

GABRIEL BUENO LAHÓZ MOYA

Avaliação clínica e cinemática dos ajustes posturais compensatórios

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Área de Concentração: Movimento, Postura
e Ação Humana

Orientadora: Prof^a Dra. Clarice Tanaka

São Paulo

2008

GABRIEL BUENO LAHÓZ MOYA

**Avaliação clínica e cinemática
dos ajustes posturais compensatórios**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre
em Ciências

Área de Concentração: Movimento, Postura e Ação Humana
Orientadora: Prof^a Dra. Clarice Tanaka

São Paulo

2008

DEDICATÓRIA E AGRADECIMENTOS

À Deus com seu grande Amor, absolutamente tudo!

À Profa. Dra. Clarice Tanaka, mais do que uma orientadora de mestrado!
Obrigado pela dedicação e inspiração na busca de qualidade! Sem dúvida,
uma visionária na Fisioterapia.

Ao grande amigo Cássio, uma cabeça constantemente crítica e pensante!
Fundamental para este trabalho.

Ao grande amigo Renê, uma fonte inesgotável de energia!

Ao Prof. Dr. André Kohn, excelente anfitrião em seu laboratório, exemplo de
responsabilidade, respeito e ótimo humor!

À equipe do LEB: Eugênia, Fernando, Rinaldo e Sandro! Obrigado por toda
força!

Meu pai! Inspirador e exemplo de vida! Garra, coragem, vontade,
determinação e amor!

Minha mãe! Sem dúvida, o amor mais bonito! Artista-mãe que fez a casa ser
o céu!

Meu irmão! Parceiro eterno das baladas da vida!

Minha irmã! Grande exemplo de alegria e determinação!

Alê, Ane e Clara! Vocês completam a família!

Aos meus avós, tios e primos! Cada um com seu toque especial nesta
família!

Theka, uma surpresa deliciosa em minha vida!

Dú, tio G, Sr. Gilmar, D. Maria Alice, Patrick, Ri, Thata, Theo e Vovó! Uma
família e tanto!

À Turma XXXII da Fisioterapia da USP, momentos inesquecíveis vividas
com pessoas tão especiais!

Aos amigos! É uma alegria tê-los em minha vida!

"A mente que se abre a uma nova idéia
jamais volta ao seu tamanho original."

Albert Einstein

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE QUADROS

LISTA DE SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

RESUMO

SUMMARY

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS	5
3. MÉTODOS	7
3.1. LOCAL.....	8
3.2. PARTICIPANTES	8
3.3. INSTRUMENTAÇÃO	9
3.4. PROCEDIMENTOS	10
3.5. PROCESSAMENTO DE DADOS.....	11
3.6. ANÁLISE DE DADOS	16
4. RESULTADOS	18
5. DISCUSSÃO	26
7. CONCLUSÕES.....	35
8. ANEXO	37
9. REFERÊNCIAS	41

APÊNDICES

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Ilustração esquemática da plataforma móvel que promove um movimento anterior ou posterior, com o disparo através de um sistema mecânico. Participante, com marcadores, posicionado para realização do teste..... 13
- Figura 2 - Intervalos de medidas cinemáticas (eixo x) relacionados às respostas dos examinadores (barras) quanto às posições de cada segmento corporal na avaliação clínica dos quadros inicial e final da perturbação postural posterior (PPP) e da perturbação postural anterior (PPA) 21

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Intervalos dos valores do coeficiente Kappa e sua respectiva interpretação quanto ao nível de concordância	16
Tabela 2 - Valores do coeficiente Kappa Fleiss e Kappa Cohen para a concordância inter-examinador e intra-examinador, respectivamente, na avaliação clínica por segmentos corporais nos quadros inicial e final da perturbação postural posterior (PPP) e perturbação postural anterior (PPA)	19
Tabela 3 - Nível de significância (p) do modelo da regressão e da influência do segmento corporal na variável; medida real (valor) de um segmento corporal para mudança de uma unidade na posição da variável; e porcentagem de participação (%part) de um segmento corporal na posição da variável por segmento corporal nos quadros inicial e final da perturbação postural posterior (PPP) e perturbação postural anterior (PPA)	24

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Protocolo proposto para avaliação clínica do ajuste postural compensatório.....	15
---	----

LISTA DE SIGLAS

2D	duas dimensões
APAS	<i>Ariel Posture Analysis System</i>
C7	7 ^a vértebra cervical
EIAS	espinha ilíaca ântero-superior
EIPS	espinha ilíaca pósterio-superior
IMC	Índice de massa corpórea
PPA	perturbação postural anterior
PPP	perturbação postural posterior

LISTA DE SÍMBOLOS

cm	centímetro
Hz	hertz
kg	quilograma
ms	milissegundo
m	metro
s	segundo
°	graus
±	mais ou menos
<	menor
%	por cento

RESUMO

Moya GBL. *Avaliação clínica e cinemática dos ajustes posturais compensatórios* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2009. 43p.

O controle postural tem como objetivo a orientação e o equilíbrio postural a fim de que o indivíduo realize uma tarefa de maneira estável. Alterações do ajuste postural são relacionadas a disfunções musculoesqueléticas e quedas, corroborando com a importância da avaliação postural completa para a prática clínica, incluindo tanto a postura estática como o comportamento dinâmico. O objetivo deste trabalho foi (1) propor um protocolo de avaliação clínica do ajuste postural compensatório, verificar (2) a confiança inter-examinador e intra-examinador deste protocolo e (3) a concordância entre a avaliação clínica e cinemática, analisar (4) se o deslocamento dos segmentos corporais durante o ajuste postural compensatório está relacionado com a posição dos segmentos na postura quieta ou no momento final do ajuste postural compensatório e (5) a relação entre as posições dos segmentos corporais durante a posição quieta e no momento final do ajuste postural compensatório. Vinte participantes jovens do sexo feminino em pé sobre uma plataforma móvel foram submetidos a perturbações posturais anteriores e posteriores padronizadas. Um quadro inicial e um quadro final representando um momento estável da posição quieta e o fim da perturbação postural, respectivamente, foram selecionados, de maneira que o ajuste postural tenha ocorrido no intervalo entre os quadros. Quatro examinadores realizaram uma avaliação clínica aplicando o protocolo proposto para avaliação clínica do ajuste postural compensatório aos quadros inicial e final de cada teste de cada participante. Os examinadores repetiram a avaliação sete dias após a primeira avaliação. Análise cinemática foi realizada a fim de definir a posição do ângulo tíbio-társico, ângulo do joelho, antepulsão da pelve, anteversão da pelve e posição do tronco. Foi coletada a posição dos segmentos corporais nos quadros inicial e final e a variação da posição dos segmentos corporais durante o ajuste postural compensatório. A confiabilidade inter-examinador e intra-examinador do protocolo proposto foi calculada e as respostas da avaliação clínica e as medidas cinemáticas dos quadros inicial e final, foram comparadas. A relação entre a posição dos segmentos corporais nos quadros inicial e final e a variação da posição dos segmentos corporais durante o ajuste postural compensatório, assim como a relação entre as posições dos segmentos corporais nos quadros inicial e final, foram observadas. A análise do "Protocolo de Avaliação Clínica do Ajuste Postural Compensatório" revelou bom nível de confiança inter-examinador e intra-examinador, com concordância entre a avaliação clínica e cinemática. O padrão de movimento do ajuste postural compensatório não se relacionou com a posição dos segmentos corporais na postura quieta ou no momento final do ajuste postural compensatório. Houve uma forte relação entre os segmentos do membro inferior tanto durante a posição quieta como no momento final do ajuste postural compensatório. Esta relação deve ser

considerada para o melhor entendimento do padrão de movimento na manutenção do equilíbrio e na prática clínica para o tratamento de disfunções musculoesqueléticas do membro inferior.

Descritores: 1.Postura 2.Equilíbrio Musculosquelético 3.Avaliação
4.Fisioterapia (Especialidade) 5. Biomecânica

SUMMARY

Moya GBL. *Clinical and kinematics evaluation of compensatory postural adjustment* [thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2009. 43p.

Postural control aims postural orientation and equilibrium in order an individual accomplishes a task in a stable way. Alterations of postural adjustment are related to musculoskeletal diseases and falls, supporting the importance of a complete posture evaluation in clinical practice, including static and dynamic components of posture. The aim of this study was (1) to present a protocol to clinical evaluation of compensatory postural adjustment, to verify (2) interexaminer and intraexaminer reliability of this protocol and (3) agreement between clinical and kinematics evaluation, analyze (4) if the displacement of body segments during compensatory postural adjustment is related to posture during quiet stance or at final moment of compensatory postural adjustment and (5) the relationship between body segments during quiet stance and postural adjustment. Twenty healthy young non-athletic female participants standing upon a moveable support surface underwent to standardized backward and forward postural perturbation. An initial and a final frame representing the stable moment of quiet stance and the end of the postural perturbation, respectively, were selected, in a way that postural adjustment has occurred between these frames. Four independent examiners have made a clinical evaluation of initial and final frames of each participant using the protocol proposed for compensatory postural adjustment clinic evaluation. Examiners have repeated this evaluation seven days after the first evaluation. Kinematics analyses have been done to verify the ankle angle, knee angle, pelvic antepulsion, pelvic anteversion and trunk position. Measures of body segments position at initial and final frame and displacement of body segments during compensatory postural adjustment were acquired. Interexaminer and intraexaminer reliability of the proposed protocol was analyzed and answers of clinical evaluation and kinematics measures of initial and final frames were compared. The relationship between body segments position at initial and final frames and displacement of body segments during compensatory postural adjustment, as well as the relationship between body segments position at initial and final frames, were observed. The protocol proposed for compensatory postural adjustment clinic evaluation showed good inter-examiner and intra-examiner reliability with good agreement between clinical and kinematics evaluation. Motion pattern during compensatory postural adjustment was not related to posture during quiet stance or at final moment of compensatory postural adjustment. There is a strong relationship between lower limb segments either during quiet stance or at final moment of compensatory postural adjustment. This relationship should be considered to better understanding of motion pattern during maintenance of balance and treatment of lower limb musculoskeletal diseases in clinical practice.

Descriptor: 1.Posture 2.Musculoskeletal Equilibrium 3.Evaluation 4.Physical Therapy (Specialty) 5.Biomechanics

1. INTRODUÇÃO

O controle postural é uma habilidade sensório-motora complexa com objetivos de orientação e equilíbrio postural, integrando informações sensoriais, planejando e executando um programa motor a fim de realizar uma tarefa de maneira estável [1]. Ajustes posturais constantes são necessários durante a realização de uma tarefa até mesmo para adequar a postura e a respiração [2, 3].

Horak e Nashner (1986) descreveram as estratégias de equilíbrio durante a manutenção da postura bípede após uma perturbação do equilíbrio no plano sagital utilizando uma plataforma móvel na direção anterior e posterior [4]. Na descrição das estratégias de equilíbrio também foi revelado a existência da estratégia mista [4] e, novos estudos sugerem estratégias de equilíbrio em que segmentos corporais, não descritos anteriormente, são movidos para a manutenção do equilíbrio [5, 6].

