
EFEITO DA MANIPULAÇÃO DA INFORMAÇÃO SENSORIAL NA PROPRIOCEPÇÃO E NO CONTROLE POSTURAL

Effect of the manipulation of sensorial information in proprioception and postural control

Thatia Regina Bonfim

Universidade Estadual Paulista – IB – UNESP / Câmpus Rio Claro. Rio Claro – SP. e-mail: thatiarb@rc.unesp.br

José Angelo Barela

Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais – Curso de Fisioterapia – Câmpus Poços de Caldas. Poços de Caldas – MG. e -mail: j.barela@rc.unesp.br

Resumo

Informação somatossensorial fornecida pelo toque suave reduz oscilação corporal e a utilização de bandagens pode melhorar a capacidade propioceptiva de indivíduos com déficit propioceptivo. No entanto, não se sabe qual a influência de diferentes informações sensoriais na propriocepção e no controle postural e se, além do toque suave, outras diferentes fontes de informação sensorial podem reduzir a oscilação corporal. Assim, o objetivo deste estudo foi investigar a propriocepção e o controle postural de indivíduos com joelhos saudáveis, com a inclusão de diferentes fontes de informação sensorial adicional. Vinte adultos jovens saudáveis realizaram dois experimentos: 1) Avaliação do limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho para flexão e extensão, nas amplitudes de 15° e 45°; e 2) Avaliação do controle postural, em apoio monopodal. Estes experimentos foram realizados em quatro condições sensoriais: informação normal, bandagem infrapatelar, faixa infrapatelar e toque suave, sendo esta apenas para o controle postural. Os resultados apontaram que o toque suave em uma superfície rígida e estacionária reduziu a oscilação corporal e que a adição de diferentes informações sensoriais, como a bandagem e a faixa infrapatelar, não influenciou o limiar para detecção de movimento passivo e o controle postural de indivíduos com joelhos saudáveis. Estes resultados indicam que mesmo em pessoas que demonstram não apresentar déficit sensorial, uma fonte adicional de informação sensorial pode produzir melhora na *performance*, desde que esta fonte forneça informação útil para a realização da tarefa.

Palavras-chave: Informação sensorial; Controle postural; Propriocepção; Joelho.

Abstract

Somatosensory information supplied by light touch reduces body oscillation and the use of taping can improve the proprioceptive capacity. However, it is not known which the influence of different sensorial information in proprioception and postural control and if, besides the light touch, other different sources of sensorial information can reduce the body oscillation. The aim of this study was to verify the proprioception and the postural control of individuals with normal knees, with the inclusion of different sources of additional sensory information. Twenty healthy young adults realized two experiments: 1) Evaluation of the threshold to detection of passive knee motion, for flexion and extension, in 15 and 45 degrees; 2) Evaluation of the postural control, in single stance. These experiments were realized in four sensorial conditions: normal information, infra-patellar adhesive tape, infra-patellar band and light touch, this just for the postural control. The results showed that light touch was effective in reducing body sway and that the addition of different sensory information, as patellar tape and patellar band not influenced the threshold to detection of passive knee motion and the postural control of individuals with normal knees. These results indicate that in people that demonstrate not to present sensorial deficit, an addition source of sensory information can to improve the performance, since this source supplies useful information for the task.

Keywords: *Sensorial information; Postural control; Proprioception; Knee.*

INTRODUÇÃO

Na última década, alguns estudos têm examinado a interação entre os sistemas sensoriais e o sistema motor (1, 2, 3). Segundo esses estudos, uma adequada ação motora requer a integração e a utilização contínua de múltiplas informações sensoriais (por exemplo, visual, vestibular e somatossensorial) para coordenar e controlar a ação motora desejada. Desse modo, o indivíduo deve buscar um relacionamento coerente e estável entre as informações sensoriais e a ação motora para a manutenção de uma determinada postura ou para a realização de um determinado movimento (4).

Recentemente, vários aspectos do controle motor têm sido investigados observando o controle postural. Isso porque o controle postural é mantido por um sistema que sofre a ação de forças em constante mudança, sendo, portanto, razoável a sugestão de que esta orientação corporal é alcançada a partir de um relacionamento entre informação sensorial e ação motora. Neste caso, informação sensorial influencia a realização das ações motoras relacionadas ao controle postural e, simultaneamente, a realização destas ações motoras influenciam a obtenção de informação sensorial (4, 5).

Adicionalmente, alguns estudos investigaram a manipulação da informação somatossensorial no controle postural utilizando a estratégia do toque suave em uma superfície rígida e estacionária (2, 3). Nesses estudos, indivíduos adultos na posição em pé tocaram a ponta do dedo indicador em uma superfície rígida estacionária, em duas condições experimentais: toque ilimitado e toque limitado a 1N de força (toque suave). Nas duas situações, foi verificada uma redução significativa da oscilação corporal comparado com a situação sem toque. No caso da situação de toque ilimitado, a redução da oscilação corporal ocorreu em virtude do suporte mecânico fornecido pela superfície. No entanto, no caso do toque limitado, a força aplicada na superfície era insuficiente para fornecer suporte mecânico significativo, sugerindo que a atenuação da oscilação corporal foi decorrente da utilização da informação sensorial proveniente do toque do dedo na superfície (2, 3). De forma geral, estes resultados indicam que informação sensorial e ação motora estão intimamente relacionadas na tarefa de manter o corpo em uma determinada posição e informação sensorial adicional pode ser utilizada de forma contínua, reduzindo a oscilação corporal.

