CÁSSIO MARINHO SIQUEIRA

Avaliação da estabilidade postural em indivíduos
portadores de hiperextensão dos joelhos

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

CÁSSIO MARINHO SIQUEIRA

Avaliação da estabilidade postural em indivíduos
portadores de hiperextensão dos joelhos

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

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

Avaliação da estabilidade postural em indivíduos portadores de hiperextensão dos joelhos / Cássio Marinho Siqueira. -- São Paulo, 2008.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional.

Área de concentração: Movimento, Postura e Ação Humana.

Orientadora: Clarice Tanaka.

Descritores: 1.Postura 2.Biomecânica 3.Joelho 4.Cinética 5.Cinemática
6.Mulheres 7.Estudo comparativo

USP/FM/SBD-179/08

AGRADECIMENTOS

Agradeço e dedico este trabalho...

...antes de tudo ao Universo por me permitir a existência e por tão cuidadosamente guiar meus caminhos...

...aos meus pais, por tudo. Tudo mesmo!

...aos meus irmãos, Evandro e André, sempre parceiros...

...a toda minha família...

...a toda equipe do Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Sempre muito solícitos, entre outras coisas me possibilitaram conhecer um pouco de uma metodologia até então inacessível para mim. Sandro, gênio da física, até em suas férias eu o perturbei; Fernando, quantas vezes me socorreu com as partes dos computadores ou da “peça” que estava sentada em frente a eles; Eugênia Mattos, Liria Okay, Rogério, Carolina Fornari, sempre dispostos a ajudar...

...em especial ao Rinaldo Mezzarane, sempre com muita paciência, explicava desde as coisas mais simples às mais complexas...

...a Márcia Morimoto, Anice Pássaro e Edgard Morya, por todo apoio...

...a todo grupo da Reeducação Funcional da Postura e Movimento, pelo auxílio, confiança, apoio...

...ao Gabriel Moya e Rene Caffaro, parceiros nesta jornada...

...a todas as voluntárias, pela solicitude e paciência de passar por uma avaliação de mais de duas horas...

...a todos os professores do curso de Fisioterapia da Universidade de São Paulo, mestres e colegas...

...a Professora Dra. Celisa Sera, sempre compreensiva, por todo apoio...

...a Professora Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco, pelas dicas, sugestões e todo o conhecimento de biomecânica que possui...

...ao Professor Dr. André Fábio Kohn, que nos ofereceu toda a infraestrutura do laboratório, sempre solícito e sereno, por todo auxílio e contribuição desde antes deste projeto tomar corpo...

...aos meus alunos e pacientes, razões desta busca por aperfeiçoamento...

...a todas as secretárias do Curso de Fisioterapia da USP, do Serviço de Fisioterapia do Hospital das Clínicas e da Pós-Graduação; Em especial à Luana, Lúcia, Beatriz, quem somos sem vocês?...

...a minha orientadora Professora Doutora Clarice Tanaka, quanta dedicação! Representa toda a abrangência de significados que a palavra “orientadora” pode ter, não tenho palavras...

...e à minha companheira Joane... para sempre!

Esta dissertação está de acordo com:

Referências: adaptado de *International Comittee of Medical Journals Editors*
(Vancouver)

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação para 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. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

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

Sumário

Lista de figuras

Lista de tabelas

1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS	5
3. MÉTODOS.....	6
3.1. Critérios de seleção	6
3.2. Procedimentos	9
3.3. Processamento dos dados	11
3.3.1. <i>Cinética</i>	11
3.3.2. <i>Cinemática</i>	13
3.4. Análise dos Dados	13
3.4.1. <i>Dados Cinemáticos</i>	13
3.4.2. <i>Dados Cinéticos</i>	14
4. RESULTADOS	18
5. DISCUSSÃO	26
6. CONCLUSÕES.....	34
7. ANEXOS	36
8. REFERÊNCIAS.....	69

Lista de figuras

Figura 1. Variação do ângulo do joelho do sujeito 7 em cada tentativa.	16
Figura 2. Ang_joelho (A) e ADM_joelho (B) dos grupos Sujeito-Alinhado e Sujeito-Hiperestendido sob diferentes condições experimentais.	19
Figura 3. Comparação intergrupos do RMS-ap em cada condição experimental.	22
Figura 4. Comparação intergrupos de VM-ap em cada condição experimental.	23
Figura 5. Comparação intergrupos de Area em cada condição experimental.	24

Lista de tabelas

Tabela 1. Caracterização do Grupo Sujeito-Hiperestendido quanto à idade, peso, altura e IMC(Índice de Massa Corporal).....	7
Tabela 2. Caracterização do Grupo Sujeito-Alinhado quanto à idade, peso, altura e IMC (Índice de Massa Corporal)	7
Tabela 3. Distribuição das Tentativas dentro dos grupos após nova classificação baseada no ângulo do joelho de cada tentativa.....	17
Tabela 4. Média e desvio padrão de cada variável do centro de pressão, em cada condição sensorial, nos três grupos testados.	21

RESUMO

Siqueira CM. Avaliação da estabilidade postural em indivíduos portadores de hiperextensão dos joelhos [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2008 71p.

Acredita-se que o alinhamento postural interfira no controle postural. Entretanto, a literatura científica a respeito desta interação é escassa e controversa. Alguns autores relataram baixa ou nenhuma correlação entre alinhamento e controle postural enquanto outros autores relataram alta correlação. Esta questão foi abordada através da avaliação da estabilidade postural em indivíduos portadores de hiperextensão dos joelhos, uma alteração do alinhamento postural predominantemente do plano sagital e que, portanto, deve interferir principalmente no deslocamento ântero-posterior do centro de pressão (CP). Além disto, esta condição postural pode ter implicações funcionais e está relacionada a um maior risco de lesões do joelho. Os objetivos deste trabalho foram avaliar os efeitos do desalinhamento postural do joelho sobre a estabilidade postural através de parâmetros do centro de pressão e os efeitos da perturbação visual e proprioceptiva sobre o alinhamento postural dos joelhos durante a postura bípede quieta. Dados cinemáticos foram adquiridos a partir do lado direito de 23 mulheres adultas, jovens e saudáveis enquanto permaneciam em postura bípede quieta sobre uma plataforma de força modelo AMTI. Três tentativas de 30 segundos foram efetuadas em cada uma de quatro condições sensoriais nas quais os sujeitos permaneciam de pé diretamente sobre a plataforma de força (PLAT) ou sobre uma placa de espuma posicionada sobre a plataforma de força (ESPUMA) com os olhos abertos (OA) ou fechados (OF). Os sujeitos foram enquadrados nos grupos Sujeito-Hiperestendido (n=14) e Sujeito-Alinhado (n=9) de acordo com o alinhamento dos joelhos na avaliação postural tradicional e a análise dos dados cinemáticos foi efetuada. Uma vez que o ângulo dos joelhos variou através das tentativas em condições com distúrbios sensoriais, uma nova classificação dos grupos baseada no ângulo dos joelhos de cada tentativa foi efetuada para a análise dos dados cinéticos. Três grupos foram utilizados nesta análise: Grupo Tentativa-Alinhada, Grupo Tentativa-Hiperestendida e Grupo Tentativa-Ajustada, este último compreendendo as tentativas em que o ângulo do joelho permanecia o tempo todo inferior a 180°, mas de sujeitos inicialmente classificados como tendo joelhos hiperestendidos. Os resultados mostram que o Grupo Sujeito-Hiperestendido teve uma clara tendência a flexionar e aumentar a amplitude de movimento dos joelhos a medida que o desafio ao equilíbrio aumentou. A comparação dos dados cinéticos entre os grupos mostrou diferenças significativas na velocidade média de deslocamento do CP nas condições PLAT/OA e ESPUMA/OF. Conclui-se que os indivíduos com hiperextensão dos joelhos respondem aos distúrbios sensoriais com flexão e aumento da amplitude de movimento dos joelhos. E, mesmo quando apresentam ângulos dos joelhos similares aos dos sujeitos com joelhos alinhados, apresentam maior atividade regulatória da postura representada pela maior velocidade média do CP.

Descritores: 1.Postura 2.Biomecânica 3.Joelho 4.Cinética 5.Cinemática 6.Mulheres 7.Estudo comparativo

SUMMARY

Siqueira CM. Evaluation of postural stability in subjects with knee joint hyperextension [dissertation]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2008 71p.

Postural alignment is thought to affect postural control. Data describing the relationships between postural alignment and stance stability are scarce and controversial. Some authors reported no correlation or low correlation between postural alignment and stance stability while others reported high correlations. This matter was approached by evaluating stance stability in individuals with hyperextended knees which is a condition with functional implications and related to an increased risk of knee injuries. Also, this condition is mainly a sagittal plane misalignment that might affect predominantly the center of pressure displacement in anterior-posterior axis. The purpose of this study was to evaluate the effects of postural misalignment of knees in stance stability and the effects of sensorial disturbances on knee postural alignment. Kinematic data were collected from the right side of 23 healthy female adults while quietly standing on an AMTI force plate. Three trials of 30 seconds were performed in each of four conditions when subjects stood directly on the force plate (PLATE) or on a slab of foam (FOAM) with eyes open (EO) or eyes closed (EC). Subjects were classified into Aligned-Subjects Group (n=9) and Hyperextended-Subjects Group (n=14) based on traditional postural evaluation, and kinematic analysis was performed. Because knee angles changed throughout trials in conditions with sensorial disturbances, a new classification of groups based on knee angles in each trial was needed in order to analyze kinetic variables. Three groups were used in this analysis: Aligned-Trials Group, Hyperextended-Trials Group and Adjusted-Trials Group. The latter contained the trials in which knee angles were lower than 180° of subjects that showed initially hyperextended knees. Results show that the hyperextended group had a clear tendency to flex their knees and to increase knee motion as balance challenge increased. Comparison of center of pressure (COP) variables among the groups showed differences in mean velocity in the PLATE/EO and FOAM/EC conditions. It was concluded that subjects with knee hyperextension exhibited a motor strategy by flexing their knees in challenging conditions and even when showing knee angles similar to those of aligned subjects, their stance stability showed a higher mean velocity of COP.

Descriptors: 1.Posture 2.Biomechanics 3.Knee 4.Kinetics 5.Kinematic 6.Women
7.Comparative study

1. INTRODUÇÃO

O alinhamento postural tem efeito sobre o controle postural uma vez que determina o esforço requerido para sustentar o corpo contra a gravidade e os ajustes que podem ser eficazes no controle do equilíbrio [1].

Na postura bípede ideal o vetor da força peso passa próximo aos eixos articulares, o que gera torques de pequena magnitude que precisam ser contidos por ação muscular ou tensão cápsulo-ligamentar [2-4]. A alteração do alinhamento postural afeta a localização do centro de gravidade, bem como a localização do vetor da força peso em relação aos eixos articulares[3]. Conseqüentemente, alteram-se os torques articulares gerados pela força peso, que na postura bípede quieta é a principal força desestabilizadora. Respiração, batimentos cardíacos e retorno venoso também foram relatados como sendo forças que afetam a estabilidade na postura bípede quieta[5, 6].

A postura bípede quieta não é estática, mas apresenta pequenas oscilações espontâneas que refletem ruídos e atividade regulatória das diversas alças de controle envolvidas na manutenção do equilíbrio[7, 8]. Trata-se de uma condição intrinsecamente instável por necessitar manter a projeção vertical do centro de gravidade, que se localiza distante do solo, incidindo sobre uma base de apoio relativamente pequena. E, para que esta projeção ocorra dentro dos limites do equilíbrio, isto é, dentro dos limites da base de apoio, o sistema de controle utiliza-se de informações sensoriais advindas principalmente da visão, sistema vestibular e proprioceptores

somáticos. Medula espinhal, tronco cerebral, mesencéfalo, cerebelo e córtex sensório-motor estão envolvidos neste controle [1, 7, 8]. É possível que a alteração do alinhamento postural também altere a entrada sensorial para o sistema nervoso central, sendo mais um fator que pode influenciar na estabilidade postural.

Apesar disto, a relação entre alinhamento postural e equilíbrio ainda não está consolidada. Trata-se de assunto pouco discutido na literatura e ainda assim controverso.

Alguns autores relatam falta de correlação entre alinhamento e estabilidade postural. Ferreira et al [9] não encontraram correlações significativas entre onze variáveis de alinhamento postural do plano sagital e variáveis de deslocamento do centro de pressão (CP). Danis et al [3] também não encontraram correlações significativas ao avaliarem pacientes com alterações vestibulares e sujeitos hígidos.