Os ajustes posturais são deflagrados através da ativação de músculos da perna e do tronco com latência de 73 a 110 ms após a perturbação [4]. Durante estes ajustes posturais o movimento das articulações consiste de uma fase inicial, devido ao movimento da plataforma móvel, que dura 150 ms após o início da perturbação; e uma fase subsequente em resposta ao movimento da plataforma móvel [7].

Alterações no ajuste postural em indivíduos com disfunções musculoesqueléticas foram relatados. Mulheres com história de dor patelo-femoral mostram ativação adiantada do músculo vasto medial oblíquo e alterações associadas na cinemática durante movimento anterior da plataforma móvel, mesmo quando a dor não está mais presente [8].

A análise cinemática de pessoas com lombalgia aponta diferentes movimentos da coluna vertebral durante uma perturbação previsível [9]. Também a cervicalgia revelou-se associada com uma reorganização substancial nas estratégias de controle dos músculos cervicais durante tarefas estáticas e dinâmicas [10].

Corroborando com os relatos de alterações dos ajustes posturais com disfunções musculoesqueléticas, treinamento de equilíbrio foi sugerido na prevenção de fraturas em população com osteoporose com deficiência no equilíbrio [11] e para redução de quedas em idosos [12]. A maioria das quedas entre os idosos tem como causa uma inadequada resposta a perturbações posturais. Acredita-se que 35% destas quedas são devido a uma perturbação externa do centro de massa [13]. Uma avaliação da resposta de perturbações posturais poderia prever a tendência à queda em ambientes do cotidiano do indivíduo [14]. A quantificação da resposta postural frente aos deslocamentos laterais da plataforma móvel foi um dos melhores preditores de futuras quedas entre os idosos [15].

A avaliação clássica da postura é descritiva quanto à orientação dos segmentos corporais com os outros segmentos corporais e com o vetor da gravidade. Entretanto, para se entender plenamente o controle postural, é necessário avaliar os componentes dinâmicos da postura incluindo os ajustes compensatórios, os ajustes antecipatórios e os fatores pró-ativos [16]. O *“Berg Balance Test”* é freqüentemente utilizado nos estudos e na clínica, porém não avalia os ajustes compensatórios ou a qualidade de execução da tarefa [17]. Outras avaliações como *“Tinetti Balance and Gait*

Test”, “*Multidirectional Reach Test*” e “*Brunel Balance Test*” também não avaliam a qualidade de execução da tarefa realizada por um indivíduo [18-20].

A avaliação postural completa, incluindo o comportamento dinâmico, é fundamental para a compreensão do controle postural e suas implicações na funcionalidade e nas disfunções musculoesqueléticas. A importância da avaliação do ajuste postural compensatório, a falta de protocolos de avaliação do ajuste postural compensatório disponível para a prática clínica e a necessidade de entendimento da relação dos segmentos corporais durante o ajuste postural compensatório justificam nosso interesse na validação do protocolo aqui proposto.

2. OBJETIVOS

Os objetivos deste estudo foram:

- 1) Propor um protocolo de avaliação clínica do ajuste postural compensatório,
- 2) Verificar a confiança inter-examinador e intra-examinador deste protocolo,
- 3) Verificar a concordância entre a avaliação clínica e cinemática,
- 4) Verificar se o deslocamento dos segmentos corporais no ajuste postural compensatório está relacionado com a posição dos segmentos na postura quieta ou no momento final do ajuste postural compensatório,
- 5) Analisar a relação entre as posições dos segmentos corporais durante a posição quieta e no momento final do ajuste postural compensatório.

3. MÉTODO

3.1. LOCAL

A coleta e o processamento dos dados foram realizados no Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo e a análise de dados foi realizada no Serviço de Fisioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

3.2. PARTICIPANTES

Participaram do estudo 20 indivíduos jovens não atletas do sexo feminino (média de idade 22,9 anos \pm 3,0; altura 1,62m \pm 0,05; IMC 20,14kg/m² \pm 1,5). Os critérios de exclusão foram patologias neurológicas, musculoesqueléticas ou respiratórias, alterações dos sistemas sensoriais, história de cirurgia musculoesquelética nos membros inferiores ou no tronco, vertigem, deficiência cognitiva que pudesse interferir na compreensão da coleta de dados, consumo de álcool 24 horas antes do teste, presença de queixas algicas ou de fadiga no momento do teste. Os participantes com deficiência de acuidade visual utilizaram suas lentes corretivas habituais durante a realização dos testes.

Todos os participantes leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Anexo).

3.3. INSTRUMENTAÇÃO

Uma plataforma móvel foi construída a fim de promover um movimento anterior ou posterior de 4 cm, movimento este disparado por um sistema mecânico conectado a um peso conhecido (Figura 1), deflagrando uma perturbação padronizada da postura do participante.

Os dados cinemáticos foram coletados utilizando uma câmera digital Panasonic™ modelo PV-GS250 com frequência de 60 Hz fixada em tripé posicionado no lado direito dos participantes. Marcadores esféricos recobertos por fitas retro reflexivas (3M™ high gain 7610) foram afixados no antímero direito dos participantes trajando roupa de ginástica, nos seguintes pontos de reparo anatômico:

- 1) Ponto entre a cabeça do metatarso I e II,
- 2) Maléolo lateral,
- 3) Cabeça da fíbula,
- 4) Trocânter maior,
- 5) Espinha ilíaca ântero-superior (EIAS),
- 6) Espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS) e
- 7) Processo espinhoso da 7^a vértebra cervical (C7).

Foram também afixados no campo de coleta, quatro marcadores controle, com localização conhecida, para apropriada calibração espacial 2D.

3.4. PROCEDIMENTOS

Uma vez posicionados os marcadores, foi requisitado aos participantes se colocarem em postura bípede natural sobre a plataforma móvel, de forma que o movimento da plataforma se alinhasse com o plano sagital do participante. Os braços eram mantidos cruzados sobre o peito. Perturbações posturais eram aplicadas de modo que o participante não tivesse conhecimento da direção, se anterior ou posterior, bem como do momento em que a perturbação era disparada. As perturbações aplicadas estão descritas abaixo:

- 1) Perturbação Postural Posterior (PPP): disparado por peso equivalente a 15% do peso corporal do participante, promovendo uma velocidade média da plataforma de 23.2 cm/s.
- 2) Perturbação Postural Anterior (PPA): disparado por peso equivalente a 10% do peso corporal do participante, promovendo uma velocidade média da plataforma de 17.6 cm/s.

Foram realizadas 3 repetições de coletas, com duração de 7 segundos para cada perturbação testada e intervalo entre as repetições para descanso do participante, conforme necessário. Um total de 6 testes foi realizado para cada participante de maneira aleatória.

3.5. PROCESSAMENTO DE DADOS

As imagens gravadas foram transferidas para um computador pessoal e o software *Ariel Posture Analysis System* (APAS) foi utilizado para a digitalização dos dados.

Análise cinemática 2D foi realizada em todos os testes avaliando os seguintes segmentos corporais:

- 1) Ângulo tíbio-társico: ângulo formado pela intersecção da reta horizontal e o segmento de reta entre maléolo lateral e cabeça da fíbula. Os valores negativos significam ângulo tíbio-társico menores que 90° e os valores positivos, ângulo tíbio-társico maior que 90°.
- 2) Ângulo do joelho: formado pela intersecção do segmento de reta entre o maléolo lateral e a cabeça da fíbula, e o segmento de reta entre o trocânter maior e a cabeça da fíbula. Os valores negativos significam hiperextensão de joelho e, valores positivos, joelho semi-flexionado.
- 3) Antepulsão da pelve: deduzido pela distância horizontal entre o maléolo lateral e a projeção vertical do trocânter maior no plano sagital. A projeção do trocânter maior anteriormente ao maléolo lateral representa valores positivos, indicando antepulsão da pelve; inversamente, a projeção do trocânter maior posteriormente ao maléolo lateral representa valores negativos, indicando retropulsão de pelve.
- 4) Anteversão da pelve: ângulo formado pela intersecção da reta horizontal que contem a EIPS e o segmento de reta entre EIAS e EIPS. A posição da EIAS inferior à linha representa valores positivos, indicando

anteversão da pelve; inversamente, a posição da EIAS superior à linha representa valores negativos, indicando retroversão da pelve.

- 5) Posição do tronco: deduzido pela distância horizontal entre C7 e a projeção vertical da EIPS no plano sagital. A projeção da EIPS posteriormente a C7 representa valores positivos, indicando flexão de tronco; inversamente, a projeção da EIPS anteriormente à C7 representa valores negativos, indicando extensão de tronco.

As medidas angulares foram expressas em graus e as medidas lineares foram expressas em centímetros.

A Figura 1 ilustra esquematicamente a plataforma móvel e o seu sistema de disparo do movimento, bem como os segmentos corporais com os marcadores acima descritos.

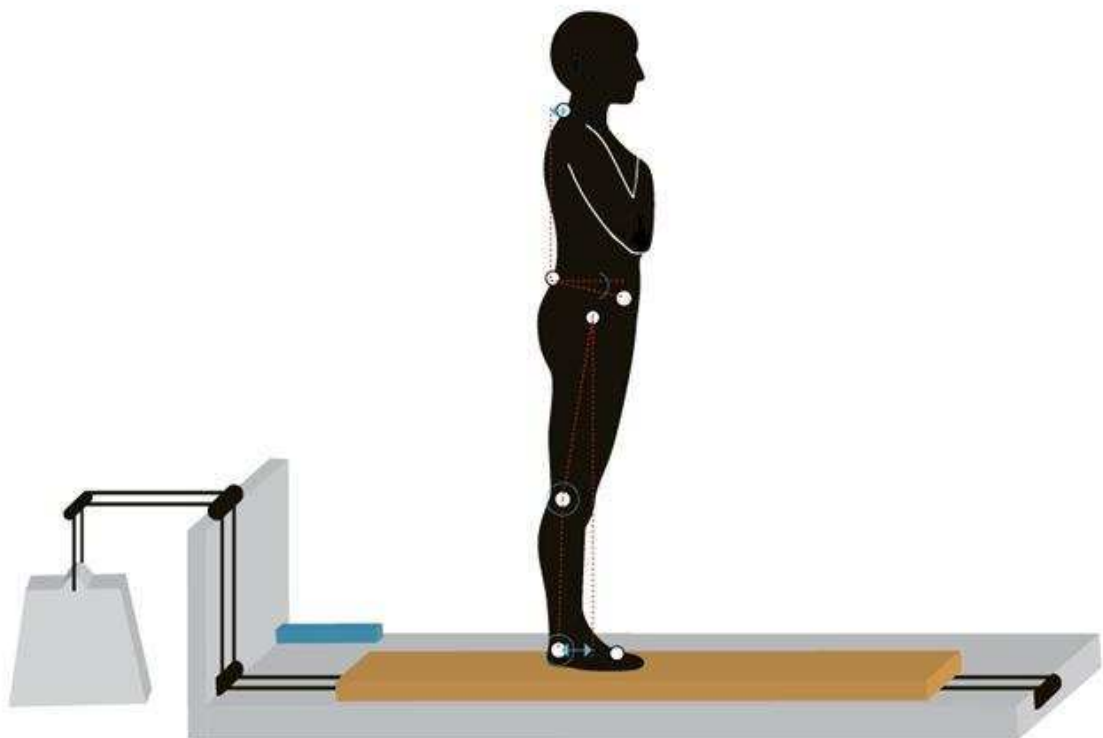


Figura 1 - Ilustração esquemática da plataforma móvel que promove um movimento anterior ou posterior, com o disparo através de um sistema mecânico. Participante, com marcadores, posicionado para realização do teste

Um quadro inicial e um final da coleta foram determinados através da observação do início e fim do deslocamento horizontal do maléolo, respectivamente. O quadro inicial, representativo da postura quieta, foi aquele em que o participante se encontrava em um momento estável da posição quieta e o quadro final, aquele em que a plataforma móvel acabara seu movimento. O intervalo entre os quadros inicial e o final representa o intervalo em que ocorreu o ajuste compensatório.