Mais interessante, entretanto, é vislumbrar a possibilidade de utilizar estes pressupostos na área de reabilitação. Neste caso, a manipulação de um estímulo sensorial, aumentando ou diminuindo a

influência dele, pode provocar alterações no controle motor durante a realização de uma determinada tarefa. Por exemplo, o fornecimento de uma informação sensorial adicional pode diminuir a oscilação corporal (2, 3), o que pode ser entendido como uma melhora do controle motor. A questão que surge é se indivíduos que apresentam algum déficit sensorial, como em alguns casos observados durante o processo de reabilitação, podem beneficiar-se de alguma fonte de informação adicional? Por exemplo, tem sido sugerido que indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) apresentam alterações no controle motor em algumas tarefas motoras, tal como durante a manutenção da postura em pé e que esta alteração estaria relacionada com déficits sensoriais (6, 7). Ainda, parece razoável a investigação envolvendo o fornecimento de informação sensorial adicional utilizando diversas estratégias, uma vez que a barra de toque indica para uma direção favorável, mas é uma condição experimental que não pode ser replicada em situações mais dinâmicas, como, por exemplo, em muitas das atividades de vida diária e na prática esportiva.

Nesse sentido, uma opção de estímulo sensorial adicional mais funcional seria a utilização de órteses funcionais, bandagens, faixas infrapatelares, etc. Alguns estudos vêm investigando a utilização de órteses de joelho e bandagens sobre a capacidade proprioceptiva de indivíduos com joelhos saudáveis, com lesão do LCA e com síndromes fêmuro-patelares (8, 9, 10). Segundo Callaghan et al. (9), indivíduos com déficit proprioceptivo são beneficiados com o uso destes recursos, obtendo uma melhora da capacidade proprioceptiva. O mecanismo proposto para o resultado positivo sobre a capacidade proprioceptiva é que a bandagem estimula os receptores superficiais na pele durante o movimento articular e aumenta a pressão sobre os músculos e cápsulas articulares (10). No entanto, apesar de parte dos estudos apontarem um efeito positivo da órtese e da bandagem na capacidade proprioceptiva, não há relação entre esta melhora de aferência sensorial e determinados comportamentos motores, como, por exemplo, o controle postural. Especificamente, não há uma investigação do efeito da adição de diferentes estímulos sensoriais sobre a propriocepção e o controle postural, em indivíduos com joelhos saudáveis e com lesão do LCA.

Levando em consideração estes aspectos, surgem algumas questões. Num primeiro momento em relação a indivíduos com joelhos saudáveis, como, por exemplo: Qual a influência de diferentes informações sensoriais na propriocepção e no controle postural? Além da barra de toque, outros diferentes tipos de informação sensorial podem influenciar determinado comportamento motor, especificamente reduzir a oscilação corporal? Na tentativa de responder alguns aspectos destas questões, o objetivo deste estudo foi investigar a propriocepção e o controle postural de indivíduos com joelhos saudáveis, com a inclusão de informação sensorial adicional.

MATERIAIS E MÉTODOS

Participantes

Participaram deste estudo 20 adultos jovens, com joelhos saudáveis, sem qualquer comprometimento neurológico, musculoesquelético e/ou do sistema vestibular. Foram excluídos os indivíduos que apresentassem qualquer sintoma ou lesão nos membros inferiores, assim como história prévia de cirurgia nos pés, tornozelos, joelhos e quadris. A participação de cada indivíduo foi condicionada à assinatura de um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Biociências da UNESP – *Campus* Rio Claro, após eles terem sido informados dos objetivos e procedimentos do estudo.

Procedimentos

Cada participante foi avaliado no Laboratório para Estudos do Movimento (LEM), do Departamento de Educação Física, do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista, *Campus* de Rio Claro, e submetido a duas situações experimentais. Em todos os procedimentos experimentais, o participante permaneceu vestido com *short* e camiseta, descalço e sem meias, sendo avaliado apenas o joelho direito (JD) deste.