Entretanto, outros autores [5, 10, 11], encontraram desvio da posição média e maior amplitude de deslocamento do CP em adolescentes do sexo feminino com escoliose idiopática em relação à população controle. As adolescentes com escoliose também apresentaram um número maior de correlações significativas entre parâmetros de alinhamento e estabilidade postural em testes de correlação múltipla. Mesmo Danis et al[3], no mesmo estudo citado anteriormente, quando consideraram somente os seis sujeitos mais instáveis, encontraram correlação positiva de 99% entre inclinação de tronco e estabilidade postural.

Outros estudos mostram ainda, a influência, tanto de fatores biomecânicos quanto neurológicos, nas respostas posturais. Woollacott et al [12]reportaram padrões de recrutamento muscular similares entre crianças com paralisia cerebral e crianças saudáveis que simularam a postura “curvada” das crianças com paralisia cerebral. Adultos saudáveis também apresentaram maior gasto energético ao simularem posturas “curvadas”, embora não tenha havido alteração no deslocamento do CP[4]. O que demonstra maior esforço muscular requerido para manter a estabilidade postural.

A melhor compreensão da relação entre alinhamento postural e estabilidade é de extrema importância para a prática clínica. Uma vez que a estabilidade postural depende da mobilidade da cadeia de articulações envolvidas na postura [6], um desalinhamento de um dado segmento corporal pode requerer movimentos compensatórios de outro segmento a fim de se manter a estabilidade. Por outro lado, uma instabilidade postural pode requerer um alinhamento de um segmento corporal diferente do alinhamento ideal. Dessa forma, pode ser adequado levar em consideração o alinhamento postural ao se tentar melhorar o equilíbrio, ou considerar a possibilidade de treinar o equilíbrio a fim de melhorar o alinhamento postural.

Neste estudo, esta questão é abordada através da avaliação da estabilidade postural em indivíduos com hiperextensão dos joelhos, que por ser uma alteração postural que ocorre predominantemente no plano sagital, espera-se que afete principalmente o controle anteroposterior do deslocamento do CP.

A hiperextensão dos joelhos é uma condição postural, mais comum em mulheres que em homens, em que o joelho é estendido além da posição neutra (180°) [13, 14]. Nesta condição o vetor da força peso é deslocado para uma posição anterior ao eixo da articulação, o que gera um torque extensor, contido por ligamentos e pela porção posterior da cápsula articular. A estabilização do joelho se torna mais dependente de estruturas passivas, não sendo mais necessária ativação do músculo quadríceps. No joelho alinhado, o vetor da força peso passa ligeiramente posterior ao eixo da articulação, sendo necessária pequena ativação de músculos extensores do joelho. Nesta condição a porção posterior da cápsula articular não está tão distendida [13].

A opção por estudar indivíduos com hiperextensão dos joelhos também se deve ao fato de esta ser uma condição clinicamente relevante. Ela está relacionada a um maior risco de lesões do joelho, especialmente do ligamento cruzado anterior, além de outras lesões dos membros inferiores, como tendinite patelar, síndrome fêmuro-patelar, Síndrome do trato ílio-tibial entre outras[15-18]. Adicionalmente, a hiperextensão dos joelhos pode causar impacto funcional, uma vez que é relatada maior prevalência desta alteração postural em idosos com histórico de quedas [19].

2. OBJETIVOS

Os objetivos deste estudo são: i) avaliar os efeitos do desalinhamento postural do joelho na estabilidade postural através de parâmetros do centro de pressão e, ii) os efeitos da perturbação visual e proprioceptiva sobre o alinhamento postural dos joelhos durante a postura bípede quieta.

3. MÉTODOS

3.1. Critérios de seleção

Vinte e três indivíduos do sexo feminino, com idades entre 18 e 31 anos, participaram do estudo. Elas foram selecionadas através de anamnese e inspeção clínica tradicional da postura - postura bípede quieta sobre superfície estável com pés unidos, braços pendentes e olhos abertos com a cabeça voltada para frente - e divididas em dois grupos de acordo com o alinhamento postural do joelho espontaneamente adotado. O Grupo Sujeito-Hiperestendido foi composto pelos sujeitos que revelaram joelhos Hiperestendidos (n=14) e o Grupo Sujeito-Alinhado por aqueles que apresentavam joelhos alinhados (n=9).

Os grupos eram homogêneos e não havia diferença entre eles em relação à idade (teste T, $p=0,83$), peso ($p=0,63$), altura ($p=0,21$) e índice de massa corporal (IMC) ($p=0,55$). As Tabelas 1 e 2 apresentam a caracterização dos grupos em relação a tais medidas.

Tabela 1- Caracterização do Grupo Sujeito-Hiperestendido quanto à idade, peso, altura e IMC (Índice de Massa Corporal)

Grupo Sujeito-Hiperestendido				
Sujeitos	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC
2	31	63	1,64	23,42
3	25	54	1,62	20,58
4	24	50	1,57	20,28
5	21	56	1,64	20,82
6	20	49,5	1,62	18,86
7	25	47	1,48	21,46
9	23	50	1,57	20,28
10	23	59	1,71	20,18
12	22	55	1,58	22,03
13	22	50	1,62	19,05
14	21	45	1,57	18,26
15	20	49	1,63	18,44
16	18	52	1,67	18,65
18	25	60	1,64	22,31
Média	22,8	52,8	1,61	20,3
Desvio padrão	3,1	5,2	0,05	1,5

Tabela 2- Caracterização do Grupo Sujeito-Alinhado quanto à idade, peso, altura e IMC (Índice de Massa Corporal)

Grupo Sujeito-Alinhado				
Sujeitos	Idade	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC
1	23	52,2	1,64	19,41
8	27	50	1,65	18,37
11	20	60	1,68	21,26
17	20	57	1,67	20,44
19	25	50	1,64	18,59
20	28	50	1,57	20,28
21	19	68,8	1,75	22,47
22	21	47,2	1,54	19,90
23	20	51	1,65	18,73
Média	22,5	54,0	1,64	19,9
Desvio padrão	3,3	6,8	0,06	1,3

Foram excluídos da seleção da amostra sujeitos que apresentavam qualquer tipo de patologias neurológicas, musculoesqueléticas, vestibulares,

e queixas álgicas ou de fadiga no momento do teste. Também foram excluídos os sujeitos que praticavam treinamento físico regular.

Os sujeitos com deficiência de acuidade visual usaram suas lentes corretivas habituais durante a realização dos testes.

Todos os sujeitos 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 (Protocolo de Pesquisa nº 276/06).

3.2. Procedimentos

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (POLI-USP).

A aquisição de dados iniciava-se após os sujeitos se estabilizarem na postura bípede quieta sobre uma plataforma de força previamente tarada. Os sujeitos permaneciam descalços, vestiam roupas de ginástica, e eram posicionados sobre o centro da plataforma, com pés voltados para frente e afastados na largura dos quadris, de forma que o eixo longitudinal dos pés correspondesse ao eixo anteroposterior da plataforma de força [20]. Os braços permaneciam cruzados sobre o peito, a cabeça voltada para frente e era, então, solicitado que permanecessem parados nesta posição.

Três repetições de 30 segundos foram adquiridas em quatro condições sensoriais testadas em seqüência: 1) Sujeitos permaneciam de pé diretamente sobre a plataforma de força com os olhos abertos (PLAT/OA); 2) Sujeitos permaneciam de pé diretamente sobre a plataforma de força com os olhos fechados (PLAT/OF); 3) Sujeitos permaneciam de pé sobre uma placa de espuma (Airex balance pad®, 6 cm de altura, 57 g/dm³ de densidade) colocada sobre a plataforma de força, com olhos abertos (ESPUMA/OA) e; 4) Sujeitos permaneciam de pé sobre uma placa de espuma colocada sobre a plataforma de força, com olhos fechados (ESPUMA/OF).

Note que a primeira condição é aquela em que todas as aferências sensoriais estavam disponíveis, portanto a menos desafiadora ao equilíbrio,

e a última, supõe-se ser a mais desafiadora, uma vez que a visão não estava disponível e havia distúrbios proprioceptivos causados pela espuma.

Para evitar o efeito da fadiga, foi permitido que os sujeitos descansassem entre cada repetição.

Durante os testes foram adquiridos dados cinéticos e cinemáticos. Os dados cinéticos foram adquiridos através da plataforma de força AMTI, modelo OR6-7 1000. Os sinais captados das forças e momentos relativos aos 3 eixos ortogonais (F_x , F_y e F_z ; M_x , M_y e M_z) eram enviados ao amplificador Mini Amp, onde eram amplificados em 1000 vezes e, então, transmitidos ao sistema de aquisição e processamento de dados Data Wave, que amostrava cada um dos canais a uma frequência de 100 Hz. O sistema de aquisição gerava arquivos de dados em formato ASCII para processamento em ambiente Matlab (6.5, Math Works). As forças e momentos eram então, utilizados para o cálculo da posição instantânea do CP.

Os dados cinemáticos foram adquiridos através de uma câmera digital (Panasonic™ modelo PV-GS250) com frequência de filmagem de 60 Hz. A câmera era posicionada do lado direito do sujeito para captar os movimentos ocorridos no plano sagital. Marcadores anatômicos esféricos recobertos por fitas retro-reflexivas (3M™ high gain 7610) foram afixados ao maléolo lateral, cabeça da fíbula e trocânter maior, todos do lado direito. Os filmes foram transferidos a um computador pessoal, e através do software Ariel Posture Analysis System (APAS) os marcadores foram digitalizados para análise em 2D.

Para a calibração espacial dos dados cinemáticos, as coordenadas espaciais de oito pontos de referência, fixados em dois fios de prumo localizados no mesmo plano anteroposterior do centro da plataforma de força, eram inseridas no sistema durante o processo de digitalização.

O software APAS gerava um arquivo em formato ASCII com os ângulos da articulação do joelho obtidos durante os 30 segundos de cada teste para processamento em ambiente Matlab.

3.3. Processamento dos dados

3.3.1. Cinética

Os dados das forças e momentos relativos aos três eixos ortogonais foram utilizados para o cálculo da posição instantânea do CP no plano da superfície da plataforma de força da seguinte maneira:

- CP no sentido anteroposterior (cm)

$$CP_{AP} = 100 * ((-My + Fx * Z_0) / Fz) - (X_0 * 100) \quad (1)$$

Onde My é o momento de força em relação ao eixo Y; Fx é a força na direção do eixo X; e Z₀ e X₀ são, respectivamente, as distâncias entre a origem do sistema da plataforma de força e o centro da superfície da plataforma de força nos eixos Z e X (Manual de instruções da plataforma de força).

- CP no sentido médio-lateral (cm)

$$CP_{ML} = 100 * ((Mx + Fy * Z_0) / Fz) - (Y_0 * 100) \quad (2)$$

Onde M_x é o momento de força em relação ao eixo X; F_y é a força na direção do eixo Y; e Z_0 e Y_0 são, respectivamente, as distâncias entre a origem do sistema da plataforma de força e o centro da superfície da plataforma de força nos eixos Z e Y (Manual de instruções da plataforma de força).

Uma vez calculadas as posições do CP durante os 30 segundos de cada teste, foram calculadas as seguintes variáveis de deslocamento do CP:

1) RMS-ap, representa a amplitude do deslocamento do CP no sentido anteroposterior em relação ao ponto médio (ponto médio igual a zero). É calculado da seguinte forma:

$$RMS_{ap} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (CP_{x_i})^2} \quad (3)$$

Onde N é o número de amostras e CP_x a localização do CP no sentido anteroposterior.

2) VM-ap, representa a média da velocidade de deslocamento do CP no sentido anteroposterior entre cada 2 pontos da amostra durante os 30 segundos de coleta. É calculado da seguinte forma:

$$MV_{ap} = \frac{f_a}{N} \sum_{i=2}^N |CP_{x_i} - CP_{x_{i-1}}| \quad (4)$$

Onde N é o número de amostras, f_a a frequência de amostragem (100 Hz) e CP_x a localização do CP no sentido anteroposterior.

3) Área, medida representativa da área de deslocamento do CP calculada através da área de uma elipse que compreende 85% do

deslocamento anteroposterior e médio-lateral do CP durante os 30 segundos de coleta [21].

3.3.2. Cinemática

Os arquivos com dados dos ângulos do joelho durante os 30 segundos de aquisição de cada tentativa de cada teste foram usados para cálculo de duas variáveis cinemáticas:

1) Ângulo Médio do Joelho (Ang_joelho), calculado como a média aritmética de todos os valores de ângulos registrados durante os 30 segundos de teste.

2) Amplitude de movimento do joelho (ADM_joelho), calculado subtraindo-se o valor mínimo do valor máximo obtido em cada tentativa de cada teste.

3.4. Análise dos Dados

3.4.1. Dados Cinemáticos

Os dados cinemáticos do ângulo do joelho durante a condição PLAT/OA foram utilizados para confirmar a classificação clínica feita previamente.