A duração deste intervalo foi verificada para se certificar que o tempo foi suficiente para que ocorresse a estratégia de equilíbrio. O deslocamento vertical do metatarso e do maléolo lateral foi verificado para afastar a

possibilidade de ocorrência de retirada do antepé e retropé, aqui considerado como estratégia de equilíbrio do passo. Selecionou-se para a análise, uma coleta da PPP e uma coleta da PPA de cada participante, que atendesse aos quesitos de duração da perturbação e de manutenção dos pés sobre a plataforma móvel.

O “Protocolo de Avaliação Clínica do Ajuste Postural Compensatório” foi proposto para avaliar o ajuste postural compensatório na postura bípede. O protocolo avalia o ângulo tíbio-társico, o ângulo do joelho, a antepulsão da pelve, a anteversão da pelve e a posição do tronco através da observação clínica dos quadros inicial e final. Trata-se de um protocolo simples, com indicação de opções de resposta e para a realização da avaliação, o examinador deve observar os quadros inicial e final do participante, assinalando com um “x” a resposta que julgar correta quanto à posição do segmento corporal avaliado, conforme exposto no Quadro 1.

Quadro 1 - Protocolo proposto para avaliação clínica do ajuste postural compensatório

Segmento Corporal	Posição	Quadro Inicial	Quadro Final
Ângulo tíbio-társico	90°		
	Menos de 90°		
	Mais de 90°		
Ângulo do joelho	Alinhado		
	Hiperextendido		
	Semi-flexionado		
Antepulsão de pelve	Alinhada		
	Antepulsão		
	Retropulsão		
Anteversão de pelve	Alinhada		
	Anteversão		
	Retroversão		
Posição do tronco	Alinhado		
	Extensão		
	Flexão		

Este protocolo foi disponibilizado para quatro examinadores independentes, com três anos de experiência clínica na área de fisioterapia, que realizaram a avaliação clínica. Os examinadores avaliaram os quadros inicial e final da PPP e PPA de cada participante, resultando em 40 testes (40 quadros iniciais e 40 quadros finais). Todos os examinadores repetiram esta avaliação após sete dias.

A análise cinemática, destes mesmos quadros, foi utilizada para verificar quantitativamente a posição dos segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA. A diferença entre a posição de cada segmento corporal no quadro inicial e no quadro final de cada teste avaliado foi calculada a fim de se obter a variação da posição de cada segmento corporal em cada teste.

3.6. ANÁLISE DE DADOS

Foram analisadas as seguintes variáveis da avaliação clínica:

- 1) Confiabilidade inter-examinador e intra-examinador

A confiabilidade inter-examinador foi expressa pelo coeficiente Kappa Fleiss e a confiabilidade intra-examinador foi expressa pelo coeficiente Kappa Cohen. Assumindo a interpretação do coeficiente Kappa [21], exposta na Tabela 1, foram considerados significativos os coeficientes Kappa acima de 0,60 (concordância substancial e quase perfeita) para a concordância das respostas dos examinadores na avaliação clínica para a posição de cada segmento corporal nos quadros inicial e final da PPP e PPA.

Tabela 1 - Intervalos dos valores do coeficiente Kappa e sua respectiva interpretação quanto ao nível de concordância

Coeficiente Kappa	Nível de concordância
< 0.0	Sem concordância
0.0 – 0.20	Concordância leve
0.21 – 0.40	Concordância média
0.41 – 0.60	Concordância moderada
0.61 – 0.80	Concordância substancial
0.81 – 1.00	Concordância quase perfeita

Foram analisadas as seguintes variáveis da avaliação cinemática:

- 1) Comparação entre as respostas da avaliação clínica e as medidas cinemáticas quantificadas dos quadros inicial e final da PPP e PPA

Intervalos de medidas cinemáticas relacionadas às respostas dos examinadores quanto às posições de cada segmento corporal na avaliação clínica dos quadros inicial e final da PPP e da PPA foram calculados.

- 2) Relação entre a posição dos segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA e a variação da posição dos segmentos corporais durante o ajuste postural compensatório na PPP e da PPA

Regressão múltipla foi aplicada às variações das posições e as posições dos segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA. Caso uma relação entre a variação da posição e a posição dos segmentos corporais tenha sido observada, a porcentagem de participação de cada segmento corporal na variação da posição de um segmento corporal foi determinada.

Foi aceito como significativo os valores de $p \leq 0.05$.

- 3) Relação entre as posições dos segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA

Regressão múltipla foi aplicada às posições dos segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA. Caso uma relação entre as posições dos segmentos corporais tenha sido observada, a porcentagem de participação de cada segmento corporal na posição de outro segmento corporal foi determinada.

Foi aceito como significativo os valores de $p \leq 0.05$.

4. RESULTADOS

Confiabilidade inter-examinador e intra-examinador

A análise da concordância inter-examinador e intra-examinador mostrou concordância substancial ou quase perfeita em todos os segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA.

A concordância inter-examinador e intra-examinador por segmento corporal nos quadros inicial e final da PPP e PPA está exposta abaixo na Tabela 2.

Tabela 2 - Valores do coeficiente Kappa Fleiss e Kappa Cohen para a concordância inter-examinador e intra-examinador, respectivamente, na avaliação clínica por segmentos corporais nos quadros inicial e final da perturbação postural posterior (PPP) e perturbação postural anterior (PPA)

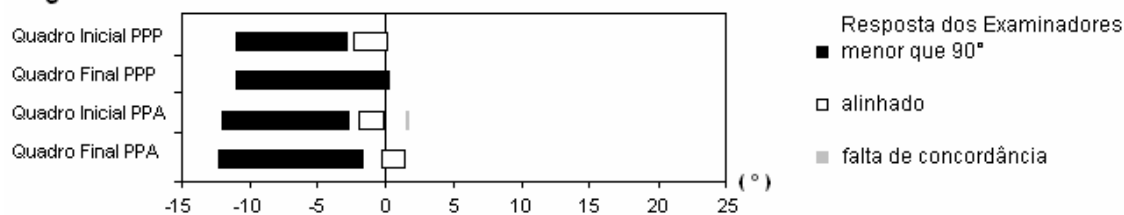
	Interexaminador	Intraexaminador			
		Examinador 1	Examinador 2	Examinador 3	Examinador 4
PPP					
Quadro inicial					
ângulo tíbio-társico	0,79	0,85	0,85	1,00	0,85
joelho	0,81	1,00	0,90	0,90	0,91
antepulsão	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
anteversão	0,63	1,00	0,82	0,82	0,61
tronco	1,00	0,92	0,92	0,94	0,81
Quadro final					
ângulo tíbio-társico	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
joelho	0,91	0,91	0,92	0,92	0,92
antepulsão	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
anteversão	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
tronco	1,00	1,00	1,00	1,00	0,91
PPA					
Quadro inicial					
ângulo tíbio-társico	0,80	1,00	0,77	0,87	0,87
joelho	0,87	1,00	1,00	1,00	0,92
antepulsão	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
anteversão	0,74	1,00	1,00	0,83	1,00
tronco	1,00	1,00	1,00	1,00	0,81
Quadro final					
ângulo tíbio-társico	0,80	1,00	1,00	0,85	1,00
joelho	0,86	1,00	0,92	0,76	1,00
antepulsão	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
anteversão	0,82	1,00	1,00	1,00	0,86
tronco	0,80	1,00	0,76	0,84	0,76

Comparação entre as respostas da avaliação clínica e as medidas cinemáticas quantificadas dos quadros inicial e final da PPP e PPA

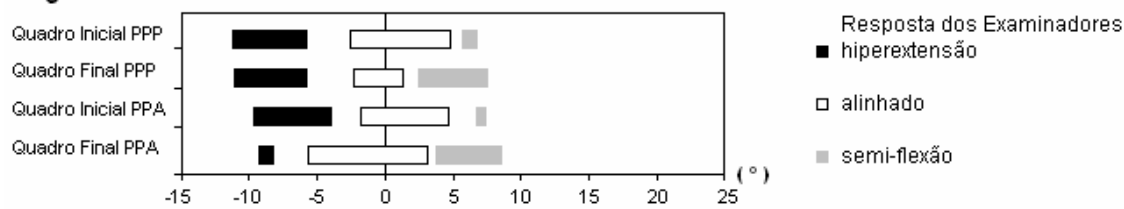
A avaliação clínica e cinemática mostrou boa concordância em todos os segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA.

Intervalos de medidas cinemáticas relacionadas às respostas dos examinadores quanto às posições de cada segmento corporal na avaliação clínica dos quadros inicial e final da PPP e da PPA estão expostos abaixo na Figura 2.

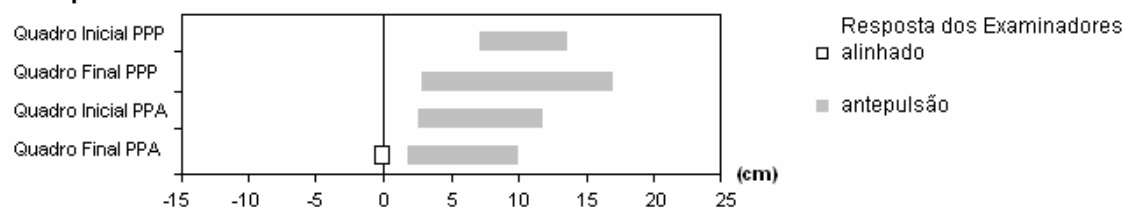
Ângulo Tibio-Társico



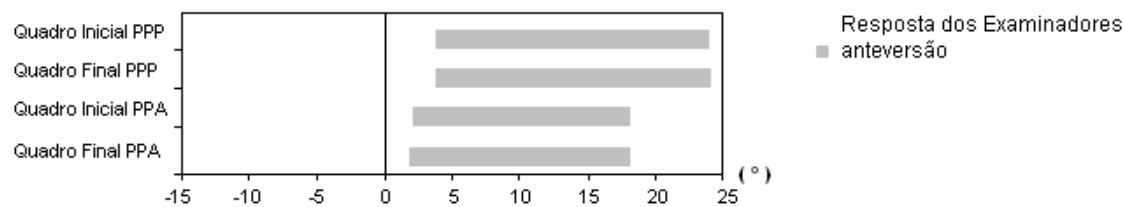
Ângulo do Joelho



Antepulsão da Pelve



Anteversão da Pelve



Posição do Tronco

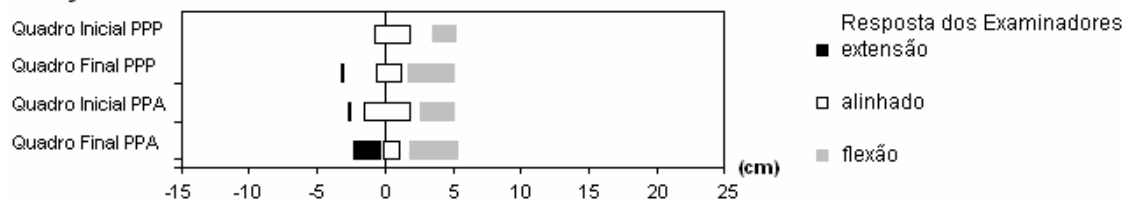


Figura 2 - Intervalos de medidas cinemáticas (eixo x) relacionados às respostas dos examinadores (barras) quanto às posições de cada segmento corporal na avaliação clínica dos quadros inicial e final da perturbação postural posterior (PPP) e da perturbação postural anterior (PPA)

Relação entre a posição dos segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA e a variação da posição dos segmentos corporais durante o ajuste postural compensatório na PPP e da PPA

A posição dos segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA não mostrou relação com a variação da posição dos segmentos corporais durante o ajuste postural compensatório na PPP e da PPA, com exceção da antepulsão de pelve no quadro final da PPP. A variação da posição da antepulsão da pelve durante o ajuste postural compensatório mostrou relação com o ângulo tíbio-társico e antepulsão da pelve no quadro final da PPP.