Experimento 1 – Avaliação do limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho

Para avaliar os indivíduos, foi utilizado um aparelho de movimentação passiva contínua, denominado de CPM (*Continuous Passive Motion System* – Modelo Danniflex 480TM – Orthologic Canada Ltd.), tendo sido incluído neste aparelho um controle manual “Liga-Desliga” que permaneceu com o participante. Este aparelho, amplamente utilizado na reabilitação ortopédica, realiza a flexão e extensão do joelho numa amplitude de movimento de -5° a 110° , com velocidade constante que pode variar aproximadamente de $0,3^{\circ}$ /segundo a $2,8^{\circ}$ /segundos. Para este experimento, a velocidade do aparelho foi ajustada em $0,3^{\circ}$ /segundo. Foram afixados neste aparelho três emissores infravermelhos de um sistema de análise de movimento tridimensional (OPTOTRAK 3020 – 3D Motion Measurement System, NDI). Este sistema foi utilizado para a aquisição dos dados referentes ao deslocamento angular do aparelho de CPM. A frequência de coleta para este sistema foi de 100 Hz.

O indivíduo foi convidado a deitar-se sobre uma maca e o membro inferior direito foi apoiado e ajustado na braçadeira do aparelho CPM. Aproximadamente ao nível da linha umbilical de cada participante, foi colocado um anteparo, o qual evitou qualquer informação visual do posicionamento dos membros inferiores durante o experimento. Os participantes manipularam o controle manual “liga-desliga” do aparelho de CPM e foram instruídos a pressionar o botão do controle manual assim que percebessem o movimento do joelho, desta forma, parando o movimento do aparelho.

O teste foi realizado nas amplitudes de 15° e 45° , tanto para flexão quanto para extensão. Nestas amplitudes, houve a inclusão ou não de dois diferentes tipos de informação sensorial adicional (bandagem infrapatelar e faixa infrapatelar). Desse modo, os testes nas amplitudes predeterminadas foram realizados em 3 condições sensoriais, sendo elas: condição de informação normal (IN), ou seja, os testes foram realizados sem a inclusão de informação sensorial adicional; condição de bandagem infrapatelar (BI), onde foi afixada à pele do paciente uma bandagem adesiva, com uma largura de 2 cm, logo abaixo da patela do participante; e condição de faixa infrapatelar (FI), onde os testes foram realizados com a inclusão da faixa infrapatelar, sendo esta confeccionada em tecido elástico, com uma largura de 2 cm e fixação com velcro, logo abaixo da patela da perna do participante. Foram realizadas três tentativas para cada condição, em cada direção (flexão e extensão), nas 2 posições predeterminadas (15° e 45°), sendo que a ordem dos testes foi aleatória, dividida em 3 blocos, totalizando 36 tentativas. Cada participante teve 2 testes para familiarizar-se com o procedimento.

Tratamento e análise dos dados: Para análise dos dados, foi utilizado em arquivo escrito especificamente para este fim, na linguagem MATLAB (versão 5.3 – Math Works, Inc.). Este arquivo carregava os dados, filtrava-os por meio de um filtro digital Butterworth, de segunda ordem, com frequência de corte de 5 Hz e calculava o deslocamento angular. O deslocamento angular foi o fator de medida da avaliação do limiar para percepção do movimento passivo articular do joelho, sendo esta a diferença entre o ângulo de início do movimento e o ângulo em que o indivíduo interrompeu o movimento do aparelho. Após a obtenção do deslocamento angular de cada tentativa, a média do deslocamento angular para as três tentativas foi calculada para as duas posições predeterminadas em cada direção e para cada condição sensorial.

Análise estatística: Uma análise de multivariância (MANOVA) foi utilizada para investigar as possíveis diferenças do limiar para detecção de movimento passivo, nas 2 posições articulares e nas 3 condições sensoriais. Especificamente, foi realizada uma MANOVA (2×3), tendo como fatores as 2 posições articulares iniciais (15° e 45°) e a três condições sensoriais (IN, FI e BI), sendo os dois fatores tratados como medidas repetidas. Esta análise teve como variáveis dependentes as médias do deslocamento angular para as direções de flexão e extensão.

Experimento 2 - Avaliação do controle postural

O controle postural foi examinado utilizando uma plataforma de força (KISTLER – 9286A). O participante foi instruído a realizar a situação experimental de apoio monopodal direito (D), de modo estático e com os olhos fechados, sobre o centro da plataforma de força. O membro contralateral deveria

manter-se elevado durante toda a tarefa, com o quadril numa posição neutra, o joelho flexionado a 90° e com os braços ao longo do corpo.

Nesta tarefa, houve a inclusão de três diferentes tipos de informação sensorial adicional (bandagem infrapatelar, faixa infrapatelar e toque suave). Desse modo, a tarefa foi realizada em 4 condições sensoriais, sendo elas: 1) condição de informação normal (IN), ou seja, a tarefa de apoio monopodal direito foi realizada com os olhos fechados e sem a inclusão de informação sensorial adicional; 2) condição de bandagem infrapatelar (BI), onde foi afixada à pele do participante uma bandagem adesiva, com uma largura de 2 cm, logo abaixo da patela; 3) condição de faixa infrapatelar (FI), onde a tarefa foi realizada com a inclusão da faixa infrapatelar, com uma largura de 2 cm e fixação com velcro, logo abaixo da patela da perna direita do participante; e 4) condição de toque suave (TS), neste caso a tarefa foi realizada com o participante permanecendo com os olhos fechados, mantendo o contato superficial da ponta do dedo indicador direito em uma barra de toque, localizada ao lado do participante.