Uma vez que os dados não demonstraram distribuição normal, “General Linear Models” seguido do Tuckey post-hoc foram utilizados para comparar as variáveis cinemáticas do joelho (Ang_joelho e ADM_joelho), analisando as mesmas condições experimentais entre os grupos e as 4

condições experimentais dentro de cada grupo. O nível de significância α adotado foi de 0,05.

3.4.2. Dados Cinéticos

A análise dos dados cinemáticos, iniciando com a condição PLAT/OA, demonstrou a consistência da classificação clínica dos sujeitos dentro dos grupos. Entretanto, os sujeitos demonstraram uma tendência clara de flexão dos joelhos à medida que o equilíbrio foi mais desafiado pelo fechamento dos olhos ou pelo distúrbio proprioceptivo. Ajustes posturais no ângulo do joelho ocorreram de tal maneira que, em algumas tentativas, sujeitos do Grupo Sujeito-Hiperestendido variaram o Ang_joelho da hiperextensão para a flexão durante o tempo de aquisição. Além disto, alguns sujeitos do Grupo Sujeito-Hiperestendido, mantiveram o joelho flexionado ($\text{Ang_joelho} < 180^\circ$) durante todo o tempo de aquisição durante testes em condições mais desafiadoras. Portanto, o critério inicial de classificação dos sujeitos não pôde mais ser utilizado, uma vez que sujeitos inicialmente pertencentes ao Grupo Sujeito-Hiperestendido passaram a se comportar como sujeitos do Grupo Sujeito-Alinhado durante tentativas de condições experimentais mais desafiadoras ao equilíbrio.

Como o objetivo deste estudo foi de analisar os efeitos da hiperextensão dos joelhos na estabilidade postural, mais do que a classificação baseada na avaliação clínica dos sujeitos, foi necessário realizar uma nova classificação baseada no Ang_joelho de cada tentativa testada, como demonstrado a seguir: i) Grupo Tentativa-Alinhada: composto

pelas tentativas em que o Ang Joelho permaneceu abaixo de 180° durante todo o tempo de aquisição; ii) Grupo Tentativa-Hiperestendida: composto pelas tentativas em que o Ang Joelho permaneceu acima de 180° durante todo o tempo de aquisição; e iii) Grupo Tentativa-Ajustada: composto pelas tentativas de sujeitos inicialmente pertencentes ao Grupo Sujeito-Hiperestendido, em que o Ang Joelho permaneceu abaixo de 180° durante todo o tempo de aquisição.

As tentativas em que o Ang Joelho variou em torno de 180° , permanecendo parte do tempo de aquisição abaixo e parte do tempo acima de 180° , foram excluídos da análise. A Figura 1 mostra o exemplo de um sujeito que apresentava joelhos hiperestendidos na condição 1 (PLAT/EO), mas que os flexionou com o aumento da demanda de equilíbrio.

Figura 1. Variação do ângulo do joelho do sujeito 7 em cada tentativa.

A linha pontilhada horizontal marca o limite entre a hiperextensão (acima da linha) e o alinhamento dos joelhos (abaixo da linha). Este sujeito foi inicialmente classificado como hiperestendido, mas nas últimas cinco tentativas se comportou como alinhado. A tentativa 5 foi excluída porque o ângulo do joelho variou acima e abaixo da linha pontilhada. Note que na condição ESPUMA/OA, a primeira tentativa (7) foi efetuada com os joelhos hiperestendidos e as outras duas tentativas (8 e 9) foram efetuadas com os joelhos alinhados.

Portanto, a análise dos dados cinéticos foi realizada com três grupos, Grupo Tentativa-Alinhada, Grupo Tentativa-Hiperestendida e Grupo Tentativa-Ajustada nos quais o número de tentativas (N) variou em cada condição experimental.

A Tabela 3 mostra a distribuição das tentativas na nova classificação dos grupos.

Tabela 3. Distribuição das Tentativas dentro de cada grupo após nova classificação baseada no ângulo do joelho de cada tentativa

Grupos	Condição de teste			
	1)PLAT/OA	2)PLAT/OF	3)ESPUMA/OA	4)ESPUMA/OF
Alinhado ¹	27	27	27	27
Hiperestendido ²	40	38	31	25
Ajustado ³	0	0	6	10
Excluídas*	2	4	5	7
TOTAL	69	69	69	69

Grupos: ¹ Grupo Tentativa-Alinhada; ² Grupo Tentativa-Hiperestendida; ³ Grupo Tentativa-Ajustada.

* Tentativas excluídas da análise devido à oscilação do ângulo do joelho acima e abaixo de 180° durante o tempo de aquisição.

“General Linear Models” seguido do Tuckey post-hoc foram usados para comparar as variáveis do CP entre os grupos e os efeitos dos distúrbios sensoriais. Entretanto, como o Grupo Tentativa-Ajustada apresentou amostras somente nas condições ESPUMA, o “General Linear Models” não pôde mostrar a interação entre os três fatores (grupo, condição visual e condição da superfície de apoio). Desta forma, os testes Kruskal-Wallis e Mann-Whitney foram utilizados para comparar os grupos em cada condição sensorial. O teste de correlação de Spearman foi utilizado para testar correlações entre as variáveis cinemáticas (Ang_joelho e ADM_joelho) e as variáveis do CP (RMS-ap, VM-ap e Área). O nível de significância α adotado para todos os testes foi de 0,05.

4. RESULTADOS

A análise dos dados cinemáticos mostrou diferença no Ang Joelho ($p < 0,001$), mas não em ADM Joelho na comparação entre o Grupo Sujeito-Alinhado e o Grupo Sujeito-Hiperestendido em todas as condições testadas.

A comparação intragrupo mostrou que enquanto o Ang Joelho apresentou tendência a decrescer com o aumento da demanda de equilíbrio, a ADM Joelho apresentou tendência a aumentar. O Ang Joelho não apresentou diferença significativa entre as condições experimentais no Grupo Sujeito-Alinhado, enquanto no Grupo Sujeito-Hiperestendido o Ang Joelho foi menor na condição 4 (ESPUMA/OF), que nas condições 1 (PLAT/OA) ($p < 0,001$) e 2 (PLAT/OF) ($p < 0,05$). Similarmente, não houve diferença na ADM Joelho no Grupo Sujeito-Alinhado, mas no Grupo Sujeito-Hiperestendido a ADM Joelho na condição 4(ESPUMA/OF) foi maior que nas condições 3 (ESPUMA/OA) ($p = 0,004$), 2 (PLAT/OF) ($p < 0,001$) e 1 (PLAT/OA) ($p < 0,001$).

As Figuras 2A e 2B mostram a variação do Ang Joelho e da ADM Joelho nas quatro condições experimentais nos dois grupos.

Figura 2. Ang Joelho (A) e ADM Joelho (B) dos grupos Sujeito-Alinhado e Sujeito-Hiperestendido sob diferentes condições experimentais. A. Variação do Ang Joelho durante as quatro condições sensoriais nos grupos Sujeito-Alinhado e Sujeito-Hiperestendido. O círculo preenchido indica diferença significativa em relação às condições PLAT/OA ($p < 0,001$) e PLAT/OF ($p < 0,05$) na comparação intragrupo. B. Variação da ADM Joelho durante as quatro condições sensoriais nos grupos Sujeito-Alinhado e Sujeito-Hiperestendido. O duplo-círculo preenchido indica diferença significativa em relação às condições PLAT/OA ($p < 0,001$), PLAT/OF ($p < 0,001$) e ESPUMA/OA ($p = 0,004$) na comparação intragrupo. O círculo preenchido indica diferença significativa em relação à condição PLAT/OA ($p < 0,001$) na comparação intragrupo. Note a tendência à flexão e aumento da amplitude de movimento dos joelhos na medida em que o equilíbrio é mais desafiado.

Em relação à análise dos dados cinéticos, o “General Linear Model” mostrou efeito de grupo somente para a variável VM-ap ($p=0,002$). O teste post-hoc de Tuckey mostrou que o Grupo Tentativa-Ajustada revelou maior VM-ap que o Grupo Tentativa-Alinhada ($p=0,002$) e que o Grupo Tentativa-Hiperestendida ($p=0,001$). Não houve diferença entre o Grupo Tentativa-Hiperestendida e o Grupo Tentativa-Alinhada. E, como esperado, houve efeito dos fatores visão e condição de superfície, onde o fechamento dos olhos ocasionou aumento de todas as variáveis do CP nos três grupos e a inclusão da espuma como superfície de apoio ocasionou aumento de todas as variáveis no Grupo Tentativa-Hiperestendida e no Grupo Tentativa-Alinhada (o Grupo Tentativa-Ajustada, não tinha dados nas condições PLAT).

A Tabela 4 mostra os resultados das variáveis do CP dos três grupos nas quatro condições experimentais.

Tabela 4. Média e desvio padrão de cada variável do centro de pressão, em cada condição sensorial, nos três grupos testados.

Grupos	Variáveis do Centro de Pressão		
	VM-ap (cm/s)	RMS-ap (cm)	Area (cm ²)
Condição 1 (PLAT/OA)			
Alinhado ¹	0,59±0,16	0,35±0,28	0,92±1,21
Hiperestendido ²	0,70±0,12*	0,32±0,14	0,82±0,57
Condição 2 (PLAT/OF)			
Alinhado ¹	0,81±0,27	0,47±0,37	2,4±4,79
Hiperestendido ²	0,87±0,19	0,43±0,17	1,7±1,43†
Condição 3 (ESPUMA/OA)			
Alinhado ¹	1,05±0,41	0,57±0,33	2,99±2,38
Hiperestendido ²	1,15±0,32	0,61±0,23	3,32±1,98
Ajustado ³	1,20±0,50	0,52±0,19	2,31±1,20
Condição 4 (ESPUMA/OF)			
Alinhado ¹	2,47 ±0,58	1,41±1,95	9,29±4,52
Hiperestendido ²	2,07±0,62	0,93±0,28	8,63±4,41
Ajustado ³	2,95±0,78**	1,07±0,29	11,87±5,78

Grupos: ¹ Grupo Tentativa-Alinhada; ² Grupo Tentativa-Hiperestendida; ³ Grupo Tentativa-Ajustada.

† Tendência à significância estatística na comparação entre os grupos na condição 2 (p=0,079).

* Diferença significativa na comparação entre os grupos na condição 1 (p=0,001)

** Diferença significativa na comparação entre os grupos na condição 4 (Kruskal-wallis, p=0,003). Ajustado x Hiperestendido (Mann-Whitney, p=0,003); Ajustado x Alinhado (Mann-Whitney, p=0,10); Alinhado x Hiperestendido (Mann-Whitney, p=0,016).

A comparação intergrupos em cada condição experimental mostrou que, na condição 1 (PLAT/OA) o Grupo Tentativa-Hiperestendida apresentou maior VM-ap que o Grupo Tentativa-Alinhada (Mann-Whitney, p=0,001). Na condição 2 (PLAT/OF), não houve diferenças significativas entre os grupos, apenas uma diferença marginalmente significativa (p=0,079) na qual o Grupo Tentativa-Alinhada apresentava maior Área que o Grupo Tentativa-Hiperestendida. Na condição 3 (ESPUMA/OA) não houve diferenças significativas entre os 3 grupos em nenhuma variável. E, na condição 4

(ESPUMA/OF) houve diferença significativa entre os 3 grupos apenas em VM-ap (Kruskal-Wallis, $p=0,003$). O teste Mann-Whitney mostrou que o Grupo Tentativa-Ajustada apresentou maior VM-ap que o Grupo Tentativa-Hiperestendida ($p=0,003$) e marginalmente maior que o Grupo Tentativa-Alinhada ($p=0,10$). O Grupo Tentativa-Alinhada obteve maior VM-ap que o Grupo Tentativa-Hiperestendida ($p=0,016$).

As Figuras 3 a 5 mostram a comparação intergrupos de RMS-ap, VM-ap e Area, respectivamente.

Figura 3. Comparação intergrupos do RMS-ap em cada condição experimental. Na legenda, Hiperestendido refere-se ao Grupo Tentativa-Hiperestendida; Alinhado refere-se ao Grupo Tentativa-alinhada; e Ajustado refere-se ao Grupo Tentativa-Ajustada. †indica tendência à significância na comparação intergrupos ($p=0,079$).

Figura 4. Comparação intergrupos de VM-ap em cada condição experimental
Na legenda, Hiperestendido refere-se ao Grupo Tentativa-Hiperestendida; Alinhado refere-se ao Grupo Tentativa-alinhada; e Ajustado refere-se ao Grupo Tentativa-Ajustada. ★ indica diferença significativa entre os grupos ($p=0,001$). ** indica diferença significativa entre os grupos (Kruskal-Wallis, $p<0,003$); Grupo Tentativa-Ajustada x Grupo Tentativa-Hiperestendida (Mann-Whitney, $p=0,003$); Grupo Tentativa-Ajustada x Grupo Tentativa_Alinhada (Mann-Whitney, $p=0,10$); Grupo Tentativa-Hiperestendida x Grupo Tentativa_Alinhada (Mann-Whitney, $p=0,016$).