Nesta relação da PPP, é necessário 0.4° de movimento do ângulo tíbio-társico para promover uma variação de 1 cm da antepulsão da pelve e 0.4 cm de movimento da antepulsão da pelve para promover uma variação de 1 cm da antepulsão da pelve, o ângulo tíbio-társico e a antepulsão da pelve participa na variação da posição da antepulsão da pelve em 34,8% e 34%, respectivamente.

Relação entre as posições dos segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA

O ângulo tíbio-társico, ângulo do joelho e antepulsão da pelve mostraram relação entre si nos quadros inicial e final da PPP e PPA, exceto o ângulo do joelho com a antepulsão da pelve no quadro final da PPP.

A anteversão da pelve e a posição do tronco não mostraram relação com nenhum segmento corporal.

A regressão múltipla entre as posições dos segmentos corporais nos quadros inicial e final da PPP e PPA está exposta na Tabela 3.

Tabela 3 - Nível de significância (p) do modelo da regressão e da influência do segmento corporal na variável; medida real (valor) de um segmento corporal para mudança de uma unidade na posição da variável; e porcentagem de participação (%part) de um segmento corporal na posição da variável por segmento corporal nos quadros inicial e final da perturbação postural posterior (PPP) e perturbação postural anterior (PPA)

Posição	Coeficiente de Regressão																	
	modelo	constante	ângulo tíbio-társico			joelho			antepulsão			anteversão			tronco			
	p	p	valor	p	valor	% part	p	valor	% part	p	valor	% part	p	valor	% part	p	valor	% part
PPP																		
Inicial																		
ângulo tíbio-társico	*	*	88,2				*	-0,5	50,6%	*	-0,7	37,9%	0,2	0,1	11,0%	1,0	0,0	0,4%
joelho	*	*	142,9	*	-1,6	62,5%				*	-0,9	25,6%	0,1	0,2	11,7%	0,7	0,1	0,2%
antepulsão	*	*	87,6	*	-1,0	60,3%	*	-0,4	33,0%				0,5	0,1	6,6%	1,0	0,0	0,1%
anteversão																		
tronco																		
Final																		
ângulo tíbio-társico	*	*	87,9				*	-0,5	55,2%	*	-0,5	31,6%	0,3	0,1	11,6%	0,9	0,0	1,6%
joelho	*	*	121,3	*	-1,4	61,0%				0,1	-0,5	19,2%	0,2	0,2	13,2%	0,5	0,3	6,6%
antepulsão	*	*	90,3	*	-0,9	60,5%	0,1	-0,4	33,3%				0,8	0,0	3,4%	0,8	-0,1	2,9%
anteversão																		
tronco																		
PPA																		
Inicial																		
ângulo tíbio-társico	*	*	90,2				*	-0,5	58,9%	*	-0,8	39,1%	0,8	0,0	0,7%	0,6	0,0	1,3%
joelho	*	*	162,2	*	-1,8	65,4%				*	-1,4	32,8%	0,7	0,0	0,7%	0,5	0,1	1,2%
antepulsão	*	*	114,1	*	-1,3	56,4%	*	-0,7	42,6%				0,9	0,0	0,2%	0,6	0,0	0,9%
anteversão																		
tronco																		
Final																		
ângulo tíbio-társico	*	*	87,4				*	-0,5	59,2%	*	-0,7	38,8%	0,6	0,0	1,4%	0,8	0,0	0,6%
joelho	*	*	155,9	*	-1,8	65,4%				*	-1,2	32,7%	0,6	0,0	1,2%	0,8	0,0	0,7%
antepulsão	*	*	119,6	*	-1,4	56,1%	*	-0,7	42,8%				0,7	0,0	0,7%	0,8	0,0	0,4%
anteversão																		
tronco																		

* p ≤ 0.05

5. DISCUSSÃO

Protocolo de Avaliação Clínica do Ajuste Postural Compensatório

Horak & Nashner, 1986 [4], iniciaram uma importante discussão sobre controle postural descrevendo as estratégias de equilíbrio de tornozelo, quadril e passo. Tais estratégias de equilíbrio seriam suficientes para manter a estabilidade corporal após uma perturbação postural inesperada, porém estratégias mistas e estratégias que envolvem segmentos corporais não descritos anteriormente também podem ser executadas para manter o equilíbrio [22].

Mais recentemente, o ajuste postural na posição quieta foi descrito como um pêndulo multi-link, com duas estratégias de equilíbrio co-existentes. Estas estratégias predominariam dependendo das características das informações sensoriais disponíveis, da tarefa e da perturbação [23]. Outros estudos sugerem uma estrutura de controle ainda mais complexa durante a posição quieta, apoiando que todos os maiores segmentos corporais são igualmente ativos, executando movimentos coordenados que estabilizam o centro de massa e a cabeça no espaço, estando com uma base de apoio estável ou estreita [5, 6].

O ajuste postural compensatório utiliza todos os segmentos corporais disponíveis que possam ajudar a manter a estabilidade sem interferir na realização da tarefa [24]. Com vários estudos e evidências sobre o controle postural dinâmico, uma repercussão clínica ainda está carente na literatura.

Este estudo apresenta uma proposta de um “Protocolo de Avaliação Clínica do Ajuste Postural Compensatório”. Sabendo-se que a ativação muscular do ajuste postural se modifica quando o indivíduo tem consciência do momento

da perturbação [25], este estudo submeteu os participantes a uma perturbação inesperada quanto ao início e a direção da perturbação, a fim de avaliar o ajuste postural compensatório.

Confiança do Protocolo de Avaliação Clínica do Ajuste Postural Compensatório e Comparação com a Avaliação Cinemática

Este protocolo avalia o ângulo tíbio-társico, o ângulo do joelho, a antepulsão da pelve, a anteversão da pelve e a posição do tronco durante a posição quieta e no momento final do ajuste postural compensatório, mostrando boa concordância inter-examinador e intra-examinador em indivíduos jovens não atletas do sexo feminino. Também mostrou boa concordância entre a avaliação clínica e cinemática.

O ângulo do joelho mostrou concordância entre os examinadores para a posição alinhada, entre -5° e 5° graus, aproximadamente. Já o ângulo tíbio-társico e a posição do tronco foram considerados alinhados com mais refinamento de medida, isto é, com menor variação quantitativa.

A avaliação clínica da antepulsão e anteversão da pelve mostrou concordância alta. Entretanto, a cinemática revelou falta de variabilidade na posição de ante/retropulsão e ante/retroversão da pelve entre os participantes de forma que não permitiu outras opções de resposta para a antepulsão e a anteversão da pelve.

O Ajuste Postural Compensatório está relacionado com a Posição dos Segmentos Corporais?

Este estudo mostra a falta de relação entre a posição dos segmentos corporais com a variação da posição dos segmentos corporais tanto no quadro inicial quanto no quadro final da PPA.

Isto também foi observado para os quadros inicial e final da PPP, com exceção da variação da antepulsão de pelve no quadro final. Portanto, o ajuste postural não é predeterminado pela postura quieta que antecede a perturbação.

Este achado corrobora com a importância de se proceder à avaliação completa da postura incluindo o componente dinâmico, já que estas informações não podem ser deduzidas da postura quieta.

Outros estudos buscaram relacionar a posição quieta com o ajuste postural. A análise cinética durante a posição quieta foi relacionada ao deslocamento do centro de pressão durante uma leve perturbação postural posterior no nível da pelve, independentemente da idade [26, 27].

A direção da oscilação corporal durante a posição quieta no momento da perturbação postural mostrou influência sobre o ajuste postural compensatório, como a ativação muscular, a amplitude da atividade eletromiográfica e a frequência da estratégia de equilíbrio do passo [28].

Sugeriu-se que a análise cinética na posição quieta e na posição tandem proporcionariam informações do controle postural que podem ser utilizadas para prever o risco de quedas entre os idosos, decorrente de um inadequado ajuste postural [29].

Apesar do pequeno número de estudo com *follow-up*, alguns aspectos dos dados cinéticos da posição quieta parece predizer quedas entre idosos [30]. A atividade extensora do tornozelo é grandemente responsável pelo controle fásico do equilíbrio ântero-posterior durante a posição quieta [31]. Informações sensoriais sobre a velocidade da oscilação corporal durante a posição quieta parece ter grande contribuição em modular a atividade muscular extensora do tornozelo [32]. A informação de velocidade é descrita como a mais precisa forma de informação sensorial que a informação de posição e aceleração para estabilização dos segmentos corporais durante a posição quieta [33].

Apesar da falta de evidência para conclusões definitivas, o ajuste postural parece estar mais ligado a aspectos dinâmicos do controle da postura durante a posição quieta do que os aspectos estáticos. Nossos resultados apóiam que o ajuste postural compensatório não está associado com a posição dos segmentos corporais durante a posição quieta quanto no momento final do ajuste postural.

A posição dos segmentos corporais durante a posição quieta também pode não influenciar na qualidade do padrão de movimento durante a atividade funcional. Nenhuma relação foi encontrada entre diferentes condições sensoriais durante a posição quieta, no ajuste postural decorrente de perturbação com plataforma móvel e no equilíbrio durante a marcha [34].

É possível que a postura isoladamente não tenha grande influência sobre as atividades dinâmicas, ao contrário do que tem sido considerada. Procedimentos da prática clínica que envolva tarefas funcionais não devem

se basear apenas na posição dos segmentos corporais, mas também na dinâmica dos segmentos corporais e na atividade muscular. Estes resultados corroboram com a idéia de que componentes mecânicos são importantes para a postura, mas não determina o controle postural. O controle postural é guiado pelos componentes motores e neurais, como a capacidade de perceber e interpretar estímulos vigentes, planejar e executar um adequado programa motor assim como o aprendizado motor decorrente de experiências prévias.