A barra de toque foi constituída de uma superfície de contato de metal circular (4 cm de diâmetro), fixada por meio de sistema de apoio em três transdutores de força (Alfa Instruments – S1), suportada por um tripé com altura regulável. Os transdutores de força forneceram informações sobre as forças (vertical, ântero-posterior e médio-lateral) aplicadas na barra de toque. A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizada por uma unidade do OPTOTRAK 3020 (ODAU), a qual também possibilitou a visualização em tempo real da força vertical aplicada pelo participante sobre a barra. A força aplicada durante o toque foi limitada a 1 N (H⁹⁸g), para garantir que a informação fornecida pelo toque fosse essencialmente sensorial e não de natureza mecânica (2,3).

A plataforma de força forneceu informações sobre as forças e momentos dos eixos vertical e horizontal, a partir dos quais foi calculado o centro de pressão (CP) nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). Os sinais da plataforma de força e da barra de toque foram sincronizados e coletados numa frequência de 100 Hz.

Foram realizadas três tentativas para cada condição sensorial, distribuídas aleatoriamente em blocos (uma tentativa de cada condição por bloco), para um total de 12 tentativas. O registro para cada tentativa ocorreu em um tempo de 30 segundos, com uma frequência de coleta de 100 Hz.

Tratamento e análise dos dados: Os dados provenientes da plataforma de força foram analisados mediante um arquivo escrito especificamente para este fim, na linguagem MATLAB (Versão 5.3), o qual carregou os dados, filtrou-os por meio de um filtro Butterworth, de segunda ordem, com frequência de corte de 5 Hz. Além disso, processou os dados referentes às forças exercidas sobre a plataforma: Fx (direção ântero-posterior), a Fy (direção médio-lateral) e a Fz (direção vertical), assim como os momentos para as mesmas direções. A partir desses dados, foi calculado o centro de pressão (CP) nas direções ântero-posterior e médio-lateral. Então, a partir do CP foram calculadas as seguintes variáveis: amplitude e frequência média de oscilação, área de deslocamento e velocidade média do deslocamento. Para o cálculo da amplitude média de oscilação (AMO), um polinômio de primeira ordem foi calculado e subtraído dos sinais de cada tentativa. Em seguida, a média foi subtraída de todos os valores e, então, o desvio-padrão para estes valores foi calculado, obtendo um valor que corresponde à variância dos valores referentes à oscilação corporal. A área de deslocamento do CP foi aproximada por uma elipse cujo eixo principal foi calculado pela Análise de Componentes Principais (11). Para determinar a frequência média de oscilação, foram realizadas análises a partir do espectro de potência dos sinais, estimado pela técnica FFT (*Fast Fourier Transformation*). A frequência média representa a frequência correspondente a 50% da força total do espectro. Finalmente, a velocidade média será calculada pela divisão do somatório dos deslocamentos em cada eixo pelo tempo de cada tentativa.

Análise estatística: Foram realizadas três MANOVAs e uma ANOVA para investigar o relacionamento dos diferentes estímulos sensoriais e as possíveis diferenças do controle postural. Especificamente, foram realizadas MANOVAs, tendo como fatores as 4 condições sensoriais (IN, BI, FI e TS), sendo estes níveis tratados como medidas repetidas. Para estas MANOVAs, as variáveis dependentes foram a amplitude média de oscilação na direção AP e ML, a frequência média de oscilação na direção AP e ML e a velocidade média do deslocamento na direção AP e ML. Ainda, uma ANOVA foi utilizada para investigar a área de deslocamento dos participantes, tendo como fatores as 4 condições sensoriais (IN, BI,

FI e TS), sendo tratados como medidas repetidas. O nível de significância foi mantido em 0,05 para todas as análises e, quando necessário, foram realizados testes univariados e testes *post hoc* de Tukey. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o programa SPSS (SPSS para Windows – Versão 10.0 – SPSS, Inc).

RESULTADOS

Os resultados deste estudo apontaram que o toque suave em uma superfície rígida e estacionária reduziu a oscilação corporal e que a adição de diferentes informações sensoriais, como a bandagem e a faixa infrapatelar, não influenciaram o limiar para detecção de movimento passivo e o controle postural de indivíduos com joelhos saudáveis. A seguir são apresentados os resultados dos dois experimentos.

Limiar para detecção de movimento passivo

Os resultados apontaram que o limiar para detecção de movimento passivo para flexão e para extensão não é alterado em função da adição de uma informação sensorial adicional. Além disso, indicaram que, para o limiar para detecção de movimento passivo para flexão, há uma diferença em função da posição inicial do teste. Especificamente, o limiar para detecção de movimento passivo para flexão foi menor na posição de 45°. A Figura 1 apresenta as médias e os desvios-padrão do limiar para detecção de movimento passivo para flexão e para extensão.