Figura 5. Comparação intergrupos de Area em cada condição experimental. Na legenda, Hiperestendido refere-se ao Grupo Tentativa-Hiperestendida; Alinhado refere-se ao Grupo Tentativa-alinhada; e Ajustado refere-se ao Grupo Tentativa-Ajustada. Não houve diferenças significativas.

O teste de correlação de Spearman revelou correlação negativa significativa, porém baixa, entre as variáveis do CP e Ang_joelho. No Grupo Sujeito-Hiperestendido os coeficientes de correlação r variaram de -0,15 (Área) a -0,18 (VM-ap). No Grupo Sujeito-Alinhado os coeficientes variaram de -0,298 (RMS-ap) a -0,373 (VM-ap). Quando considerada a amostra total, sem divisão em grupos, o coeficiente variou de -0,173 (VM-ap) a -0,194 (Área).

As correlações entre as variáveis do CP e ADM_joelho foram maiores, especialmente no Grupo Sujeito-Hiperestendido ($r= 0,68$ para RMS-ap; $0,64$ para VM-ap; e $0,67$ para Área). No Grupo Sujeito-Alinhado, o coeficiente de

correlação r foi de 0,38 para RMS-ap; 0,445 para VM-ap; e 0,46 para Área.
Quando considerada toda a amostra os valores de r variaram de 0,555 para RMS-ap a 0,596 para Área.

5. DISCUSSÃO

Este estudo oferece informações originais a respeito da relação entre o alinhamento postural e a estabilidade postural, uma vez que mostra alterações no alinhamento postural dos joelhos frente a distúrbios sensoriais na postura bípede quieta e o efeito do alinhamento postural do joelho sobre a estabilidade postural. Foi encontrada uma tendência clara à flexão e incremento da mobilidade do joelho à medida que o desafio ao equilíbrio aumentou. E a velocidade média do deslocamento do CP foi diferente entre os grupos em duas condições sensoriais.

Em primeiro lugar, a flexão dos joelhos com aumento da amplitude de movimento mostrou-se uma estratégia utilizada para a manutenção do equilíbrio em condições mais desafiadoras. Isto não chega a ser uma surpresa, visto que pessoas em atividades funcionais em condições de maior demanda de equilíbrio, como por exemplo, ao surfar ou patinar, mantém seus joelhos em semi-flexão.

Apesar de não ter sido o objetivo principal de seu estudo, Danis et al [3] encontraram, de maneira similar, que tanto sujeitos saudáveis quanto vestibulopatas apresentavam maior flexão dos joelhos quando permaneciam de pé com os pés unidos e os olhos fechados comparado à postura com os pés afastados e os olhos abertos. Os autores sugerem que articulações ou segmentos corporais como o joelho e o tronco, quando totalmente estendidos, podem somente mover-se em uma direção. Por outro lado, quando tais segmentos estão flexionados, os indivíduos têm à sua

disposição outros graus de liberdade de movimento para realizar ajustes posturais sob condições de maior demanda de equilíbrio. Estes resultados corroboram os achados de Kantor et al [6] que sugerem que a estabilidade postural depende também do que denominam “*Postural Chain Mobility*”, ou seja, da quantidade de graus de liberdade de movimento disponíveis em toda a cadeia de articulações envolvidas no controle da postura.

Reforça esta idéia de que a flexão dos joelhos é uma estratégia utilizada na manutenção do equilíbrio, o fato de que a grande maioria dos sujeitos (19 de 23) apresentou menor Ang_joelho na condição 4 (ESPUMA/OF), a mais desafiadora, que na condição 1 (PLAT/OA). Na condição 1 os joelhos eram hiperestendidos em 57% das tentativas contra apenas 36% na condição 4 (veja Tabela 1).

Possivelmente, a condição 4 (ESPUMA/OF) não representou ameaça suficiente ao equilíbrio daqueles sujeitos que foram capazes de permanecer com os joelhos em hiperextensão e, desta forma, não houve a necessidade destes indivíduos alterarem a estratégia motora para manter o equilíbrio. Sob condições experimentais que oferecessem maior desafio ao equilíbrio, é possível que todos os indivíduos do Grupo Sujeito-Hiperestendido tivessem flexionado os joelhos.

A estratégia de flexão dos joelhos foi evidente. Alguns indivíduos inicialmente pertencentes ao Grupo Sujeito-Hiperestendido, mantiveram os joelhos flexionados durante todo o tempo de aquisição em condições experimentais mais desafiadoras. Mais que isso, desde que alguns sujeitos inicialmente pertencentes ao Grupo Sujeito-Hiperestendido, em uma dada

condição sensorial, tiveram tentativas em que os joelhos estavam hiperestendidos, e tentativas em que os joelhos estavam alinhados, uma nova classificação dos grupos baseada, não mais dos sujeitos, mas no ângulo do joelho em cada tentativa se fez necessária a fim de avaliar os efeitos do alinhamento postural dos joelhos sobre a estabilidade postural. Portanto, um terceiro grupo foi criado (Grupo Tentativa-Ajustada) composto pelas tentativas em que o joelho estava em flexão, mas dos sujeitos previamente classificados como tendo hiperextensão. Este terceiro grupo foi criado, pois, apesar das circunstâncias biomecânicas sugerirem similaridade entre este grupo e o Grupo Tentativa-Alinhada, o controle neural sobre estes joelhos não parece ser similar.

Os sujeitos do Grupo Tentativa-Alinhada adotam espontaneamente a postura alinhada dos joelhos. Entretanto, quando sujeitos com hiperextensão dos joelhos são levados a flexioná-los em resposta a uma ameaça ao equilíbrio, eles exploram uma nova experiência motora ao adotar uma posição não usual dos joelhos. Portanto, presumimos que a integração sensorial e motora sejam, também, processos não usuais neste novo alinhamento dos joelhos e, por isso, são provavelmente diferentes.

A menor variância do Grupo Tentativa-Ajustada em relação ao Grupo Tentativa-Hiperestendida (coeficientes de variação 18% contra 30% para RMS-ap; 26% contra 30% para VM-ap; e 49% contra 51 % para Área na condição 4) e a maior VM-ap apresentada pelo Grupo Tentativa-Ajustada quando comparado ao Grupo Tentativa-Hiperestendida (50% maior,

$p=0,003$), dão suporte à decisão de alterar a classificação dos grupos proposta inicialmente.

Em relação à estabilidade postural, a velocidade média de deslocamento do CP tem sido descrita como a variável que melhor discrimina condições experimentais e populações diferentes [7, 8, 20, 22, 23]. Enquanto o RMS é relacionado à efetividade do sistema de controle postural, ou melhor, ao nível de estabilidade atingida, a velocidade média de deslocamento do CP tem sido relacionada à quantidade de atividade regulatória (atividade muscular) associada a este nível de estabilidade obtido[7, 8, 20, 22-24].

A maior VM-ap encontrada no Grupo Tentativa-Hiperestendida na condição 1 (PLAT/OA) pode dever-se à restrição da mobilidade do joelho causada pela hiperextensão, como sugerido por Danis et al [3]. Kantor et al [6] reportam resultados que também sustentam esta hipótese. Eles concluem que a maior velocidade média e menor amplitude de deslocamento do CP encontrados na posição de sedestação em relação à postura bípede devem-se ao menor número de graus de liberdade de movimento disponíveis na sedestação. Concluem ainda, que a estabilidade postural depende da mobilidade de toda a cadeia de articulações envolvidas no controle postural.

Outros resultados significantes, que não em VM-ap, não foram encontrados, possivelmente, devido à grande variabilidade observada em RMS e Área no Grupo Tentativa-Alinhada (em alguns casos o coeficiente de variância foi superior a 150%). Os p-valores variaram de 0,079 a 0,20 nas

comparações de RMS e Área entre o Grupo Tentativa-Alinhada e o Grupo Tentativa-Hiperestendida nas condições PLAT/OA e PLAT/OF. Uma amostra populacional maior seria necessária a fim de aumentar o poder estatístico destes testes.

Na análise da estabilidade postural quando apenas um distúrbio sensorial foi aplicado, fechamento dos olhos ou o uso da espuma, não houve diferença significativa entre os grupos em nenhuma variável. Porém, quando os dois distúrbios foram aplicados simultaneamente na condição 4 (ESPUMA/OF) houve diferença entre os três grupos, onde o Grupo Tentativa-Ajustada apresentou a maior VM-ap e o Grupo Tentativa-Hiperestendida a menor. O Grupo Tentativa-Alinhada apresentou VM-ap intermediária em relação aos outros dois grupos.

Supõe-se que esta maior VM-ap no Grupo Tentativa-Ajustada e no Grupo Tentativa-Alinhada nesta condição experimental se deva à atividade regulatória postural que envolve movimentos do joelho numa posição em que o controle desta articulação é totalmente dependente de atividade muscular ao invés de ser passivamente restrita pela porção posterior da cápsula articular como ocorre no Grupo Tentativa-Hiperestendida. É possível também, que a porção posterior da cápsula articular sob tensão no joelho hiperestendido seja uma fonte de informação proprioceptiva, uma vez que o Grupo Tentativa-Hiperestendida mostrou menor dependência da visão para o controle postural.

O quociente de Romberg é um cálculo clássico da contribuição visual para a postura e, quando calculado a partir da velocidade média do CP,

oferece uma medida mais confiável que quando calculada através de outras variáveis do CP [22]. Este quociente é medido da seguinte forma: VM-ap(OF) / VM-ap (OA).

Apesar de não ter sido calculado o quociente de Romberg para cada indivíduo a fim de proceder a uma análise estatística, o cálculo efetuado a partir das médias dos grupos revela que na condição com espuma, onde a propriocepção já sofria o distúrbio da superfície instável, o fechamento dos olhos levou a um aumento da VM-ap de 146% no Grupo Tentativa-Ajustada, 135% no Grupo Tentativa-Alinhada e apenas 80% no Grupo Tentativa-Hiperestendida.

A maior dependência da visão no Grupo Tentativa-Ajustada possivelmente se deve ao fato de que este grupo era formado por testes de sujeitos que originalmente apresentavam joelhos hiperestendidos que somente os flexionaram em resposta às condições mais desafiadoras ao equilíbrio. Desta forma, é possível que em tarefas habituais, eles contem com a informação proprioceptiva oriunda da cápsula articular tensionada na região posterior, mas ao flexionar o joelho em resposta às situações de maior demanda, esta porção da cápsula se torna frouxa, e eles devem passar a usar outras fontes de informações proprioceptivas. Isto pode ser uma justificativa para o maior risco de lesões em sujeitos com hiperextensão dos joelhos.

Os resultados deste estudo reforçam a idéia de que o desalinhamento postural interfere no controle da postura, dado que os sujeitos com hiperextensão dos joelhos exibiram uma estratégia de flexionar os joelhos

em resposta às situações de maior ameaça ao equilíbrio. E, mesmo nas situações em que apresentavam ângulos do joelho similares aos dos sujeitos com joelhos alinhados, o que ocorreu nos testes do Grupo Tentativa-Ajustada, estes sujeitos apresentaram maior atividade regulatória da postura evidenciada pela maior VM-ap.

Da escassa literatura a respeito desta interação entre alinhamento postural e estabilidade postural, poucos estudos chegam a conclusões semelhantes. Esta falta de consenso deve ocorrer devido à variabilidade de parâmetros de alinhamento e estabilidade posturais utilizados, bem como do nível de desafio ao equilíbrio utilizado nestes estudos.

Indivíduos saudáveis músculo-esquelética e neurologicamente, sob condições de fácil equilíbrio, devem compensar os efeitos de um desalinhamento postural através de movimentos de outros segmentos a fim de manter o equilíbrio com o CP em posição segura [3, 6, 25]. O que também é sugerido pelo estudo de Saha et al [4] em que houve maior dispêndio de energia, mas sem alteração do deslocamento do CP em posturas onde o tronco era flexionado voluntariamente em relação à postura ereta normal.

Por esta razão, alterações na estabilidade postural somente deverão ser notáveis quando os mecanismos compensatórios estiverem próximos de se esgotar. E isto deve ocorrer em condições mais desafiadoras ao equilíbrio[3] ou em desalinhamentos posturais mais severos como nos grupos de adolescentes com escoliose idiopática[5, 10, 11].

Esta pode, também, ser a razão pela qual a velocidade de deslocamento do CP é a variável mais discriminativa entre grupos. Uma vez que o objetivo do sistema de controle do equilíbrio deve ser o de manter o centro de gravidade dentro de limites seguros, o desalinhamento postural deve exigir maior atividade regulatória, para que o centro de gravidade permaneça dentro de limites restritos.