Relação entre as Posições dos Segmentos Corporais

A regressão múltipla da posição dos segmentos corporais mostrou relação entre o ângulo tíbio-társico, ângulo do joelho e antepulsão de pelve tanto nos quadros inicial como no final da PPP e também da PPA, exceto pelo ângulo do joelho e antepulsão de pelve no quadro final da PPP. Além do mais, um padrão similar de participação dos segmentos corporais foi apresentado nesta relação dos segmentos do membro inferior.

Estes resultados sugerem que o tornozelo, o joelho e a pelve se movem em conjunto durante a posição quieta e no ajuste postural compensatório no plano sagital, como um segmento corporal único, articulado.

Apesar de existir uma relação significativa entre as posições dos segmentos do membro inferior, acreditamos que é importante considerar o alinhamento de cada segmento durante a tarefa e sua contribuição para o padrão de movimento. Manter a postura bípede com uma posição assimétrica dos membros inferiores levou a um padrão assimétrico de sinergia dos músculos

dos membros inferiores e do tronco durante o ajuste postural antecipatório [35].

Durante a posição quieta, os movimentos dos membros inferiores e do tronco são descritos como *in-phase* quando os participantes apresentam baixa frequência de oscilação corporal enquanto um padrão *anti-phase* foi observado quando a frequência de oscilação corporal era maior que 1 Hz, aproximadamente [5, 23, 36]. Uma mudança gradual no padrão *in-phase* para *anti-phase* e um retorno abrupto ao padrão *in-phase* é descrito quando a frequência de oscilação corporal alcança 1.6 Hz [36].

Nossos resultados parecem corroborar com estes estudos, uma vez que a posição do tronco não mostrou relação com a posição dos segmentos do membro inferior durante a posição quieta e no momento final do ajuste postural compensatório. Ainda, nossos resultados mostraram uma relação consistente entre as posições dos segmentos do membro inferior durante a posição quieta e no momento final do ajuste postural compensatório. Então o tronco e o membro inferior podem mover tanto *in-phase* quanto *anti-phase* enquanto os segmentos dos membros inferiores movem-se conjuntamente durante a posição quieta e no ajuste postural compensatório.

Estes achados reforçam que os segmentos dos membros inferiores não devem ser compreendidos como segmentos isolados durante condutas para disfunções musculoesqueléticas.

Com esta análise da relação entre a variação da posição dos segmentos durante o ajuste postural compensatório e a posição dos segmentos corporais durante a postura quieta e no momento final do ajuste postural

compensatório, concluímos que o ajuste postural compensatório não depende da posição dos segmentos corporais no quadro inicial. Assim, para se avaliar o padrão de movimento do ajuste postural compensatório seria desnecessário considerar a posição inicial dos segmentos corporais.

Nossos resultados revelam que os segmentos dos membros inferiores se posicionam em conjunto durante a posição quieta e no momento final do ajuste postural compensatório, reiterando que a relação entre o membro inferior, a anteversão da pelve e a posição do tronco é um ponto importante para analisar a postura durante a posição quieta e no ajuste postural.

O ajuste compensatório parece ter uma grande contribuição para compreender o controle postural, porém também é importante considerar outros aspectos do controle postural como mecanismos de controle pró-ativos, ajuste antecipatório e controle sensório-motor. Ainda, os contextos do ambiente e da tarefa devem ser averiguados para contemplar todos os elementos da funcionalidade das atividades de vida diária.

Limitações e Sugestões

Neste estudo, abordamos a postura e o equilíbrio discutindo os segmentos do tornozelo, joelho, pelve e tronco. Para melhor entendimento do controle postural do ajuste postural compensatório é necessário a implementação de estudos incluindo a avaliação cinemática dos segmentos corporais nos planos coronal e transversal, e os segmentos corporais da cabeça e dos membros superiores, a fim de conhecer melhor a participação dos segmentos corporais na estratégia de equilíbrio e discutir mais refinadamente os ajustes posturais. Estudos sobre a influência da dinâmica dos segmentos corporais também contribuiriam para o conhecimento do controle do ajuste postural.

A amostra estudada permitiu uma visão parcial da quantificação da observação dos examinadores, devido à ausência de sujeitos com alterações posturais específicas, como posição do tornozelo maior que 90° ou retropulsão de pelve. O aumento da magnitude da perturbação talvez proporcione uma maior variação da posição dos segmentos e, possivelmente provoque ajustes de forma evidenciar tais posições dos segmentos.

A avaliação clínica com pontuações permitiria qualificar o ajuste postural compensatório de forma sensível a comparar evolução na estratégia de equilíbrio durante o tratamento. Estudos futuros poderiam designar pontuações ao protocolo de forma a preencher esta necessidade.

7. CONCLUSÕES

1. O “Protocolo de Avaliação Clínica do Ajuste Postural Compensatório” é uma avaliação com boa confiabilidade e concordância entre a avaliação clínica e cinemática em indivíduos jovens não atletas do sexo feminino.
2. A postura isoladamente não predetermina o padrão de movimento do ajuste postural compensatório.
3. Há uma forte relação entre a posição dos segmentos do membro inferior durante a posição quieta e também no momento final do ajuste postural compensatório.

8. ANEXO

Anexo – Termo de consentimento livre e esclarecido



HOSPITAL DAS CLÍNICAS
DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
CAIXA POSTAL, 8091 – SÃO PAULO – BRASIL

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO PACIENTE:
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F
- DATA NASCIMENTO:/...../.....
- ENDEREÇO Nº APTO:
- BAIRRO: CIDADE
- CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)
2. RESPONSÁVEL LEGAL
- NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F
- DATA NASCIMENTO:/...../.....
- ENDEREÇO Nº APTO:
- BAIRRO: CIDADE
- CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA

AVALIAÇÃO CLÍNICA DA POSTURA E DO EQUILÍBRIO

PESQUISADOR: Gabriel Bueno Lahóz Moya

CARGO/FUNÇÃO: Fisioterapeuta

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL LTT Nº 10036

UNIDADE DO HCFMUSP: Serviço de Fisioterapia

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

SEM RISCO RISCO MÍNIMO X RISCO MÉDIO
RISCO BAIXO RISCO MAIOR

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

4. DURAÇÃO DA PESQUISA : 2 anos

III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA CONSIGNANDO:

1. justificativa e os objetivos da pesquisa

O objetivo deste trabalho é fazer um modelo de avaliação do equilíbrio sem nenhum tipo de aparelho e verificar se este protocolo é confiável.

2. procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais

O trabalho consiste em testes de equilíbrio que durará aproximadamente 30 minutos. Você usará roupa de ginástica, serão colocadas bolinhas de isopor em determinados pontos ósseos do seu corpo e uma câmera filmadora posicionada ao seu lado filmará os testes. Você terá que manter o equilíbrio em cima de uma prancha que se move um pouco para frente ou para trás. Terminado os testes, retiramos as bolinhas de isopor e você está liberado. Estas imagens serão usadas para avaliar como o seu corpo se movimenta durante os testes. Esta filmagem só será utilizada para fins científicos.

3. desconfortos e riscos esperados

Os desequilíbrios oferecidos durante o experimento serão leves e não devem causar quedas.

4. benefícios que poderão ser obtidos

Será feita uma avaliação de sua postura e, caso haja interesse, poderá receber orientações ou tratamento para cuidados e correções da postura.

5. procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo

Não há.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA CONSIGNANDO:

1. acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas.

Sempre que precisar, daremos explicações para tirar qualquer dúvida a respeito do estudo.

2. liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.

Você pode desistir de participar do estudo a qualquer momento sem que isso lhe prejudique.

3. salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade.

Todos os dados obtidos na sua avaliação serão confidenciais. Serão utilizados apenas para fins científicos e sua identidade será preservada.

4. disponibilidade de assistência no HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

Apesar de não haver riscos no procedimento, em qualquer eventual dano à sua saúde decorrente dele, você terá acesso e será prontamente atendido no Hospital das Clínicas da FMUSP.

5. viabilidade de indenização por eventuais danos à saúde decorrentes da pesquisa.

Apesar de não haver riscos no procedimento, em qualquer eventual dano à sua saúde decorrente dele, você terá acesso e será prontamente atendido no Hospital das Clínicas da FMUSP.

V. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Gabriel Bueno Lahóz Moya – pesquisador: tel. 7249-0623

Prof. Dra. Clarice Tanaka- Orientadora: tel 3069-6867 (horário comercial)

VI. OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES:

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa.

São Paulo, de de 20 .

assinatura do sujeito da pesquisa

assinatura do pesquisador ou responsável legal
(carimbo ou nome Legível)

9. REFERÊNCIAS

- [1] Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006 Sep;35 Suppl 2:ii7-ii11.
- [2] Caron O, Fontanari P, Cremieux J, Joulia F. Effects of ventilation on body sway during human standing. *Neurosci Lett*. 2004 Aug 5;366(1):6-9.
- [3] Hodges PW, Gurfinkel VS, Brumagne S, Smith TC, Cordo PC. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res*. 2002 Jun;144(3):293-302.
- [4] Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*. 1986 Jun;55(6):1369-81.
- [5] Hsu WL, Scholz JP, Schoner G, Jeka JJ, Kiemel T. Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. *J Neurophysiol*. 2007 Apr;97(4):3024-35.
- [6] Krishnamoorthy V, Yang JF, Scholz JP. Joint coordination during quiet stance: effects of vision. *Exp Brain Res*. 2005 Jul;164(1):1-17.
- [7] Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture*. 1999 Oct;10(2):161-70.
- [8] Stensdotter AK, Grip H, Hodges PW, Hager-Ross C. Quadriceps activity and movement reactions in response to unpredictable sagittal support-surface translations in women with patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008 Apr;18(2):298-307.
- [9] Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. *Spine*. 2007 Sep 1;32(19):E537-43.
- [10] Falla D, Farina D. Neuromuscular adaptation in experimental and clinical neck pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008 Apr;18(2):255-61.
- [11] Greig AM, Bennell KL, Briggs AM, Wark JD, Hodges PW. Balance impairment is related to vertebral fracture rather than thoracic kyphosis in individuals with osteoporosis. *Osteoporos Int*. 2007 Apr;18(4):543-51.
- [12] Maki BE, Cheng KC, Mansfield A, Scovil CY, Perry SD, Peters AL, et al. Preventing falls in older adults: new interventions to promote more effective change-in-support balance reactions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008 Apr;18(2):243-54.
- [13] Black SE, Maki BE, Fernie GR. Aging, imbalance and falls. In: Sharpe JA, Barber HO, editors. *The Vestibulo-Ocular Reflex and Vertigo*. New York: Raven Press; 1994. p. 1-24.
- [14] Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther*. 1997 May;77(5):517-33.
- [15] Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol*. 1994 Mar;49(2):M72-84.
- [16] Huxham FE, Goldie PA, Patla AE. Theoretical considerations in balance assessment. *Aust J Physiother*. 2001;47(2):89-100.