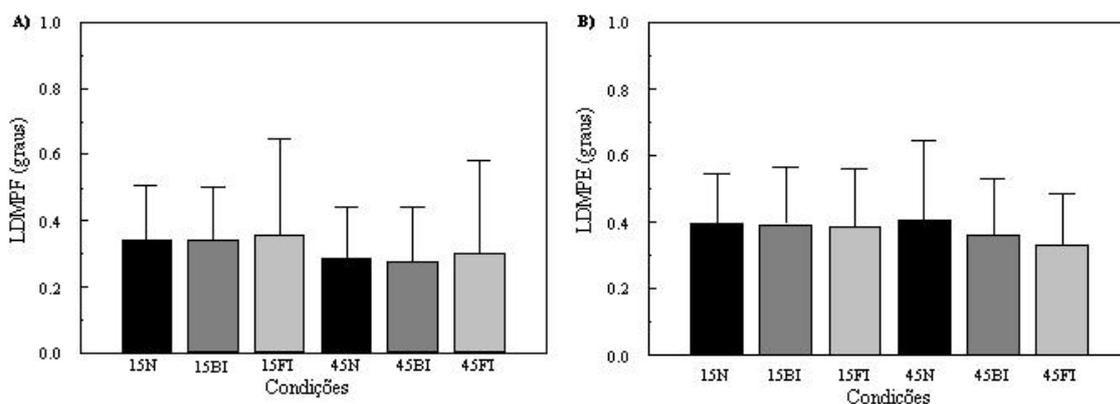


FIGURA 1 - Médias e desvios padrão do limiar para detecção de movimento passivo para flexão (LDMPF) – (A) e para extensão (LDMPE) – (B), nas posições pré-determinadas de 15° e 45°, nas condições de informação sensorial normal (N), com bandagem infrapatelar (BI) e com faixa infrapatelar (FI)

A MANOVA revelou efeito de posição, Wilks' Lambda=0,402, $F(2,18)=13,414$, $p<0,01$. Testes univariados indicaram diferença para flexão, $F(1,19)=26,952$, $p<0,01$, porém não para extensão, $F(1,19)=1,65$, $p>0,05$. Ainda, a MANOVA não demonstrou efeito de condição, Wilks' Lambda=0,918, $F(2,18)=0,358$, $p>0,05$ e nem interação entre posição e condição, Wilks' Lambda=0,909, $F(2,18)=0,401$, $p>0,05$.

Controle postural

Área de deslocamento do CP

A área de deslocamento do CP é menor na condição de toque suave na barra de toque do que em todas as outras condições. A Figura 2 apresenta as médias e desvios-padrão da área de deslocamento do CP, nas quatro posições experimentais.

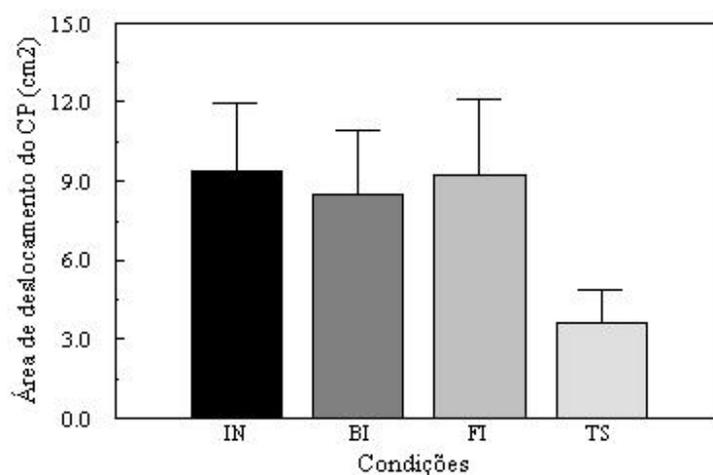


FIGURA 2 - Médias e desvios padrão da área de deslocamento do centro de pressão, nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infrapatelar (BI), com faixa infrapatelar (FI) e com toque suave na barra de toque (TS)

A ANOVA indicou efeito de condição, $F(3,17)=0,67$, $p<0,01$. Testes *post hoc* indicaram que o deslocamento do CP para a condição de TS foi menor que as demais condições (IN, BI e FI). Ainda, nenhuma diferença no deslocamento do CP foi observada entre estas três condições.

Amplitude média de oscilação

Da mesma forma, os resultados demonstraram que a amplitude média de oscilação do CP, nas direções ântero-posterior e médio-lateral, é menor na condição de TS do que em todas as outras condições. A Figura 3 apresenta as médias e desvios-padrão da amplitude média de oscilação do CP, nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B).