Assim como outros estudos [3, 9, 11], este trabalho buscava primariamente correlações entre o alinhamento postural e a estabilidade postural. Entretanto, foram encontradas maiores correlações do CP com a amplitude de movimento do joelho que com o ângulo do joelho propriamente dito. Portanto, estes resultados sugerem que em futuros estudos seria importante levar em consideração a quantidade de atividade regulatória associada ao desalinhamento postural. Adicionalmente, seria interessante compreender os efeitos do desalinhamento postural sobre as respostas posturais dinâmicas frente a distúrbios externos ou internos.

6. CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo mostram que a hiperextensão dos joelhos é uma condição postural transitória dependente da demanda de equilíbrio. Quando distúrbios visuais e proprioceptivos aumentam o desafio ao equilíbrio os joelhos flexionam-se e têm aumentada a sua amplitude de movimento durante os ajustes posturais em posição bípede quieta.

Em adição, mostram que a hiperextensão dos joelhos tem efeito sobre a estabilidade postural ocasionando o aumento da velocidade de deslocamento do centro de pressão na postura bípede quieta. Os indivíduos portadores de hiperextensão dos joelhos na postura bípede habitual apresentam maior velocidade de deslocamento do centro de pressão, mesmo quando seus joelhos, em resposta aos distúrbios visuais e proprioceptivos, apresentam ângulos similares aos dos indivíduos com joelhos alinhados.

7. ANEXOS

Anexo 1 - Artigo Original submetido à Revista "Neuroscience Letters"

MISALIGNMENT OF THE KNEES: DOES IT AFFECT HUMAN STANCE STABILITY?

Cássio Marinho Siqueira ^a, Gabriel Bueno Lahoz Moya ^a, Rene Rogieri Caffaro ^a, Carolina Fu ^a
Isabel de Camargo Neves Sacco ^a, André Fábio Kohn ^b, Clarice Tanaka ^a.

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

^b Department of Biomedical Engineering, Escola Politecnica, University of São Paulo, São Paulo, Brazil.

Number of Text pages: 18

Number of figures and tables: 2 tables and 2 figures

Mailing Address

Cássio M. Siqueira; Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 255, Cerqueira César, 05403-000, São Paulo-SP, Brazil. Physical Therapy Service of Hospital of Clinics -FMUSP

e-mail:casique@usp.br; fisioterapia.ichc@hcnet.usp.br

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

Keywords: Posture, Balance, Equilibrium, Knee, Standing Stability, Postural Alignment

Abstract: Postural alignment is thought to affect postural control. Data describing the relationships between postural alignment and stance stability are scarce and controversial. We approached this matter by evaluating stance stability in individuals with hyperextended knees. Kinematic data were collected from the right side of 23 healthy female adults while quietly standing on an AMTI force plate. Three trials of 30 seconds were performed in each of four conditions when subjects stood directly on the force plate (NO FOAM) or on a slab of foam (FOAM) with eyes open (EO) or eyes closed (EC). Subjects were classified into knee-aligned (n=9) and knee-hyperextended (n=14) groups based on clinical inspection in the NO FOAM/EO condition, and kinematic analysis was performed. Because knee angles changed throughout trials and in conditions with sensorial disturbances, we re-classified groups according to their knee angles in order to analyze kinetic variables. Another group was created (Adjusted group) in which subjects initially hyperextended, adjusted their knees to flexion. Results show that the hyperextended group had a clear tendency to flex the knees and to increase knee motion as balance challenge increased. Comparison of center of pressure (COP) variables among the groups showed differences in mean velocity for the NO FOAM/EO and FOAM/EC conditions. We conclude that subjects with knee hyperextension exhibited a motor strategy by flexing their knees in challenging conditions; even when showing knee angles similar to those of aligned subjects, their stance stability showed a higher mean velocity of COP.

Introduction

Postural alignment is thought to affect postural control. It determines the effort required to support the body against gravity in addition to affecting sensory afferent inputs to the central nervous system; it is highly related to the postural adjustments necessary to control body balance [10, 20, 21]; it affects the location of the centre of gravity and may alter stability [6].

Reports of the relationship between postural alignment and stability are scarce and remain inconclusive. Postural alignment has been reported in able-bodied subjects not correlated with stability [8], or low correlated in able-bodied and vestibular impaired patients [6]. In their six most unstable vestibular-impaired patients a high correlation between trunk inclination and stability was found [6]. Yet, higher center of pressure (COP) displacement and more frequent correlation between stability and posture parameters in scoliotic than non-scoliotic girls were reported [1, 5, 14].

Biomechanical and neurological factors have been reported to affect postural responses; similar muscle activation patterns was observed between healthy children simulating the crouched posture of the cerebral palsy and children with cerebral palsy [23].

A better understanding of the relationship between postural alignment and stability is crucial for clinical practice. Because stability depends on postural chain mobility [10], misalignment of a given segment may demand compensatory movements in others in order to maintain stability. On the other hand, postural instabilities may demand positions of segments other than the ideal alignment. Thus, postural alignment should be considered to improve stability or train balance.

We evaluated stance stability in subjects with knees hyperextension, a misalignment with knee extended beyond 180° . In this condition, knee stabilization becomes more dependent on passive structures and quadriceps muscle activation is no longer necessary [11, 12, 15]. Knee hyperextension has high clinical relevance due to increased risk of injury, especially to the anterior cruciate ligament [2, 4, 7, 19]. Additionally, it seems to be related to fall in elderly population [16].

Our objective was to evaluate: I) the effects of knee misalignment on postural stability and II) the effects of visual and proprioceptive disturbance on knee alignment during upright stance.

Methods

Twenty-three healthy women (22.7 ± 3.2 years, BMI 20.3 ± 1.5) were recruited through clinical inspection and assigned to groups as follow: Aligned-Subjects Group (nine subjects) with aligned knees and Hyperextended-Subjects Group (14 subjects) with hyperextended knees.

Exclusion criteria were neurological, musculoskeletal and labyrinth pathology.

Experiments were conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and all subjects signed the informed consent form approved by the Ethics Committee.

Three 30-second trials with the subject standing still were acquired in each of the following four conditions: 1) on the force plate with eyes open (NO FOAM/EO), condition with all sensory inputs available; 2) on the force plate with eyes closed (NO FOAM/EC); 3) on foam (Airex balance pad®, 6 cm thick, density 57 g/dm^3) placed on top of the force plate with eyes open (FOAM/EO); and 4) on foam placed on top of the force plate with eyes closed (FOAM/EC), the most challenging condition with vision and proprioceptive inputs disturbed.

Subjects were asked to stand barefoot quietly on the force plate, with feet parallel, forward oriented, apart at hip width [17] and arms crossed against the chest.

Kinetic data were sampled at 100 Hz using An AMTI OR6-7 1000 force plate (AMTI, Newton, MA). COP variables were calculated: 1) root mean square (RMS) of the anterior-posterior COP displacement, 2) mean velocity (MV) of COP displacement velocity between each two consecutive sample points in the anterior-posterior direction; and 3) area of the ellipse containing 85% of the total COP displacement (Area).

Kinematic data were collected using a Panasonic™ PV-GS250 digital camcorder at 60 Hz placed to the right side of subject. Spherical retro-reflective landmarks were placed at the right side of the subjects at lateral malleolus, the head of fibula and the greater trochanter.

Signal was digitized and 2D analyses were performed using a Ariel Posture Analysis System with the appropriate calibration. The mean angle (Aknee) and range of motion (ROMknee) of knee were calculated for each trial.

General linear model and Tukey post-hoc tests were used to compare knee kinematic variables between-groups and withing-groups ($P \leq 0.05$).

Kinematic analyses of NO FOAM/EO condition corroborated to clinical assignment to aligned-and hyperextended-subjects groups. However, subjects showed a clear tendency to flex their knees when the balance challenge was increased by adding foam or closing the eyes. In some trials, hyperextended subjects varied their Aknee from hyperextension to flexion or kept their knees flexed during the acquisition time. Thus, initial grouping criterion could no longer be used.

As our objective was to examine how hyperextension knees affects stability, rather than group classification based on clinical inspection, we re-classified the groups based on Aknee of each trial, as follows: i) Aligned-trials Group, with trials where Aknee was less than 180° throughout the entire acquisition time; ii) Hyperextended-trials Group, with trials where Aknee was higher than 180° throughout the entire acquisition time; and iii) Adjusted-trials Group, with trials where Aknee was less than 180° throughout the entire acquisition time of subjects initially assigned to the Hyperextended-subjects Group who have changed Aknee across experimental conditions

Trials in which Aknee fluctuated around 180° were excluded. Fig. 1 shows an example of a subject who initially showed hyperextension knees but flexed the knees throughout the experimental conditions.

Kinetic analyses were performed for the three new groups where the number of trials (N) differed for each test condition.

Table 1 shows the distribution of trials in the new group classification.

The general linear model with Tukey post-hoc tests was used to compare COP variables between-groups in addition to the effect of sensory disturbance. As the Adjusted-trials Group only became apparent in the FOAM condition, the general linear model did not show any interaction between the three factors (group, vision and surface). Thus, Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests were used to compare groups in each sensory condition. Spearman's correlation coefficients were computed to test correlations among kinetic and kinematic variables ($P \leq 0.05$).

Results

Kinematic analysis revealed significant differences in Aknee ($p < 0.001$) but none in ROMknee between hyperextended- and aligned-subjects in all test conditions.

Within-groups analysis showed that while Aknee tended to decrease with sensory disturbance, ROMknee tended to increase in both groups. Aknee did not vary in aligned-subjects, whereas hyperextended-subjects showed significantly lower Aknee in the FOAM/EC than in NO FOAM/EO ($p<0.001$) or NO FOAM/EC ($p<0.05$) conditions. There was no difference in ROMknee for aligned-subjects, but hyperextended-subjects had higher ROMknee in the FOAM/EC condition than in the FOAM/EO ($p<0.004$), NO FOAM/EO ($p<0.001$), and NO FOAM/EC ($p<0.001$) conditions. ROMknee was also higher in the FOAM/EO condition than in the NO FOAM/EO ($p<0.001$) condition.

Fig. 2A and 2B show the variation of Aknee and ROMknee throughout the test conditions in both groups.

The general linear model analysis of kinetics only showed a group effect for MV ($p<0.002$). Tukey post-hoc tests showed that the Adjusted-trials Group had higher MV than the Aligned-trials ($p<0.002$) and the Hyperextended-trials Groups ($p<0.001$). No significant differences were found between Aligned-trials and Hyperextended-trials Groups. There were effects of vision and surface factors where foam and closed eyes increased all COP displacement variables in all groups ($p<0.001$).

Table 2 shows the COP variable outcomes in each sensory condition for the three groups. Between-groups comparisons for each test condition showed that in the NO FOAM/EO condition, the Hyperextended-trials Group had a significantly higher MV than the Aligned-trials Group ($p<0.001$).

In the NO FOAM/EC condition, there were no statistical differences between-groups. Aligned-trials Group tended to present higher mean Area than the Hyperextended-trials Group ($p<0.079$). In the FOAM/EO condition, there were also no significant differences between-groups. In the FOAM/EC condition, however, there were significant differences in the MV of the three groups. Mann-Whitney tests showed that the Aligned-trials Group had a higher and marginally lower MV than the Hyperextended-trials Group ($p<0.016$) and the Adjusted-trials Group ($p=0.10$), respectively. The Adjusted-trials Group presented higher MV than the Hyperextended-trials Group ($p<0.003$).

Spearman tests showed significant negative correlations between the COP variables and Aknee. For hyperextended-subjects, the correlation coefficient (r) ranged from -15% (Area) to -18% (MV). For aligned-subjects, r ranged from -29.8% (RMS) to -37.3% (MV). For the whole sample, r ranged from -17.3% (MV) to -19.4% (Area).

The correlations between COP variables and ROMknee were higher, especially for hyperextended subjects ($r = 68\%$ for RMS, 64% for MV, and 67% for Area). For aligned-subjects, r values were 38% for RMS, 44.5% for MV, and 46% for Area. When considering the whole sample, r ranged from 55.5% for RMS to 59.6% for Area.

Discussion

This study provides original information about the relationship between postural alignment and stance stability; it assessed changes in knee motion and effects of knee alignment on stability during sensory disturbances. We found a clear tendency for knee flexion and knee motion to increase when challenges to balance increased. Additionally, the mean velocity of COP displacement varied among groups depending on their knee alignment in two conditions of different sensory disruptions.

Our results suggest that knee flexion with increased motion were a motor strategy used to endure threats to balance under more demanding test conditions. In fact, subjects performing balance demanding tasks such as skating and surfing keep their knees semi-flexed. Healthy and vestibular-impaired subjects were reported with greater knee flexion with feet together and eyes closed than with feet apart and eyes open [6] and authors argued that body segments such as the knee or trunk can move in only one direction when fully extended. However, individuals use other degrees of freedom to adjust their body sway under challenging standing positions.