- [17] Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Can.* 1989;41:304-11.
- [18] Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc.* 1986;34:119-26.
- [19] Newton RA. Validity of the multi-directional reach test: a practical measure for limits of stability in older adults. *J of Gerontol.* 2001 Apr;56(4):M248-52.
- [20] Tyson SF, DeSouza LH. Development of the Brunel Balance Assessment: a new measure of balance disability post stroke. *Clin Rehabil.* 2004 Nov;18(7):801-10.
- [21] Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977 Mar;33(1):159-74.
- [22] Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB, Carlson-Kuhta P, Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern.* 2005 Nov;93(5):309-22.
- [23] Creath R, Kiemel T, Horak F, Peterka R, Jeka J. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neurosci Lett.* 2005 Mar 29;377(2):75-80.
- [24] Scholz JP, Schoner G, Hsu WL, Jeka JJ, Horak F, Martin V. Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. *Exp Brain Res.* 2007 Jun;180(1):163-79.
- [25] Jacobs JV, Fujiwara K, Tomita H, Furune N, Kunita K, Horak FB. Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation. *Clin Neurophysiol.* 2008 Jun;119(6):1431-42.
- [26] Hsiao-Wecksler ET, Katdare K, Matson J, Liu W, Lipsitz LA, Collins JJ. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *J Biomech.* 2003 Sep;36(9):1327-33.
- [27] Lauk M, Chow CC, Pavlik AE, Collins JJ. Human Balance out of Equilibrium: Nonequilibrium Statistical Mechanics in Posture Control. *Phys Rev Lett.* 1998 Jan;80(2):413-6.
- [28] Tokuno CD, Carpenter MG, Thorstensson A, Cresswell AG. The influence of natural body sway on neuromuscular responses to an unpredictable surface translation. *Exp Brain Res.* 2006 Sep;174(1):19-28.
- [29] Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Tormakangas T, Rantanen T. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2008 Feb;63(2):171-8.
- [30] Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology.* 2006;52(1):1-16.
- [31] Borg F, Finell M, Hakala I, Herrala M. Analyzing gastrocnemius EMG-activity and sway data from quiet and perturbed standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007 Oct;17(5):622-34.
- [32] Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol.* 2003 Dec;90(6):3774-82.

- [33] Jeka J, Kiemel T, Creath R, Horak F, Peterka R. Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. *J Neurophysiol.* 2004 Oct;92(4):2368-79.
- [34] Shimada H, Obuchi S, Kamide N, Shiba Y, Okamoto M, Kakurai S. Relationship with dynamic balance function during standing and walking. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003 Jul;82(7):511-6.
- [35] Aruin AS. The effect of asymmetry of posture on anticipatory postural adjustments. *Neurosci Lett.* 2006 Jun 19;401(1-2):150-3.
- [36] Saffer M, Kiemel T, Jeka J. Coherence analysis of muscle activity during quiet stance. *Exp Brain Res.* 2008 Feb;185(2):215-26.

APÊNDICES

Apêndice I - Aprovação do projeto pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa (CAPPesq) da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da USP



Ao

Departamento de Fisioterapia/Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 05.11.08, tomou conhecimento que o Protocolo de Pesquisa nº **0276/06**, intitulado: "**Avaliação clínica das estratégias de equilíbrio**", aprovado por esta Comissão em 14.06.06, contempla o sub-projeto intitulado "**Avaliação Clínica e Cinemática dos Ajustes Posturais Compensatórios**", que será **dissertação de mestrado** do **Sr. Gabriel Bueno Lahóz Moya**, tendo como orientadora a **Profa. Dra. Clarice Tanaka**.

CAPPesq, 05 de novembro de 2008.

PROF. DR. EDUARDO MASSAD
Presidente da Comissão Ética para Análise
de Projetos de Pesquisa

Prof.ª Dra. Amélia Pasqual Marques
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação
em Ciências da Reabilitação-FMUSP

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do HCFMUSP e da FMUSP
Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Rua Ovídio Pires de Campos, 225, 5º andar - CEP 05430 010 - São Paulo - SP
Fone: 011 - 30696442 fax : 011 - 3069 6492 - e-mail : cappesq@hcnet.usp.br / secretariacappesq2@hcnet.usp.br
matc

Apêndice II - Nível de significância (p) do modelo da regressão e da influência do segmento corporal na variável; medida real (valor) de um segmento corporal para mudança de uma unidade na posição da variável; e porcentagem de participação (%part) de um segmento corporal na posição da variável por segmento corporal nos quadros inicial e final da perturbação postural posterior (PPP) e perturbação postural anterior (PPA)

Posição	Coeficiente de Regressão																	
	modelo			ângulo tíbio-társico			joelho			antepulsão			anteversão			tronco		
	p	p	valor	p	valor	% part	p	valor	% part	p	valor	% part	p	valor	% part	p	valor	% part
PPP																		
Inicial																		
ângulo tíbio-társico	*	*	88,2				*	-0,5	50,6%	*	-0,7	37,9%	0,2	0,1	11,0%	1,0	0,0	0,4%
joelho	*	*	142,9	*	-1,6	62,5%				*	-0,9	25,6%	0,1	0,2	11,7%	0,7	0,1	0,2%
antepulsão	*	*	87,6	*	-1,0	60,3%	*	-0,4	33,0%				0,5	0,1	6,6%	1,0	0,0	0,1%
anteversão																		
tronco																		
Final																		
ângulo tíbio-társico	*	*	87,9				*	-0,5	55,2%	*	-0,5	31,6%	0,3	0,1	11,6%	0,9	0,0	1,6%
joelho	*	*	121,3	*	-1,4	61,0%				0,1	-0,5	19,2%	0,2	0,2	13,2%	0,5	0,3	6,6%
antepulsão	*	*	90,3	*	-0,9	60,5%	0,1	-0,4	33,3%				0,8	0,0	3,4%	0,8	-0,1	2,9%
anteversão																		
tronco																		
PPA																		
Inicial																		
ângulo tíbio-társico	*	*	90,2				*	-0,5	58,9%	*	-0,8	39,1%	0,8	0,0	0,7%	0,6	0,0	1,3%
joelho	*	*	162,2	*	-1,8	65,4%				*	-1,4	32,8%	0,7	0,0	0,7%	0,5	0,1	1,2%
antepulsão	*	*	114,1	*	-1,3	56,4%	*	-0,7	42,6%				0,9	0,0	0,2%	0,6	0,0	0,9%
anteversão																		
tronco																		
Final																		
ângulo tíbio-társico	*	*	87,4				*	-0,5	59,2%	*	-0,7	38,8%	0,6	0,0	1,4%	0,8	0,0	0,6%
joelho	*	*	155,9	*	-1,8	65,4%				*	-1,2	32,7%	0,6	0,0	1,2%	0,8	0,0	0,7%
antepulsão	*	*	119,6	*	-1,4	56,1%	*	-0,7	42,8%				0,7	0,0	0,7%	0,8	0,0	0,4%
anteversão																		
tronco																		

* p ≤ 0.05

Apêndice III - Comprovante de submissão do artigo e artigo original

Clinical Rehabilitation

Submission
Confirmation

Thank you for submitting your manuscript to *Clinical Rehabilitation*.

Manuscript ID: CRE-2009-0809

Title: Can quiet standing posture predict compensatory postural adjustment?

Authors: Moya, Gabriel
Siqueira, Cássio
Caffaro, Renê
Kohn, André
Fu, Carolina
Tanaka, Clarice

Date Submitted: 09-Jan-2009

Can quiet standing posture predict compensatory postural adjustment?

Gabriel Bueno Lahóz Moya^a, Cássio Marinho Siqueira^a, Renê Rogieri Caffaro^a, André Fábio Kohn^b, Carolina Fu^a, Clarice Tanaka^a.

^a Department of Physical Therapy, Communication Science & Disorders and Occupational Therapy, Medical School, University of São Paulo, São Paulo, Brazil.

^b Biomedical Engineering Laboratory, Escola Politécnica, University of São Paulo, São Paulo, Brazil.

Mailing Addresses

Gabriel B. L. Moya; Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 255, Cerqueira César, 05403-000, São Paulo-SP, Brasil. Serviço de Fisioterapia do Hospital das Clínicas – FMUSP

e-mail: gabriel.moya@hu.usp.br; fisioterapia.ichc@hcnet.usp.br

Phone: 55-11-3069-6867; Fax: 55-11-3069-7969

Cássio Marinho Siqueira

e-mail: casique@usp.br

Renê Rogieri Caffaro

e-mail: renecaffaro@yahoo.com.br

André Fábio Kohn

e-mail: andfkohn@leb.usp.br

Carolina Fu

e-mail: carolfu@usp.br

Clarice Tanaka

e-mail: cltanaka@usp.com.br

Abstract

The current thought in clinical practice is that static and dynamic posture plays a significant role in musculoskeletal function. Yet, there is no evidence of whether and how static and dynamic posture is related. The aim of this study was to analyze whether and how quiet standing posture are related to dynamic posture. Twenty healthy participants standing upon a moveable surface underwent unexpected, standardized backward and forward postural perturbation while kinematic data were acquired. Ankle, knee, pelvis and trunk position were calculated. An initial and a final frame representing quiet standing posture and the end of the postural perturbation, respectively, were selected, in such a way that postural adjustments have occurred between these frames. Positions of body segments at initial frame, final frame and the displacement of body segments during postural adjustment between initial and final frame were acquired. Relationship between position of body segments with each other at initial and final frames, as well as relationship between position of body segments at initial and final frame with displacement of body segments between initial and final frame, were analyzed. Motion pattern during compensatory postural adjustment was found not to be related to quiet standing posture or with final posture of compensatory postural adjustment. There is a strong relationship between position of lower limb segments in quiet standing and in the posture of compensatory adjustment. These results should be considered to a better understanding of motion pattern during maintenance of balance and treatment of lower limb musculoskeletal diseases in clinical practice.

Descriptor: 1.Posture 2.Musculoskeletal Equilibrium 3.Evaluation 4.Physical Therapy (Specialty) 5.Biomechanics

Introduction

Postural control is comprehended as a complex sensorimotor skill which aims at postural orientation and equilibrium by integrating sensory information with planning the execution of a movement in order to accomplish a task in a stable way [1]. Constant postural adjustments are required during the performance of a task either simple or complex, including physiological functions as regulating posture and breathing [2, 3].

Horak & Nashner, 1986 [4], have described balance strategies during the maintenance of posture with a perturbation in the balance of the sagittal plane using a movable support surface in backward and forward direction. Mixed strategies have also been reported as used by the body system to keep balance [4]. Yet in this regard, newer studies reveal body segments never been mentioned before participating in the balance strategies [5, 6].

Quiet standing balance has been described as multi-link pendulum [7] that moves all major body segments to stabilize the center of mass [6]. Compensatory postural adjustment has also been described as multi-link pendulum [4] in which all body segments assist on keeping stability [8].

Regarding quiet standing condition, postural misalignments have been reported as related to a variety of diseases, including osteoarthritis [9, 10], patellofemoral pain [11, 12], medial tibial stress syndrome [11], iliotibial band friction syndrome [11], stress fractures of the tibia [11], and anterior cruciate ligament injury [13-18].

In addition, postural adjustments play an important role in clinical practice. Alterations of postural adjustments have been related to risk of falls [19],

vertebral fracture [20] and musculoskeletal diseases, including patellofemoral pain [21], low back pain [22] and clinical neck pain [23].

The current thought in clinical practice is that posture in quiet standing, as well as dynamic posture, plays a significant role on musculoskeletal function. However there is no evidence of whether and how static and dynamic posture is related to each other. In this study we have chosen as dynamic posture the body response to a controlled, unexpected postural perturbation.

Objectives

The aim of this study was to analyze whether and how quiet standing posture is related to dynamic posture.