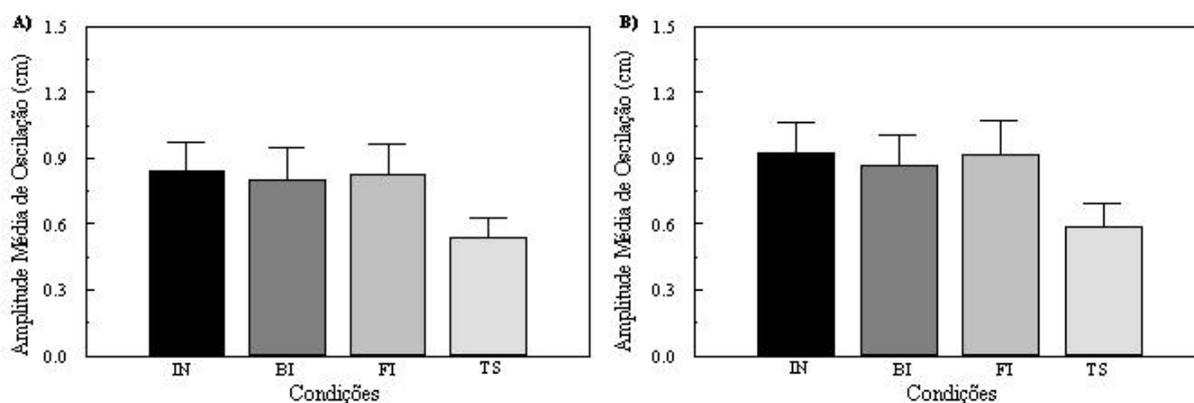


FIGURA 3 - Médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infrapatelar (BI), com faixa infrapatelar (FI) e com toque suave na barra de toque (TS)

A MANOVA revelou diferença significativa entre as condições, em ambas as direções, Wilks'Lambda = 0,038, $F(6,14)=58,762$, $p<0,01$. Testes univariados revelaram diferença significativa para a direção AP, $F(3,57)=73,119$, $p<0,01$; e para a direção ML, $F(6,14)=80,237$, $p<0,01$. Testes *post hoc* indicaram que o deslocamento do CP para a condição TS foi menor que as demais condições (IN, BI e FI), tanto para a direção ML quanto AP. Ainda, nenhuma diferença no deslocamento do CP foi observada entre estas três condições.

Velocidade média de oscilação

A velocidade média de oscilação do CP, em ambas as direções, é menor na condição de TS na barra de toque do que em todas as outras condições. Além disso, não houve diferença significativa entre as outras condições. A Figura 4 apresenta as médias e desvios-padrão da velocidade média de deslocamento do CP nas direções AP e ML.

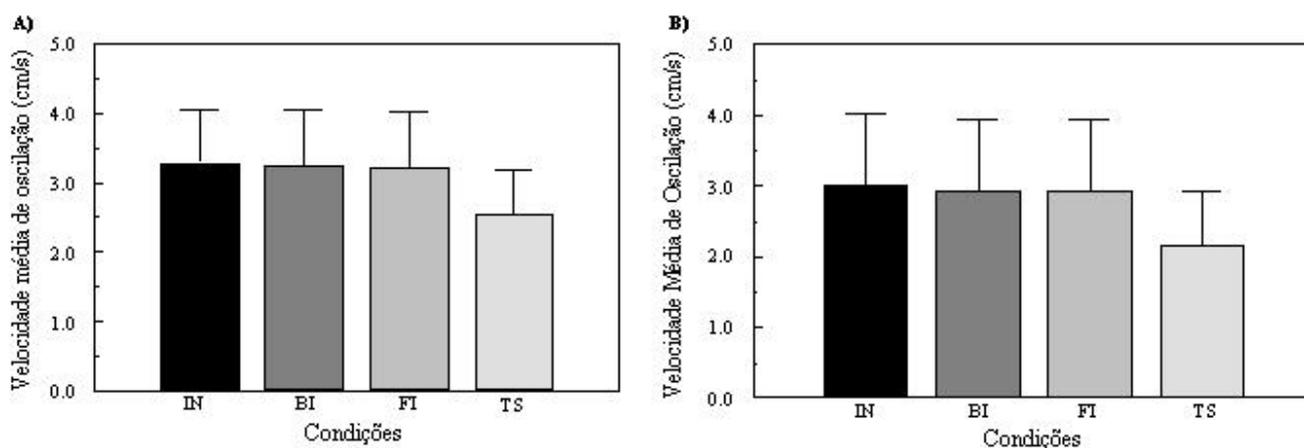


FIGURA 4 - Médias e desvios padrão da velocidade média de oscilação nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infrapatelar (BI), com faixa infrapatelar (FI) e com toque suave na barra de toque (TS)

A MANOVA indicou diferença significativa entre as condições, Wilks'Lambda=0,125, $F(6,14)=16,297$, $p<0,01$. Testes univariados revelaram diferença significativa para a direção AP, $F(3,57)=23,439$, $p<0,01$, e para a direção ML, $F(3,57)=22,239$, $p<0,01$. Testes *post hoc* indicaram que o deslocamento do CP para a condição de TS foi menor que as demais condições (IN, BI e FI), tanto para a direção ML quanto AP. Ainda, nenhuma diferença no deslocamento do CP foi observada entre estas três condições.