The knee flexion of the majority of our subjects (19 out of 23) in the most challenging condition reinforces this idea. In the NO FOAM/EO condition 57% of trials showed hyperextended knees against 36% in the FOAM/EC conditions. It is likely that the subjects who kept their knees hyperextended in the most challenging condition did not sense a sufficient threat to change their motor strategy. Given test conditions with higher postural demands, they might have flexed their knees.

Subjects initially classified as hyperextended flexed their knees in more challenging conditions. Even in the same sensory condition, subjects initially hyperextended sometimes had trials in which the knees were kept hyperextended and others in which were aligned; therefore a re-classification of trials, not of subjects, was necessary to compare COP variables creating the Adjusted-trials Group. Despite similar biomechanics between the Aligned and Adjusted-trials Groups (both with flexed knees), the neural control over the knees might not be similar.

Subjects with hyperextended knees who were led to flex them as a response to a postural challenge, explored a new motor experience in order to adopt an unusual knee position. It is likely that sensory integration and learning processes are also new and may be different than subjects spontaneously aligned.

The mean velocity of the COP has been reported to be the most discriminating variable between conditions and subject populations [3, 9, 17, 18, 20]. While RMS has been related to the postural stability achieved by the postural control system, the mean velocity has been linked to the amount of regulatory activity associated with the level of stability [3, 9, 13, 17, 18, 20].

In this study, the Hyperextended-trials Group had a higher MV than the Aligned-trials Group in the NO FOAM/EO condition. In the two intermediary conditions, no differences were found for MV. However, in the most challenging condition (FOAM/EC) results revealed lower MV for the Hyperextended-trials Group than Aligned-trials and Adjusted-trials Groups. Adjusted-trials Group was marginally higher than Aligned-trials Group.

The higher MV in the Hyperextended-trials Group in the NO FOAM/EO condition might be due to the constriction of knee motion by hyperextension as postural stability depends on the availability of degrees of freedom of the joints [6] [10].

Our results showed higher COP velocity and a tendency for lower COP amplitude displacement (Area and RMS) for the NO FOAM conditions in the Hyperextended-trials Group. Significant differences others than those in the MV were not found, probably, due to the high variability in the Aligned-trials Group (coefficient of variance in some cases above 100%). P-values ranged from 0.079 to 0.20 in the comparisons of RMS and AREA between Aligned and Hyperextended-trials Groups. A larger sample size would be needed to increase the statistical power of these results.

When only one sensory disturbance (either foam or closed eyes) was applied, there were no differences in MV between-groups. However, when balance was threatened by both disturbances, the Hyperextended-trials Group showed the lowest velocity and the Adjusted-trials Group the highest.

We speculate that the higher velocity in the Adjusted and Aligned-trials Groups was due to the postural regulatory activity involving knee motions where knee control was totally

dependent on muscle activity, instead of passively constrained by the joint capsule as in the Hyperextended-trials Group.

The Romberg quotient is a classical computation of the visual contribution to posture and when calculated from the mean velocity leads to a more reliable measurement (Romberg quotient = $MV(EO)/MV(EO)$) [3]. Although we did not calculate the Romberg quotient for each subject for statistical testing, the calculation of the Romberg quotient from the means of the groups showed that closing the eyes while standing on foam increased MV by 146% in the Adjusted, 135% in the Aligned and only 80% in the Hyperextended-trials Groups.

The high dependency on vision in the Adjusted-trials Group might be due to the default hyperextension of these subjects' knees; the knees are only flexed in more challenging conditions. These subjects might depend on proprioceptive information of the posterior knee joint capsule for habitual standing tasks, but adopt a knee flexion strategy when balance is threatened. In this situation, the posterior aspect of the joint capsule is no more under tension and a new source of proprioceptive input from the joints and muscles might be used, which might explain the increased risk of knee injuries in this population.

Our results reinforce the idea that postural alignment affects stance stability because subjects with knee hyperextension exhibited a motor strategy by flexing the knee during challenging balance conditions. The stance stability of subjects with hyperextension showed more regulatory activity as demonstrated by their higher mean velocity of COP.

Of the scarce reports available that address this topic, few reach the same conclusion. We believe that the discrepancy might arise as much from variations in postural and stability parameters as from the level of challenges to balance.

Able-bodied individuals under easy balance tasks might compensate for existing misalignment effects with movements of other segments in order to maintain a safe balance position [6, 10, 22], as also suggested by higher energy expenditure without differences in COP displacement in flexed trunk positions [21]. We believe that changes in stance stability will be noticeable only when the compensatory mechanisms reach their limits under more challenging stance conditions [6] or in severe postural misalignment [1, 5, 14, 21]. This may also be the reason that MV is the most discriminative COP variable. The central nervous system must safely maintain centre-of-gravity when performing balance tasks; therefore misalignments would likely require more regulatory activity, as expressed by the mean velocity, to ensure stability [21, 22].

We, like other investigators [6, 8, 14], were primarily examining correlations between postural alignment and stability; however we found greater correlations between COP variables and the range of motion of the knee rather than the knee angle itself. Therefore, in future studies the amount of regulatory activity associated with postural misalignment should be considered. Additionally, it would be interesting to examine how postural misalignment affects responses of dynamic posture to internal and external threats.

References

- [1] P. Allard, P. Chavet, F. Barbier, L. Gatto, H. Labelle, H. Sadeghi, Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis, *Am J Phys Med Rehabil* 83 (2004) 689-697.
- [2] C.M. Bonci, Assessment and Evaluation of Predisposing Factors to Anterior Cruciate Ligament Injury, *J Athl Train* 34 (1999) 155-164.
- [3] V. Cornilleau-Peres, N. Shabana, J. Droulez, J.C. Goh, G.S. Lee, P.T. Chew, Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability, *Gait & posture* 22 (2005) 96-106.
- [4] D.N. Cowan, B.H. Jones, P.N. Frykman, D.W. Polly, Jr., E.A. Harman, R.M. Rosenstein, M.T. Rosenstein, Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees, *Med Sci Sports Exer* 28 (1996) 945-952.
- [5] G. Dalleau, M.S. Allard, M. Beaulieu, C.H. Rivard, P. Allard, Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls, *Eur Spine J* 16 (2007) 1593-1599.
- [6] C.G. Danis, D.E. Krebs, K.M. Gill-Body, S. Sahrman, Relationship between standing posture and stability, *Phys Ther* 78 (1998) 502-517.
- [7] M.R. Devan, L.S. Pescatello, P. Faghri, J. Anderson, A Prospective Study of Overuse Knee Injuries Among Female Athletes With Muscle Imbalances and Structural Abnormalities, *J Athl Train* 39 (2004) 263-267.
- [8] E. Ferreira, M. Duarte, A.P. Marques, E.P. Maldonado, Correlation of Postural Alignment in Sagittal View and Postural Control. *Progress in Motor Control VI*, Vol. 11, The International Journal for the Multidisciplinary Study of Voluntary Movements, Santos-SP, Brazil, 2007, p. S162.
- [9] A. Hufschmidt, J. Dichgans, K.H. Mauritz, M. Hufschmidt, Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications, *Archiv fur Psychiatrie und Nervenkrankheiten* 228 (1980) 135-150.
- [10] E. Kantor, L. Poupard, S. Le Bozec, S. Bouisset, Does body stability depend on postural chain mobility or stability area?, *Neurosci Lett* 308 (2001) 128-132.
- [11] I.A. Kapandji, *Fisiologia Articular*, Vol. 2, Manole, São Paulo, 1980, 234 pp.
- [12] J.K. Loudon, H.L. Goist, K.L. Loudon, Genu recurvatum syndrome, *J Orthop Sports Phys Ther* 27 (1998) 361-367.
- [13] R.A. Mezzarane, A.F. Kohn, Postural control during kneeling, *Exp Brain Res.* 187 (2008) 395-405.
- [14] M.L. Nault, P. Allard, S. Hinse, R. Le Blanc, O. Caron, H. Labelle, H. Sadeghi, Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis, *Spine* 27 (2002) 1911-1917.
- [15] A.D. Nguyen, S.J. Shultz, Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment, *J Orthop Sports Phys Ther* 37 (2007) 389-398.
- [16] K. O'Brien, E. Culham, B. Pickles, Balance and skeletal alignment in a group of elderly female fallers and nonfallers, *J Gerontol A* 52 (1997) B221-226.
- [17] T.E. Prieto, J.B. Myklebust, R.G. Hoffmann, E.G. Lovett, B.M. Myklebust, Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults, *IEEE Trans Biomed Eng* 43 (1996) 956-966.
- [18] T.E. Prieto, J.B. Myklebust, B.M. Myklebust, Characterization and Modeling of Postural Steadiness in the Elderly: A Review, *Transactions on Rehabilitation Engineering* 1 (1993) 26-34.
- [19] R. Ramesh, O. Von Arx, T. Azzopardi, P.J. Schranz, The risk of anterior cruciate ligament rupture with generalised joint laxity, *J Bone Joint Surg* 87 (2005) 800-803.

- [20] J.A. Raymakers, M.M. Samson, H.J. Verhaar, The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s), *Gait & posture* 21 (2005) 48-58.
- [21] D. Saha, S. Gard, S. Fatone, S. Ondra, The effect of trunk-flexed postures on balance and metabolic energy expenditure during standing, *Spine* 32 (2007) 1605-1611.
- [22] J. Tarantola, A. Nardone, E. Tacchini, M. Schieppati, Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition, *Neurosci Lett* 228 (1997) 75-78.
- [23] M.H. Woollacott, P. Burtner, J. Jensen, J. Jasiewicz, N. Roncesvalles, H. Sveistrup, Development of postural responses during standing in healthy children and children with spastic diplegia, *Neurosci Biobehav Rev* 22 (1998) 583-589.

Table/Figure Legends

FIGURE 1. Knee angle variation of subject 7 in each trial. The horizontal dotted line marks the limit between the hyperextension (above the line) and alignment of the knees (below the line). This subject was initially classified as hyperextended, but in the last five trials she acted as if she were aligned. Trial 5 was excluded because knee angle fluctuated below and above the line. Note that in the FOAM/EO condition, the first trial (7) was performed with hyperextended knees and the other two trials (8 and 9) with aligned knees.

FIGURE 2. Mean Angle (A) and Range of Motion (B) for the aligned and hyperextended subjects under different experimental conditions. A. Variation of mean knee angle during the four sensory conditions in aligned and hyperextended subjects. Filled circle indicates significantly different from NO FOAM/EO ($p<0.001$) and from NO FOAM/EC ($p<0.05$) in intragroup comparisons. B. Variation of knee range of motion during the four sensory conditions in aligned and hyperextended subjects. The double filled circle indicates significantly different from NO FOAM/EO ($p<0.001$), from NO FOAM/EC ($p<0.001$) and from FOAM/EO ($p=0.004$) in intragroup comparisons. Single filled circle indicates significantly different from NO FOAM/EO ($p<0.001$). Note the tendency for knee flexion and increased knee range of motion when balance is threatened.

TABLE 1. Trials distribution into groups based on the behavior of knee angles during trials.

group	Test Condition			
	1)NO FOAM/EO	2)NO FOAM/EC	3)FOAM/EO	4)FOAM/EC
Aligned Trials				
Group	27	27	27	27
Hyperextended				
Trials Group	40	38	31	25
Adjusted Trials				
Group	0	0	6	10
Excluded trials*	2	4	5	7
total	69	69	69	69

Table 1. Abbreviations: EO- Eyes Open; EC- Eyes Closed;

*trials were excluded when knee angle fluctuated around 180° during the acquisition time.

TABLE 2. Mean and standard deviations of COP variables in each sensory condition for each group.

GROUPS	COP VARIABLES		
	MV-ap ^a	RMS-ap ^b	Area ^c
NO FOAM/EO Condition			
Aligned	0.59±.16	0.35±0.28	0.92±1.21
Hyperextended	0.70±.12*	0.32±0.14	0.82±0.57
NO FOAM/EC Condition			
Aligned	0.81±0.27	0.47±0.37	2.4±4.79
Hyperextended	0.87±0.19	0.43±0.17	1.7±1.43†
FOAM/EO Condition			
Aligned	1.05±0.41	0.57±0.33	2.99±2.38
Hyperextended	1.15±0.32	0.61±0.23	3.32±1.98
Adjusted	1.20±0.50	0.52±0.19	2.31±1.20
FOAM/EC Condition			
Aligned	2.47 ±0.58	1.41±1.95	9.29±4.52
Hyperextended	2.07±0.62	0.93±0.28	8.63±4.41
Adjusted	2.95±0.78**	1.07±0.29	11.87±5.78

Table 2. Abbreviations: EO- Eyes Open; EC- Eyes Closed

Aligned refers to Aligned-trials Group; hyperextended refers to Hyperextended-trials Group; and adjusted refers to Adjusted-trials Group.