Methods

Participants

Twenty able-bodied young female (mean age 22.9 ± 3.0 years; BMI $20.14\text{kg/m}^2 \pm 1.5$) participated in the study. Exclusion criteria were neurological, musculoskeletal or respiratory pathology, sensorial systems diseases, musculoskeletal previous surgery in lower limbs or trunk, dizziness, cognitive impairments, consumption of alcohol 24 hours prior the test, complaints of any pain or fatigue at the moment of the test.

All participants read and signed an informed consent form that was approved by the Ethics Committee of the Clinical Hospital, Medical School of University of São Paulo.

Instrumentation

A movable support surface (Figure 1) was built so movements of 4 centimeters in forward or backward directions could occur triggered by a mechanical system connected to a known weight in order to provide a standardized perturbation on the participant's posture.

Kinematic data were collected using a 60 Hz Panasonic™ PV-GS250 digital camcorder placed at the participant's right side. Spherical landmarks covered by a retro-reflective tape (3M™ high gain 7610) were placed between the metatarsus head I and II, lateral malleolus, fibula head, greater trochanter, anterior superior iliac spine (ASIS), posterior superior iliac spine (PSIS) and spinous process of 7th cervical vertebrae (C7), all on the right side of the participants who were wearing proper athletic attires (Figure 1). Four control landmarks with known location were used for the appropriate 2D spatial calibration.

Procedure

Once all the landmarks were placed, participants were asked to stand naturally upon the support surface in such a way that platform movement matched the participant's sagittal plane. Their arms were kept crossed over their chest. Postural perturbations were applied in such a way that the participant was kept unaware of the direction and the starting moment of the perturbation. Applied perturbations are described bellow:

1. Backward Posture Perturbation (BPP): triggered by a weight equivalent to 15% of the participant body weight, promoting a movement with mean velocity of 23.2 cm/s in the support surface.

2. Forward Posture Perturbation (FPP): triggered by a weight equivalent to 10% of the participant body weight, promoting a movement with mean velocity of 17.6 cm/s in the support surface.

Three 7-second trials were recorded for each type of perturbation with intervals between trials given the participants a resting period, if necessary. A total of six trials for each participant were randomly applied.

Data processing

The acquired images were transferred to a personal computer and Ariel Posture Analysis System (APAS) software was used for data digitization.

A 2D-kinematic analysis was performed along all trials assessing ankle angle, knee angle, pelvic antepulsion, pelvic anteversion and trunk position.

An initial frame and a final frame of the trial were set at the beginning and the ending of lateral malleolus horizontal displacement, respectively. The initial frame representing quiet standing was that one, in which the participant was stable in quiet standing, and the final frame, in which the support surface had just finished its movement. This interval between initial and final frame represents the interval that compensatory postural adjustment has occurred.

Time interval of postural perturbation was calculated to certify that the time interval was sufficient to the occurrence of balance strategy [24]. Metatarsus and lateral malleolus vertical displacements were verified so that trials in which stepping strategy took place could be discharged. One BPP trial and one FPP trial of each participant, indicating enough postural perturbation time interval and no stepping strategy, were selected and analyzed.

Kinematic analysis was carried out in order to verify the position of body segments at BPP and FPP. The difference between position of body segments at initial frame and final frame of each trial was calculated in order to obtain the displacement of body segments for each trial.

Data Analyses

In order to analyze the relationship between position of body segments at BPP and FPP initial and final frame, multiple regression was applied to position of body segments at BPP and FBB initial and final frame.

Taking into consideration the relationship found between positions of body segments, the percentage of how each body segment took part in the position of other body segment was determined.

In order to analyze the relationship between position of body segments at 1) initial and 2) final frame with the displacement of body segments of BPP and FPP, multiple regression was applied to position of body segments and displacement of body segments between BPP and FBB initial and final frame.

Moreover if a relationship between body segment position and body segment displacement was found, the percentage of how each body segment took part in the displacement of body segments has been determined.

P-values ≤ 0.05 were accepted as significant.

Results

Relationship between positions of body segments at BPP and FPP initial and final frame

Ankle angle, knee angle and pelvic antepulsion have shown relationship with each other at the initial and final frame during BPP and FPP, except for knee angle with pelvic antepulsion at final frame during BPP.

Pelvic anteversion and trunk position have shown no relationship with the position of further body segments at BPP and FPP initial and final frame.

Multiple regressions of position of body segments with significance value at BPP and FPP initial and final frame are shown at Table 1.

Relationship between position of body segments in the initial and final frame with the displacement of body segments between initial and final frame of BPP and FPP

Position of body segments at the initial and the final frame has shown no relationship with the displacement of body segments between initial and final frame of BPP and FPP, except for displacement of pelvic antepulsion at the final frame during BPP.

Displacement of pelvic antepulsion has shown relationship with ankle angle and pelvic antepulsion at the final frame during BPP.

In this relationship of BPP, a 0.4° ankle angle and a 0.4cm pelvic antepulsion motion shall occur to promote a displacement of pelvic antepulsion of 1 cm. Ankle angle and pelvic antepulsion took part on the displacement of pelvic antepulsion with 34.8% and 34%, respectively.

Discussion

Balance Strategy

Horak & Nashner, 1986 [4], have started a remarkable discussion about postural control describing ankle, hip and stepping balance strategies. These balance strategies are required to provide body stability after sudden postural perturbation; however, mixed strategies and strategies that involves others body segments that have not been previously reported can be performed to maintain balance [25].

Recently, postural adjustment in quiet standing has been reported as multi-link pendulum with two simultaneous co-existing excitable balance strategies that prevails depending on the characteristics of the available sensory information, task and perturbation [7]. Others studies suggest an even more complex control structure in quiet standing, supporting that all major body segments are equally active with coordinated motions that stabilize center of mass and head in space in a stable or narrow support surface [5, 6].

Compensatory postural adjustment relies on all available body segments that could assist on keeping stability without interfering on the task achieved [8]. Besides the latest findings, the understanding of postural control, especially regarding the dynamic posture in the clinical scenario whereas static posture prevails, is still limited. As static posture can be easily verified in the clinical setting, there would be an in-depth knowledge to understand or to disregard possible relationships between static and dynamic posture.

To avoid changes on muscle onset of compensatory postural adjustment, we have used a controlled unexpected perturbation to analyze postural response [26]. Due to the complexity of this matter and the variety of system and

conditions involved, studies of posture are usually carried out using sophisticated tools, whereas literature review always comes up with a broad scenario regarding this matter. We have chosen a tool which has let us undertake the clinical question.

Can quiet standing posture predict compensatory postural adjustment?

This study shows no relationship between the position of body segments at the initial or final frame and the displacement of body segments during FPP.

This lack of relationship was also revealed at BPP initial and final frame, except for displacement of pelvic antepulsion at BPP final frame. Therefore, compensatory postural adjustment cannot be predicted by quiet standing posture.

This finding supports the importance of carrying out a complete evaluation of posture, including dynamic component, once postural adjustment cannot be deduced by quiet standing posture.

Further studies have tried to verify a relationship between quiet standing and postural adjustment. Applying kinetics analysis, the displacement of the center of pressure during quiet standing posture was associated to a weak backward postural perturbation on the pelvic level regardless of age [27, 28].

Postural sway direction in quiet standing in the moment of the postural perturbation has shown some influence on the compensatory postural adjustment, as in the muscle activity onset, electromyography amplitude and frequency of stepping balance strategy [29]. It has also been suggested that kinetic analysis in quiet standing and tandem stance provide information on postural control that can be used to predict risk of falls among elderly, due to an inadequate postural adjustment [30]. Despite the small number of follow-up

studies, some aspects of kinetics data in quiet standing may predict risk of falls among elderly [31].

Ankle extensor activity is largely responsible for the phasic control of the anterior–posterior balance in quiet standing [32]. The modulation of ankle extensor activity in quiet standing appears to have great contribution regarding velocity information of the body sway [33]. Besides, to stabilize quiet standing posture, velocity of the body sway is reported to be the most accurate form of sensory information than position of body segments or acceleration of the body sway [34].

Despite the lack of evidence for definitive conclusions, postural adjustment seemed to be more related to dynamics aspects of postural control than static aspects. Our results support that compensatory postural adjustment is not associated to the position of body segments neither in quiet standing nor at the final posture after the adjustment.

Position of body segments in quiet standing might also not influence quality or pattern of movement during a functional activity. No relationship was found between responses to different sensory conditions in quiet standing and balance during gait, as well as compensatory postural adjustment [35].

It is possible that posture alone should not be considered to influence largely on dynamic activity. Clinical procedures involving functional tasks should not be based only on the position of body segments itself, but also on dynamics of body segments and muscle activity. These results reinforce the idea that mechanical components are important to posture but do not determinate postural control. Postural control is driven by motor and neural components as perception and interpretation capabilities, planning and execution of an

adequate motor program, as well as motor learning as a result from previous experience.

Relationship between positions of body segments

Multiple regression of position of body segments has shown relationship between ankle angle, knee angle and pelvic antepulsion in the analysis of the BPP and FPP initial and final frame, except for knee, angle and pelvic antepulsion at BPP final frame. Furthermore, each of these body segments participated in the other body segment position with a similar percentage at BPP initial and final frame, as well as FPP. These results suggest that ankle, knee and pelvis in quiet standing and compensatory postural adjustment at sagittal plane move in such a way as one articulated body segment.

Although there is a significant relationship between positions of lower limb segments, we agreed that the alignment of each segment during a task and its contribution to motion pattern should be important in other aspect of the motor control besides the mechanical. Standing in an asymmetrical position of lower limb leads to asymmetrical pattern of synergy in leg and trunk muscle activity during anticipatory postural adjustments [36].

In quiet standing, leg and trunk have been described to move in-phase when participants have presented low frequencies of body sway; meanwhile, an anti-phase pattern was obtained when frequency of body sway was higher than 1Hz, approximately [6, 7, 37]. A gradual shift to in-phase to anti-phase pattern and an abruptly change back to an in-phase pattern is described when body sway frequency reach 1.6Hz [37].

Our results suggest an agreement with these studies once trunk position has not been related to lower limb segments position in quiet standing and

compensatory postural adjustment. In addition, our results have shown a consistent relationship between lower limb segments position in quiet standing and postural adjustment. So trunk and lower limb could move either in- or anti-phase while lower limb segments move together in quiet standing and compensatory postural adjustment.

This findings support that lower limb segments should not be comprehended as isolated segment in the treatment of musculoskeletal diseases.

After this analysis of position of body segments and displacement of body segments from the quiet standing to final posture after compensatory adjustment, we conclude that in the condition of this study, dynamic posture does not depend on static posture. For better understanding of postural control of compensatory postural adjustment, futures studies should be carried out assessing coronal and transverse planes and also the role of upper body as head and upper limbs on postural control.

Clinical Messages

Static posture cannot predict how body segments will behave when posture is threatened. However, the movement of lower limbs segments occurs associated to each other and with trunk. This should be considered when treating balance or musculoskeletal abnormalities.

References

- [1]Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006 Sep;35 Suppl 2:ii7-ii11.
- [2]Caron O, Fontanari P, Cremieux J, Joulia F. Effects of ventilation on body sway during human standing. *Neurosci Lett*. 2004 Aug 5;366(1):6-9.