Frequência média de oscilação

Os resultados apontaram que a frequência média de oscilação do CP é maior na condição de toque suave na barra de toque do que nas outras condições. A Figura 5 apresenta as médias e desvios-padrão da frequência média de oscilação do CP, nas direções ântero-posterior(A) e médio-lateral(B).

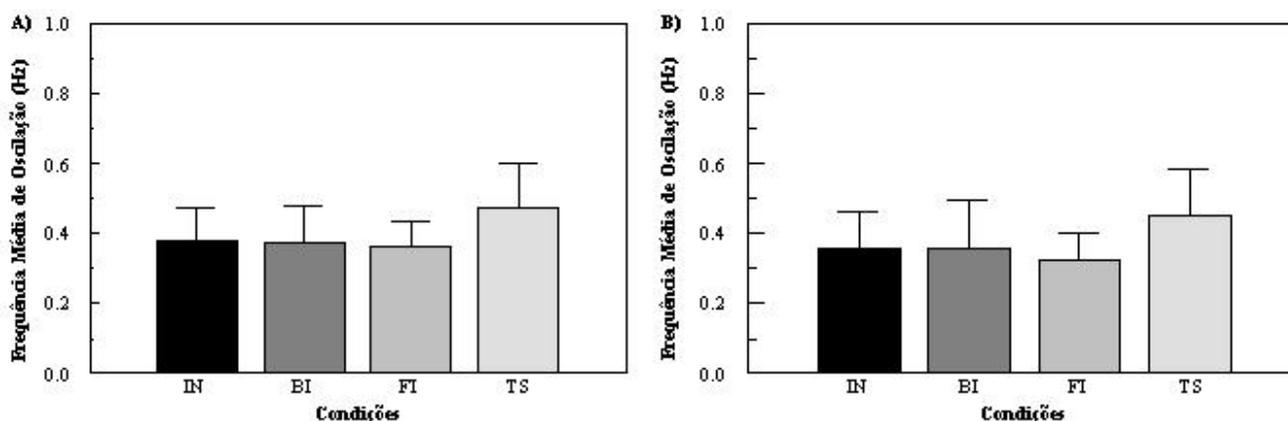


FIGURA 5 - Médias e desvios padrão da frequência média de oscilação nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infrapatelar (BI), com faixa infrapatelar (FI) e com toque suave na barra de toque (TS)

A MANOVA indicou diferença significativa entre as condições, Wilks' Lambda=0,433, $F(6,14)=3,05$, $p<0,01$. Testes univariados revelaram diferença significativa para a direção AP, $F(3,57)=9,35$, $p<0,01$, e para a direção ML, $F(3,57)=6,74$, $p<0,01$. Testes *post hoc* indicaram que o deslocamento do CP para a condição com a BT foi menor que as demais condições (IN, BI e FI), tanto para a direção ML quanto AP. Ainda, nenhuma diferença no deslocamento do CP foi observada entre estas três condições.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo investigou o efeito de diferentes tipos de informação sensorial adicional sobre a propriocepção e o controle postural de indivíduos com joelhos saudáveis. Especificamente, examinou o limiar para detecção de movimento passivo; a área, a amplitude, a velocidade e a frequência média de oscilação do CP de indivíduos com joelhos saudáveis frente a diferentes condições sensoriais. A partir dos resultados obtidos neste estudo, verificou-se que a condição de toque suave na barra de toque melhorou o controle postural em comparação com as outras condições sensoriais investigadas. Além disso, que os diferentes estímulos sensoriais adicionais, bandagem e faixa infrapatelar não alteraram o limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho e o controle postural de indivíduos com joelhos saudáveis. Ainda, os resultados indicaram que as informações sensoriais investigadas apresentaram peso diferente frente ao sistema de controle postural, na tarefa realizada. Uma vez que o toque suave induziu redução da oscilação corporal e os demais estímulos sensoriais adicionais não, pode-se inferir que o peso da informação sensorial fornecida pelo toque suave é superior ao dos outros estímulos, na tarefa específica investigada. Diante disso, alguns aspectos relevantes serão discutidos a seguir.

Na avaliação do limiar para detecção de movimento passivo, não houve efeito da inclusão de outras informações sensoriais, como a bandagem ou a faixa infrapatelar. Apesar de estudos na literatura (8, 9) indicarem uma melhora na capacidade proprioceptiva com a utilização de órteses funcionais ou outros recursos similares em indivíduos com lesão de joelho, isso não foi observado com a adição de recursos semelhantes, neste estudo, em indivíduos sem qualquer tipo de lesão nos joelhos. Este resultado pode ser explicado em decorrência dos sujeitos deste estudo não apresentarem qualquer déficit proprioceptivo, fato este comprovado ao comparar os valores encontrados neste estudo com os resultados de estudos anteriores (6, 7). Ainda, pode ser que a informação sensorial adicional utilizada, ou seja, o estímulo aos receptores cutâneos proporcionado pela bandagem e pela faixa infrapatelar não foi suficientemente robusta para provocar alguma alteração na resposta sensorial. Mais especificamente, não foi eficiente para reduzir o limiar para detecção de movimento passivo. Nesse sentido, pode ser que apenas indivíduos com um déficit

proprioceptivo sejam beneficiados com a utilização de algum recurso que forneça informação sensorial adicional aos receptores superficiais, obtendo assim uma melhora da capacidade proprioceptiva.