^a presented in cm/s; ^b presented in cm; ^c presented in cm²

* Significant difference between-groups (p=0.001)

† Trend toward significance between-groups (p=0.079)

** Significant difference among groups (Kruskal-wallis, p=0.003). Adjusted x Hyperextended (Mann-Whitney, p=0.003); Adjusted x Aligned (Mann-Whitney, p=0.10); Aligned x Hyperextended (Mann-Whitney, p=0.016).

Anexo 2 - Pôster apresentado no "XXVIIth Congress of the Society of
International Electrophysiology and Kinesiology"-
Niagara Falls, Ontário, Canadá.

DOES KNEE ANGLE ALIGNMENT AFFECT POSTURAL CONTROL?

Cássio M Siqueira, Gabriel B L Moya, Renê R Caffaro, Isabel C N Sacco, André F Kohn, Clarice Tanaka
Department of Physiotherapy, Communication Science &
Disorders, Occupational Therapy, Faculty of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil.

E-mail: casique@usp.br

INTRODUCTION

- ⇒ Postural alignment, although poorly reported, is thought to interfere in postural control
- ⇒ Knee Hyperextension leads to greater risk of anterior cruciate ligament and other knee injuries (Loudon et al, 1998; Devan et al, 2004)

OBJECTIVES

Verify if knee angle on sagittal plane is affected by visual and proprioceptive perturbation, and if postural alignment of knee joint affects postural control in quite standing

METHODS

Subjects: 23 healthy female (Age: 22.9 ± 3.0);

Groups classification based on subjects
Hyperextended-subject group – HS (n=14);
Aligned-subject group – AS - (n=9)

Groups classification based on knee angles variations of each trial
Hyperextended-trial group – HT (n= 27 trials)
Aligned-trial group – AT (n varied in each test condition)
Ajusted-trial group – AJT (n varied in each test condition)

Figure 1 – Test procedures

Test condition	Proprioception condition	Visual condition
I	NO FOAM	Eyes opened (EO)
II	NO FOAM	Eyes Closed (EC)
III	FOAM	Eyes opened (EO)
IV	FOAM	Eyes Closed (EC)

Tabela 1 – Experiment conditions

- ⇒ Knee Angle parameters: Mean Angle and Range of Motion
- ⇒ COF Parameters analyzed: Mean Velocity (MV), Area and RMS
- ⇒ Statistical Analysis: GLM followed by a Tukey post-hoc was applied to the data. Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests were used for between-groups comparisons of COF data

RESULTS

Figure 2. Example of knee angle behavior across test conditions (subject 7). It illustrates the needing of new group assignment based on knee angle of each trial for comparison of COF data

Knee Angle

Figure 3. Variation of mean knee angle during the four sensory conditions in AS and HS. * p<0.05 vs condition I and III in within-group comparisons

Figure 4. Variation of knee range of motion during the four sensory conditions in AS and HS. ** p<0.05 vs condition I, II and III and * p<0.05 vs condition I, in within-group comparisons.

COF Parameters

Figure 5. Mean and 95% confidence interval for the RMS in the AT, HT and AJT groups in all test conditions. No significant differences found in between-group comparison

Figure 6. Mean and 95% confidence interval for the MV in the AT, HT and AJT groups in all test conditions. * Between-group comparison p=0.001. = Between-group comparison p=0.003 (Kruskal-Wallis); AJT vs HT, p=0.003; AJT vs AT, p=0.10; AT vs HT, p=0.016 (Mann-Whitney).

Figure 7. Mean and 95% confidence interval for the Area in the AT, HT and AJT groups in all test conditions. † Between-group comparison p=0.079

CONCLUSION

These results suggest that knee joint flex under visual and proprioceptive perturbations and therefore, knee hyperextension is a postural condition related to the postural demands. Also, knee angle alignment affects postural steadiness.

Anexo 3 – Aprovação CAPPesq

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
HOSPITAL DAS CLÍNICAS

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 04.06.08 tomou conhecimento da **mudança de título** do Protocolo de Pesquisa nº **276/06**, intitulado: "*Postura,estratégica de equilíbrio e mecânica Tóraco-abdominal: estudo laboratorial e clínico*" para "**Avaliação da estabilidade postural em indivíduos portadores de hiperextensão dos joelhos**", e que o mesmo será **dissertação de mestrado do aluno Cássio Marinho Siqueira**, tendo como **orientadora Profa. Dra. Clarice Tanaka**.

CAPPesq, 04 de junho de 2008.

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

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
tms

Anexo 3 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

HOSPITAL DAS CLÍNICAS
DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
CAIXA POSTAL, 8091 – SÃO PAULO – BRASIL
(Instruções para preenchimento no verso)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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 :.....SEXO: M ☐ F ☐

DATA NASCIMENTO.:/...../.....

ENDEREÇO: Nº APTO:

BAIRRO:.....CIDADE:.....

CEP:.....TELEFONE:..(.....).....

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA

AValiação das Estratégias de Equilíbrio em Indivíduos Portadores de Desalinhamento Postural dos Joelhos

PESQUISADOR: CLARICE TANAKA

CARGO/FUNÇÃO: FISIOTERAPEUTA

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 342-F

UNIDADE DO HCFMUSP: INSTITUTO CENTRAL

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 avaliar como os músculos trabalham durante a tentativa de manter o equilíbrio. Vamos comparar estas atividades musculares entre pessoas que tenham o joelho reto e pessoas com o joelho muito esticado.

Com isso, esperamos encontrar as relações entre o equilíbrio e a postura e assim desenvolver novas formas de avaliar e tratar as alterações da postura e do equilíbrio.

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

O trabalho consiste em uma avaliação de aproximadamente uma hora. Você deverá estar usando roupa de ginástica. Serão colocadas bolinhas de isopor em alguns pontos do seu corpo.

Serão também colocados 8 plaquinhas que chamamos eletrodos na sua perna e tronco. Estes eletrodos recebem sinais dos músculos para saber se eles estão trabalhando ou não. Você não sentirá dor, choque ou desconforto. Para que o eletrodo funcione melhor, a pele será bem limpa com álcool antes que os eletrodos sejam fixados com um esparadrapo de curativos.

Depois você irá permanecer sobre uma plataforma fixa, em diferentes situações por um minuto, como, por exemplo, ficar em pé parado, com olhos abertos e depois fechados, inclinar o tronco para frente, inclinar o tronco para trás. Depois irá permanecer em pé e se equilibrar enquanto o avaliador vai te empurrar de leve para frente ou para trás com a mão na sua cintura. No último teste, você vai ficar de pé em cima de uma prancha que se move um pouco para frente e depois para trás. Você vai manter o equilíbrio enquanto esses movimentos acontecem. Os movimentos são pequenos e você não vai cair.

Durante a avaliação você será filmado para que possamos avaliar como seu corpo se movimenta nestas situações. Esta filmagem servirá apenas para a análise dos movimentos e não será exibida para outras pessoas.

Terminada a avaliação retiramos os eletrodos e você está liberado.

3. desconfortos e riscos esperados

Os movimentos que o avaliador provoca e também os da prancha que serão utilizados durante o estudo serão leves e não causam quedas. Pode haver um certo cansaço de ficar em pé durante por 1 minuto em cada teste.

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 te 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 não será revelada.

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 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 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.

Cássio Marinho Siqueira – pesquisador: tel. 3069-6867(horário comercial) / 9512-0841 (qualquer horário)

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 ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome Legível)

Anexo 4 – *“Neuroscience letters - guide for authors”*

Guide for Authors

Submission of a paper to *Neuroscience Letters* is understood to imply that it deals with original material not previously published, and that it is not being considered for publication elsewhere. Manuscripts submitted under multiple authorship are reviewed on the assumption that all listed authors concur with the submission and that a copy of the final manuscript has been approved by all authors and tacitly or explicitly by the responsible authorities in the laboratories where the work was carried out. If accepted, the article shall not be published elsewhere in the same form, in either the same or another language, without the consent of the Editors and Publisher.

Manuscripts of length up to a maximum of 5000 words (the author should reduce this word count by approximately 250 for each figure included) will be considered for publication. Papers that are longer than six pages in the journal will be returned to authors for shortening. Articles should be written in English, and should be complete in all respects. The layout and style should adhere strictly to the instructions given under "Organisation of the Article" and, in particular, the reference style of *Neuroscience Letters*.

The author must declare that all experiments on human subjects were conducted in accordance with the Declaration of Helsinki (☞ <http://www.wma.net>) and that all procedures were carried out with the adequate understanding and written consent of the subjects.

The author must also certify that formal approval to conduct the experiments described has been obtained from the human subjects review board of their institution and could be provided upon request.

When experimental animals are used, the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC), or the National Institute of Health Guide for the Care and Use of Laboratory Animals (NIH Publications No. 80-23) revised 1996, or the UK Animals (Scientific Procedures) Act 1986.

Authors of papers in *Neuroscience Letters* may cite a "personal communication" only if the submission is accompanied by a letter from the person referenced in the personal communication. This letter should state that the persons cited have been given the opportunity to review the part of the manuscript citing them and that they give their

approval to being cited in this manner.

For other policy issues, authors are referred to the policy guidelines of the Society for Neuroscience (⇒ <http://www.jneurosci.org/misc/itoa.shtml>).

No revisions or updates will be incorporated after the article has been accepted and sent to the Publisher (unless approved by the Editors).

The Neuroscience Peer Review Consortium

Neuroscience Letters is a member of the Neuroscience Peer Review Consortium (NPRC). The NPRC has been formed to reduce the time expended and, in particular, the duplication of effort by, and associated burden on reviewers involved in the peer review of original neuroscience research papers. It is an alliance of neuroscience journals that have agreed to accept manuscript reviews from other Consortium journals. By reducing the number of times that a manuscript is reviewed, the Consortium will reduce the load on reviewers and Editors, and speed the publication of research results.

If a manuscript has been rejected by another journal in the Consortium, authors can now submit the manuscript to *Neuroscience Letters* and indicate that the referees' reports from the first journal be made available to the Editors of *Neuroscience Letters*.

N.B. Only manuscripts which were first submitted to another journal after the 1st January 2008 are eligible for the NPRC scheme.

It is the authors' decision as to whether or not to indicate that a set of referee's reports should be forwarded from the first journal to *Neuroscience Letters*. If an author does not wish for this to happen, the manuscript can be submitted to *Neuroscience Letters* without reference to the previous submission. No information will be exchanged between journals except at the request of authors. However, if the original referees' reports suggested that the paper is of high quality, but not suitable for the first journal, then it will often be to an author's advantage to indicate that referees' reports should be made available.

Authors should revise the original submission in accordance with the first journal's set of referee reports, reformat the paper to *Neuroscience Letters* specification and submit the paper to *Neuroscience* with a covering letter describing the changes that have been made, and informing the Editors that they are happy for referees' reports to be forwarded from the first Consortium journal. Authors will be asked upon submission to *Neuroscience Letters* the title of the first journal submitted to and the manuscript ID that was given by that journal. The editorial office of *Neuroscience Letters* will request the referees' reports from the first journal.

The Editors of *Neuroscience Letters* will use forwarded referees' reports at their discretion. The Editors may use the reports directly to make a decision, or they may request further reviews if they feel such are necessary.

Visit ⇒ <http://nprc.incf.org> for a list of Consortium journals, as well as further

information on the scheme.

As of 01-Jan-2004, all new manuscripts must be submitted through Neuroscience Letters' online submission and review Web site (⇨ <http://ees.elsevier.com/nsl/>).

Authors are requested to submit the text, tables and artwork in electronic form to this address. In an accompanying letter, authors should state that the manuscript, or parts of it, have not been and will not be submitted elsewhere for publication.

Submission items include Cover Letter, Reviewer Suggestions, Manuscript (including Title Page, Abstract, Manuscript Text, References and Table/Figure Legends), Tables and Figures. Revised manuscripts should also be accompanied by a unique file (separate from the covering letter) with responses to reviewers' comments. The preferred order of files is as follows: Cover Letter, Reviewer Suggestions, Response to Reviews (revised mss. only), Manuscript file(s), Table(s), Figure(s). Files should be labelled with appropriate and descriptive file names (e.g. SmithText.doc, Fig1.eps, Table3.doc). Upload text, tables and graphics as separate files. Do not import figures or tables into the text document.

Authors must send the names and email addresses for 8-10 suggested referees. Although NSL does not guarantee these reviewers will be used, the editors take these suggestions under consideration. These recommendations help the journal speed the editorial process.