- [3]Hodges PW, Gurfinkel VS, Brumagne S, Smith TC, Cordo PC. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res.* 2002 Jun;144(3):293-302.
- [4]Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986 Jun;55(6):1369-81.
- [5]Krishnamoorthy V, Yang JF, Scholz JP. Joint coordination during quiet stance: effects of vision. *Exp Brain Res.* 2005 Jul;164(1):1-17.
- [6]Hsu WL, Scholz JP, Schoner G, Jeka JJ, Kiemel T. Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. *J Neurophysiol.* 2007 Apr;97(4):3024-35.
- [7]Creath R, Kiemel T, Horak F, Peterka R, Jeka J. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neurosci Lett.* 2005 Mar 29;377(2):75-80.
- [8]Scholz JP, Schoner G, Hsu WL, Jeka JJ, Horak F, Martin V. Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. *Exp Brain Res.* 2007 Jun;180(1):163-79.
- [9]Eckhoff DG. Effect of limb malrotation on malalignment and osteoarthritis. *Orthop Clin North America.* 1994 Jul;25(3):405-14.
- [10]Elahi S, Cahue S, Felson DT, Engelman L, Sharma L. The association between varus-valgus alignment and patellofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2000 Aug;43(8):1874-80.
- [11]Krivickas LS. Anatomical factors associated with overuse sports injuries. *Sports Med.* 1997 Aug;24(2):132-46.
- [12]Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9(4):160-5.
- [13]Allen MK, Glasoe WM. Metrecom Measurement of Navicular Drop in Subjects with Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Athl Train.* 2000 Oct;35(4):403-6.
- [14]Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of Hyperpronation in the ACL Injured Knee: A Clinical Perspective. *J Athl Train.* 1992;27(1):58-62.
- [15]Bonci CM. Assessment and Evaluation of Predisposing Factors to Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Athl Train.* 1999 Apr;34(2):155-64.
- [16]Loudon JK, Goist HL, Loudon KL. Genu recurvatum syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998 May;27(5):361-7.
- [17]Woodford-Rogers B, Cyphert L, Denegar CR. Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury in High School and College Athletes. *J Athl Train.* 1994 Dec;29(4):343-6.
- [18]Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996 Aug;24(2):91-7.
- [19]Maki BE, Cheng KC, Mansfield A, Scovil CY, Perry SD, Peters AL, et al. Preventing falls in older adults: new interventions to promote more effective change-in-support balance reactions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008 Apr;18(2):243-54.
- [20]Greig AM, Bennell KL, Briggs AM, Wark JD, Hodges PW. Balance impairment is related to vertebral fracture rather than thoracic kyphosis in individuals with osteoporosis. *Osteoporos Int.* 2007 Apr;18(4):543-51.
- [21]Stensdotter AK, Grip H, Hodges PW, Hager-Ross C. Quadriceps activity and movement reactions in response to unpredictable sagittal support-surface

- translations in women with patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008 Apr;18(2):298-307.
- [22]Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. *Spine.* 2007 Sep 1;32(19):E537-43.
- [23]Falla D, Farina D. Neuromuscular adaptation in experimental and clinical neck pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008 Apr;18(2):255-61.
- [24]Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture.* 1999 Oct;10(2):161-70.
- [25]Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB, Carlson-Kuhta P, Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern.* 2005 Nov;93(5):309-22.
- [26]Jacobs JV, Fujiwara K, Tomita H, Furune N, Kunita K, Horak FB. Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation. *Clin Neurophysiol.* 2008 Jun;119(6):1431-42.
- [27]Hsiao-Weckler ET, Katdare K, Matson J, Liu W, Lipsitz LA, Collins JJ. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *J Biomech.* 2003 Sep;36(9):1327-33.
- [28]Lauk M, Chow CC, Pavlik AE, Collins JJ. Human Balance out of Equilibrium: Nonequilibrium Statistical Mechanics in Posture Control. *Phys Rev Lett.* 1998 Jan;80(2):413-6.
- [29]Tokuno CD, Carpenter MG, Thorstensson A, Cresswell AG. The influence of natural body sway on neuromuscular responses to an unpredictable surface translation. *Exp Brain Res.* 2006 Sep;174(1):19-28.
- [30]Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Tormakangas T, Rantanen T. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2008 Feb;63(2):171-8.
- [31]Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology.* 2006;52(1):1-16.
- [32]Borg F, Finell M, Hakala I, Herrala M. Analyzing gastrocnemius EMG-activity and sway data from quiet and perturbed standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007 Oct;17(5):622-34.
- [33]Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol.* 2003 Dec;90(6):3774-82.
- [34]Jeka J, Kiemel T, Creath R, Horak F, Peterka R. Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. *J Neurophysiol.* 2004 Oct;92(4):2368-79.
- [35]Shimada H, Obuchi S, Kamide N, Shiba Y, Okamoto M, Kakurai S. Relationship with dynamic balance function during standing and walking. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003 Jul;82(7):511-6.
- [36]Aruin AS. The effect of asymmetry of posture on anticipatory postural adjustments. *Neurosci Lett.* 2006 Jun 19;401(1-2):150-3.
- [37]Saffer M, Kiemel T, Jeka J. Coherence analysis of muscle activity during quiet stance. *Exp Brain Res.* 2008 Feb;185(2):215-26.

Table 1 Significance level (p) of model regression and body segment influence on the variable; real value (value) of one body segment to one unit change on variable position; and percentage of participation (%part) of one body segment on variable position by body segment at initial and final frame of backward postural perturbation (BPP) and forward postural perturbation (FPP)

Position	Regression Coefficient																	
	model p	constant p	value	ankle p	value	% part	knee p	value	% part	antepulsion p	value	% part	anteversion p	value	% part	trunk p	value	% part
BPP																		
Initial																		
ankle	*	*	88,2				*	-0,5	50,6%	*	-0,7	37,9%	0,2	0,1	11,0%	1,0	0,0	0,4%
knee	*	*	142,9	*	-1,6	62,5%				*	-0,9	25,6%	0,1	0,2	11,7%	0,7	0,1	0,2%
antepulsion	*	*	87,6	*	-1,0	60,3%	*	-0,4	33,0%				0,5	0,1	6,6%	1,0	0,0	0,1%
anteversion																		
trunk																		
Final																		
ankle	*	*	87,9				*	-0,5	55,2%	*	-0,5	31,6%	0,3	0,1	11,6%	0,9	0,0	1,6%
knee	*	*	121,3	*	-1,4	61,0%				0,1	-0,5	19,2%	0,2	0,2	13,2%	0,5	0,3	6,6%
antepulsion	*	*	90,3	*	-0,9	60,5%	0,1	-0,4	33,3%				0,8	0,0	3,4%	0,8	-0,1	2,9%
anteversion																		
trunk																		
FPP																		
Initial																		
ankle	*	*	90,2				*	-0,5	58,9%	*	-0,8	39,1%	0,8	0,0	0,7%	0,6	0,0	1,3%
knee	*	*	162,2	*	-1,8	65,4%				*	-1,4	32,8%	0,7	0,0	0,7%	0,5	0,1	1,2%
antepulsion	*	*	114,1	*	-1,3	56,4%	*	-0,7	42,6%				0,9	0,0	0,2%	0,6	0,0	0,9%
anteversion																		
trunk																		
Final																		
ankle	*	*	87,4				*	-0,5	59,2%	*	-0,7	38,8%	0,6	0,0	1,4%	0,8	0,0	0,6%
knee	*	*	155,9	*	-1,8	65,4%				*	-1,2	32,7%	0,6	0,0	1,2%	0,8	0,0	0,7%
antepulsion	*	*	119,6	*	-1,4	56,1%	*	-0,7	42,8%				0,7	0,0	0,7%	0,8	0,0	0,4%
anteversion																		
trunk																		

* p ≤ 0.05

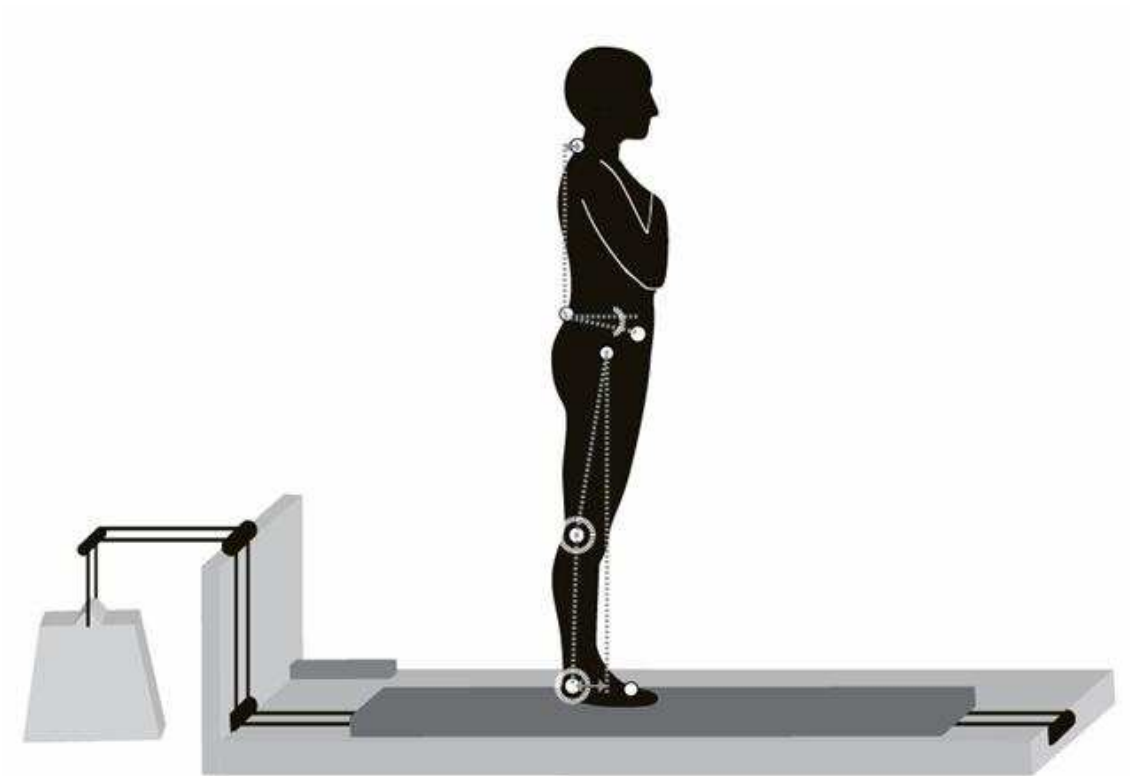


Figure 1 Illustration of the movable support surface providing a forward or backward standardized perturbation with a mechanical system trigger. At the figure it is represented the landmarks position and body segments measures: 1) Ankle angle: formed by the intersection of horizontal line and line segment between lateral malleolus and fibula head. 2) Knee angle: formed by the intersection of line segment between lateral malleolus and fibula head, and line segment between greater trochanter and fibula head. 3) Pelvic antepulsion: result of the horizontal distance between lateral malleolus position and vertical projection of greater trochanter position at sagittal plane. 4) Pelvic anteversion: angle formed by the intersection of horizontal line and line segment between ASIS and PSIS. 5) Trunk position: result of the horizontal distance between C7 position and vertical projection of PSIS position at sagittal plane