Ainda, estas mesmas informações sensoriais adicionais, bandagem e faixa infrapatelar não apresentaram efeito no controle postural. Diferentemente, a barra de toque reduziu a oscilação corporal, melhorando, assim, o controle postural. Isso pode dever-se ao fato de a barra de toque fornecer uma informação sensorial mais robusta do que a bandagem ou a faixa infrapatelar. Ainda, a barra de toque pode caracterizar-se como uma fonte de informação mais útil para o sistema de controle postural por fornecer uma referência externa.

Estes resultados corroboram os resultados de estudos prévios (2, 3). Esta redução da oscilação corporal indica que a informação somatossensorial adicional fornecida pelo toque suave é utilizada como referência de orientação externa para a melhora do controle da postura (2, 3, 12). De acordo com estes autores, a relação observada entre a oscilação corporal e o padrão de forças na ponta do dedo indica que os sujeitos utilizam mudanças leves na força de contato na ponta do dedo para obter informação sobre a direção da oscilação corporal, a qual permite atenuação da oscilação por meio de ativação muscular postural apropriada (3). Desse modo, parece que a redução da oscilação corporal, a partir de um toque suave, que tem nível de força insuficiente para fornecer significativo suporte físico, é decorrente de informações a partir da ponta dos dedos, juntamente com os sinais proprioceptivos sobre o posicionamento do tronco e do braço.

Em resumo, a utilização de bandagem ou faixa infrapatelar não propiciou melhora significativa na detecção de movimento passivo da articulação do joelho e do controle postural de indivíduos com joelhos saudáveis. Entretanto, a outra fonte de informação sensorial, a barra de toque, produziu melhora significativa da *performance* do controle postural. Este resultado indica que mesmo em pessoas que demonstram não apresentar déficit sensorial, a adição de uma fonte adicional de informação sensorial produz melhora na *performance*, desde que esta fonte forneça informação útil para a realização da tarefa. Estes resultados, embora aparentemente incoerentes, indicam que o fornecimento de fontes adicionais de informação sensorial pode ser decisivo para pacientes que apresentam algum comprometimento na aquisição de estímulos sensoriais. Nesse caso, a adição de estímulos sensoriais pode constituir uma oportunidade única para melhorar a *performance* motora. Portanto, faz-se necessário conduzir novos estudos para investigar os efeitos de diferentes tipos de informação sensorial adicional em populações que apresentem déficits sensoriais específicos, uma vez que parece ser este um caminho viável para novas abordagens que possam suprir e/ou diminuir possíveis déficits sensoriais, possibilitando a emergência de um comportamento motor mais adequado às exigências diárias.

Agradecimentos

Suporte financeiro: FAPESP processo no. 03/13719-1

REFERÊNCIAS

1. Barela JA, Jeka JJ, Clark JE. Postural control en children. Coupling to dynamic somatosensory information. *Exp Brain Res.* 2003; 150:434-442.
2. Jeka JJ, Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. *Exp Brain Res.* 1994; 100: 495-502.
3. Jeka JJ, Lackner JR. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Exp Brain Res.* 1995; 103:267-276.
4. Barela JA. Ciclo percepção-ação no desenvolvimento motor. In: Teixeira, LA editor. *Avanços em comportamento motor.* São Paulo: Movimento; 2001. p. 40-61.

5. Barela JA. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. *Rev Paulista Ed Fis.* 2000; (Suppl 3):79-88.
6. Bonfim TR, Paccola CAJ, Barela JA. Proprioceptive and behavior impairment in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Arch Phys Med Rehab.* 2003; 84(8):1117-1123.
7. Bonfim TR, Barela JA. Controle postural após a reconstrução do ligamento cruzado anterior. *Fisioterapia & Pesquisa* 2005; 2:10-17.
8. Birmingham TB, Kramer JF, Inglis JT, Mooney CA, Murray LJ, Fowler PJ, et al. Effect of a neoprene sleeve on knee joint position sense during open kinetic chain and supine closed kinetic chain test. *Am J Sports Med.* 1998; 26:562-566.
9. Callaghan MJ, Selfe J, Bagley PJ, Oldham JA. The effects of patellar tapping on knee joint proprioception. *J Athl Train.* 2002; 37(1):9-14.
10. Jerosh J, Prymka M. Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears taking special account of the effect of knee bandage. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1996; 115:162-166.
11. Oliveira LF, Simpson DM, Nadal J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiol Measur.* 1996; 17:305-312.
12. Jeka JJ, Schöner G, Dijkstra T, Ribeiro P, Lackner JR. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. *Exp Brain Res.* 1997; 113:475-483.

Recebido em: 17/06/2006
Received in: 06/17/2006

Aprovado em: 09/09/2006
Approved in: 09/09/2006