Authors who are unable to provide an electronic version or have other circumstances that prevent online submission must contact the San Diego Editorial Office prior to submission to discuss alternate options. The Publisher and Editors regret that they are not able to consider submissions that do not follow these procedures.

Neuroscience Letters

Editorial Office

525 B Street, Suite 1900

San Diego, CA 92101

USA

Tel +1-619-699-6791

Fax +1-619-699-6801

nsl@elsevier.com

Length of manuscripts will in no case be more than 6 printed pages (5000 words) of the journal. As an approximate guide to authors for judging the length of their paper, the following estimation may be used: heading + abstract = 0.5-0.6 pages; 3 type-written (double-spaced) pages = 1 printed page; (when using a word-processor) 850 words or 5300 characters = 1 printed page; 3 single-column wide or 2 double-column wide figures plus legends = 1 printed page; 3 single-column wide or 2 double-column wide tables = 1 printed page; 17 references = 0.5 printed page.

Text files should be supplied in one of the following formats: Microsoft Word or WordPerfect, Windows or Macintosh formatted. Ensure that the letter "l" and the digit "1" (also letter "O" and digit "0") have been used properly, and format your article (tabs, indents, etc.) consistently. Characters not available on your wordprocessor (Greek letters, mathematical symbols, etc.) should not be left open, but indicated by a unique code (e.g. gralpha, @, #, etc. for the Greek letter alpha). Such codes should be used consistently throughout the entire text. Please make a list of such codes and provide a key.

When accepted articles are processed, most formatting codes will be removed or replaced so there is no need for you to use excessive layout styling. In addition, do not use options such as automatic word breaking, justified layout, double columns or automatic paragraph numbering (especially for numbered references). However do use bold face, italic, subscripts, superscripts etc. for scientific nomenclature.

When preparing tables, if you are using a table grid, please use only one grid for each separate table and not a grid for each row. If no grid is being used, use tabs to align columns, not spaces.

Graphic files: See the Elsevier website for guidelines for preparing electronic artwork: <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>. (Note: Only TIFF or EPS formats are acceptable formats.) Each figure should be a separate file and not be embedded in the text. All graphic files must be submitted in sufficiently high resolution (300 dpi for grayscale or colour images and 600-1000 dpi for line art) to allow for printing.

No hardcopy manuscripts or illustrations are to be sent to the Editors unless specifically requested. The Publisher and Editors regret that they are unable to return copies of hardcopy submissions.

Title page. The title page should contain the following items: (i) complete title (preferably no chemical formulas or arbitrary abbreviations); (ii) full names of all authors; (iii) complete affiliations of all authors; (iv) the number of text pages of the whole manuscript (including figures and tables) and the number of figures and tables; (v) the name and complete address of the corresponding author (as well as telephone number, facsimile number and E-mail address, and if available URL address) to whom correspondence and proofs should be sent; (vi) acknowledgements.

Keywords. 3-6 keywords or phrases should be provided; preferably, these should be selected from the body of the text.

Abstract. An Abstract of up to 250 words describing the purpose of the study, the

methods, and the results should precede the main text.

In general, the main text should be organized as follows: Introduction, Materials and methods, Results, Discussion, Acknowledgements, References.

Literature references. Citation of literature references in the text should be given at the appropriate places by numbers in square brackets. All references cited in the text should be listed at the end of the manuscript on a separate page, arranged in alphabetical order of first author and numbered consecutively. All items in the list of references should be cited in the text and, conversely, all references cited in the text must be presented in the list. References to periodicals must be complete, including name and initials of the authors cited, title of paper referred to, abbreviated journal title, volume, year, and first and last page numbers of the article (see example 1). The abbreviations of journal titles should conform to those adopted by the List of Serial Title Word Abbreviations, CIEPS/ISDS, Paris, 1985 (ISBN 2-904938-02-8). The form of literature references to books should be: author, initials, title of book, title of series and volume number (if applicable), publisher and city, year and page numbers referred to (see example 3). References to authors contributing to multi-author books or to proceedings printed in book form should be similar to those for monograph books (see example 2).

Examples:

- [1] K. Allan, M.C. Doyle, M.D. Rugg, An event related potential study of word-stem cued recall, *Cognitive Brain Res.* 4 (1996) 251-262.
- [2] R.R. Mize, Conservation of basic synaptic circuits that mediate GABA inhibition in the subcortical visual system. In: F.E. Bloom (Ed.), *Neuroscience: From the Molecular to the Cognitive. Progress in Brain Research*, Vol. 100, Elsevier, Amsterdam, 1994, pp. 123-132.
- [3] L.W. Swanson, A. Bjorklund, T. Hokfelt (Eds.), *Integrated Systems of the CNS, Part III: Cerebellum, Basal Ganglia, Olfactory System. Handbook of Chemical Neuroanatomy*, Vol. 12, Elsevier, Amsterdam, 1996, 600 pp.

URLs should be included for linking to websites that are relevant to the article.

Illustrations. Authors should consult the Elsevier website for guidelines for preparing (electronic) artwork: ➡ <http://www.elsevier.com/artworkinstructions> . N.B. With Web submission, only the following formats are acceptable: TIFF, and EPS.

Illustrations will appear either across a single column (=8.3 cm) or a whole page (=17.6 cm). The illustrations should be numbered in Arabic numerals according to the

sequence of appearance in the text, where they are referred to as Fig. 1, Fig. 2, etc.

If illustrations (or other small parts) of articles or books already published elsewhere are used in papers submitted to *Neuroscience Letters*, the written permission of the authors and publisher concerned must be included with the manuscript. The original source must be indicated in the legend of the illustration in these cases.

Colour reproduction. Illustrations will be reproduced in colour in the web versions of the journal at no cost to the author. Authors will be required to pay a fee towards the extra costs incurred in colour reproduction within the printed journal. Please apply to the publisher for colour rate.

Colourful e-Products. If, together with your accepted article, you submit usable colour figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in colour on the web (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. For colour reproduction in print, you will receive information regarding the costs from Elsevier after receipt of your accepted article. For further information on the preparation of electronic artwork, please see <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>.

Please note: Because of technical complications which can arise by converting colour figures to 'grey scale' (for the printed version should you not opt for colour in print) authors will be requested, after acceptance, to submit in addition usable black and white illustrations corresponding to all the colour illustrations.

Figure legends should be concise and clear and should not duplicate the body of the text. Each illustration must have a title and an explanatory legend. The title should be part of the legend and not be reproduced on the figure itself. The legends should be placed on a separate page at the end of the manuscript and begin with the number of the illustration they refer to. All symbols and abbreviations used in the figure must be explained.

Tables. Tables should be so constructed that they, together with their captions and legends, will be intelligible with minimal reference to the text. Tables of numerical data should each be typed (with double-spacing) on a separate page, numbered in sequence in Arabic numerals (Table 1, 2, etc.) and referred to in the text as Table 1, Table 2, etc. The title of the table should appear above it. A detailed description of its contents and footnotes should be given below the body of the table.

Multimedia files. The journal is able to accept electronic supplementary material to support and enhance your scientific research. Supplementary files offer additional

possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, background datasets and sound clips. Any files supplied will be published online alongside the electronic version of your article in Elsevier web products, including ScienceDirect.

In order to ensure that your submitted material is directly usable, please ensure that data files are provided in one of our recommended file formats. Full details can be accessed on Elsevier's Author Gateway

When supplementary files are supplied, an additional 'supplementary' figure list should also be submitted. Any supplementary material that is not directly referred to from within the text of your manuscript should be referred to via use of a footnote to the article title. In addition, it is also recommended that a short description is provided for each supplementary file supplied. When published online, the descriptive texts will appear as captions alongside links to the relevant supplementary files.

Please note that any supplementary material supplied is subject to the normal peer review process.

Proofs. Authors will receive proofs by email. Only printer's errors may be corrected; no change in, or additions to, the edited manuscript will be allowed at this stage. The corrected proofs must be returned within 24 hours after receipt by email or FAX. If the Publisher receives no reply, the assumption will be made that there are no errors to correct and the article will be published after in-house correction.

Reprints. NSL only gives e-offprints - authors do not have a choice. Printed offprints need to be ordered and paid for separately.

For any information regarding your accepted manuscript, proof, etc., please contact the journal's editorial office, stating the journal name and article code number:
Neuroscience Letters Editorial Office, 525 B Street, Suite 1900, San Diego, CA 92101, USA; Tel. +1-619-699-6206; Fax +1-619-699-6801; E-mail: nsi@elsevier.com

Policy Issues. Authors should consult the references found on the Neuroscience Letters Elsevier Editorial System (↗ <http://ees.elsevier.com/nsi/>) site for information regarding ethical policies.

Nucleotide Data. New nucleotide data must be submitted and deposited in the DDBJ/EMBL/GenBank databases and an accession number obtained before a paper can be accepted for publication. Authors should consult the references found on the *Neuroscience Letters* Elsevier Editorial System (↗ <http://ees.elsevier.com/nsi/>) site for further details.

8. REFERÊNCIAS

1. Shumway-Cook, A. and M. Woollacott, *Motor Control: Theory and Practical Applications*. 1 ed. 1995, Baltimore: Williams & Wilkins.
2. Kendall, F.P., E.K. McCreary, and P.G. Provance, *Músculos: Provas e Funções*. 4 ed. 1995, São Paulo: Manole.
3. Danis, C.G., et al., *Relationship between standing posture and stability*. Phys Ther, 1998. **78**(5): p. 502-17.
4. Saha, D., et al., *The effect of trunk-flexed postures on balance and metabolic energy expenditure during standing*. Spine, 2007. **32**(15): p. 1605-11.
5. Dalleau, G., et al., *Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls*. Eur Spine J, 2007. **16**(10): p. 1593-9.
6. Kantor, E., et al., *Does body stability depend on postural chain mobility or stability area?* Neurosci Lett, 2001. **308**(2): p. 128-32.
7. Hufschmidt, A., et al., *Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications*. Arch Psychiatr Nervenkr, 1980. **228**(2): p. 135-50.
8. Prieto, T.E., J.B. Myklebust, and B.M. Myklebust, *Characterization and Modeling of Postural Steadiness in the Elderly: A Review*. Transactions on Rehabilitation Engineering, 1993. **1**(1): p. 26-34.
9. Ferreira, E., et al., *Correlation of Postural Alignment in Sagittal View and Postural Control*, in *Progress in Motor Control VI*. 2007, The International Journal for the Multidisciplinary Study of Voluntary Movements: Santos-SP, Brazil. p. S162.

10. Allard, P., et al., *Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis*. Am J Phys Med Rehabil, 2004. **83**(9): p. 689-97.
11. Nault, M.L., et al., *Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis*. Spine, 2002. **27**(17): p. 1911-7.
12. Woollacott, M.H., et al., *Development of postural responses during standing in healthy children and children with spastic diplegia*. Neurosci Biobehav Rev, 1998. **22**(4): p. 583-9.
13. Loudon, J.K., H.L. Goist, and K.L. Loudon, *Genu recurvatum syndrome*. J Orthop Sports Phys Ther, 1998. **27**(5): p. 361-7.
14. Nguyen, A.D. and S.J. Shultz, *Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment*. J Orthop Sports Phys Ther, 2007. **37**(7): p. 389-98.
15. Cowan, D.N., et al., *Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees*. Med Sci Sports Exerc, 1996. **28**(8): p. 945-52.
16. Bonci, C.M., *Assessment and Evaluation of Predisposing Factors to Anterior Cruciate Ligament Injury*. J Athl Train, 1999. **34**(2): p. 155-164.
17. Devan, M.R., et al., *A Prospective Study of Overuse Knee Injuries Among Female Athletes With Muscle Imbalances and Structural Abnormalities*. J Athl Train, 2004. **39**(3): p. 263-267.

18. Ramesh, R., et al., *The risk of anterior cruciate ligament rupture with generalised joint laxity*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(6): p. 800-3.
19. O'Brien, K., E. Culham, and B. Pickles, *Balance and skeletal alignment in a group of elderly female fallers and nonfallers*. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 1997. **52**(4): p. B221-6.
20. Prieto, T.E., et al., *Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults*. IEEE Trans Biomed Eng, 1996. **43**(9): p. 956-66.
21. Oliveira, L.F., D.M. Simpson, and J. Nadal, *Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis*. Physiol Meas, 1996. **17**(4): p. 305-12.
22. Cornilleau-Peres, V., et al., *Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability*. Gait Posture, 2005. **22**(2): p. 96-106.
23. Raymakers, J.A., M.M. Samson, and H.J. Verhaar, *The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s)*. Gait Posture, 2005. **21**(1): p. 48-58.
24. Mezzarane, R.A. and A.F. Kohn, *Postural control during kneeling*. Experimental brain research., 2008. **187**(3): p. 395-405.
25. Tarantola, J., et al., *Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition*. Neurosci Lett, 1997. **228**(2): p. 75-8.