

Controle postural após a reconstrução do ligamento cruzado anterior

Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction

Thatia Regina Bonfim¹ José Angelo Barela²

1 Fisioterapeuta; Mestre; Prof. Assistente III do Curso de Fisioterapia da PUC-MG, campus Poços de Caldas

2 Educador Físico; Doutor; Prof. Assistente do Curso de Educação Física da UNESP campus Rio Claro

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Thatia Regina Bonfim
Labor. Estudos do Movimento
Depto de Educação Física
Instituto de Biociências /
UNESP
Avenida 24 A, 1515
13506-900 Rio Claro SP
Tel. (19) 3526-4312 e-mail:
thatiarb@rc.unesp.br

DESCRIPTORIOS:

Ligamento cruzado anterior/
lesão, Postura/terapia,
Ligamentos articulares,
Propriocepção

KEYWORDS:

Anterior cruciate ligament/
injury, Posture/therapy, Joint
ligaments, Proprioception

Estudo financiado pela FAPESP –
Fundação de Amparo à Pesquisa
do Estado de São Paulo, apoio
Bolsa de Mestrado (Processo # 99/
08046-0)

Este trabalho é parte da dissertação
de mestrado *Avaliação sensorial e
comportamental após a
reconstrução do ligamento
cruzado anterior*, de Thatia R.
Bonfim, sob orientação do Prof.
Dr. José Angelo Barela; uma versão
foi apresentada ao IX Congresso
Brasileiro de Biomecânica (29/5-1/
6/2001) e ao III Seminário de
Comportamento Motor (4-6/9/
2002) em Gramado, RS.

ACEITO PARA PUBLICAÇÃO EM 05/05/04

RESUMO: A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho, de forma sutil ou marcante, parece alterar a *performance* em tarefas que exigem a manutenção da postura ereta. No entanto, não se sabe ao certo até onde a lesão do LCA ou sua substituição por um enxerto pode afetar o controle postural. Este estudo examinou a manutenção da postura ereta na posição bipodal e monopodal em 10 adultos jovens submetidos à reconstrução unilateral do LCA e em outros 10 com joelhos normais. Os participantes ficaram em três posições experimentais sobre uma plataforma de força: apoio bipodal, apoio monopodal direito e apoio monopodal esquerdo. Um emissor infravermelho, ligado a um sistema de análise tridimensional, foi afixado sobre a 2ª vértebra lombar. Os resultados revelam que a amplitude e a frequência média de oscilação, a área e a velocidade média de deslocamento, nas direções ântero-posterior e médio-lateral, foi menor em apoio bipodal do que em apoio monopodal, para ambos os grupos ($p < 0,05$). Além disso, a amplitude média de oscilação e a área de deslocamento, em ambas as direções, foi maior em apoio monopodal sobre o membro submetido à reconstrução do que em todas as outras posições ($p < 0,01$). Esses resultados sugerem que a substituição do LCA por um enxerto tem efeito sobre o controle postural em tarefas que exigem apoio monopodal no membro submetido à reconstrução – o que parece ocorrer porque, mesmo com a substituição, as informações provenientes do sistema somatossensorial permanecem reduzidas.

ABSTRACT: Injury in the anterior cruciate ligament (ACL) of the knee joint seems to affect the performance during maintenance of upright stance. However, the influence of ACL lesion or reconstruction on postural control is still unclear. This study examined the single and double-leg upright stance in 10 subjects who had undergone unilateral ACL reconstruction and in 10 subjects with normal knees. Participants were submitted to three experimental positions on a fixed force platform: double, right and left-leg stance, with eyes closed. A three-dimensional system infrared emitter was used to obtain information about body oscillation. The results revealed that the mean sway amplitude and frequency, mean displacement speed and area, in antero-posterior and medial-lateral directions, were lower in double-leg stance than in single-leg stance, for both groups ($p < 0.05$). Furthermore, mean sway amplitude and mean displacement area, in both directions, were larger in reconstructed-leg stance than in all other positions ($p < 0.01$). These results indicated that ACL substitution by a graft has effect on postural control in tasks that require maintaining the upright stance on the reconstructed-leg. This seems to occur because with the ACL replacement by a graft, the information from the somatosensory system still remains impaired.

Introdução

A análise cinemática tridimensional vem sendo utilizada como uma importante metodologia de pesquisa e avaliação da marcha humana normal ou patológica. Tem sido aplicada no diagnóstico de alterações neuromusculares, musculoesqueléticas e como forma de avaliação pré e pós-tratamento cirúrgico, ortótico, medicamentoso e/ou fisioterapêutico. Embora essa análise seja realizada em diversos laboratórios de marcha em vários países, ainda é pouco difundida no Brasil. Alguns dos fatores que limitam sua difusão são o alto custo dos sistemas comerciais disponíveis, a escassez de recursos humanos capacitados a operá-los e interpretar seus resultados, além de aspectos relacionados aos princípios de medição de cada sistema.

A lesão e a reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho têm sido associadas a mudanças neuromusculares, como por exemplo diminuição da propriocepção, alteração nos reflexos musculares iniciados pelo LCA, diminuição da força muscular do quadríceps e alterações na marcha¹. Especificamente, a lesão do LCA, de forma sutil ou marcante, parece alterar a *performance* em tarefas diárias, como por exemplo o andar e, mais especificamente, a manutenção do equilíbrio em pé, principalmente em situações que exigem o apoio monopodal sobre o membro lesado². Tais alterações na *performance* dessas tarefas parecem ser decorrentes da redução de informações sensoriais, fornecidas pelos mecanorreceptores presentes no LCA, os quais são danificados pela lesão e/ou reconstrução desse ligamento².

Dentre as várias alterações comportamentais relacionadas à reconstrução do LCA, o controle postural

tem sido largamente estudado. Alguns estudos verificaram um aumento da oscilação corporal, em apoio bipodal e em apoio monopodal sobre o membro lesado, bem como sobre o membro não-lesado, em pacientes com instabilidade crônica do joelho decorrente da ruptura do LCA^{3,4,5}. Além disso, a diminuição do controle postural parece persistir mesmo após os indivíduos com lesão do LCA serem submetidos à cirurgia de reconstrução, embora, após esta, ocorra alguma melhora na manutenção da postura ereta⁶. Por exemplo, quando a manutenção da postura ereta foi examinada em pacientes com joelhos com LCA reconstruído, com joelhos com deficiência crônica do LCA e com joelhos normais, foi verificado que a *performance* em apoio monopodal dos pacientes com joelho com LCA reconstruído foi diminuída, comparada à *performance* dos indivíduos com joelhos normais, mas foi significativamente melhor do que a dos pacientes com joelho com LCA deficiente⁶. No entanto, resultados diferentes foram observados em outros estudos^{7,8}. Harrison *et al.*⁷, ao investigar a manutenção da postura ereta em apoio monopodal, em um grupo de pacientes submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA, não encontraram diferença significativa quando a posição ereta foi mantida sobre a perna com joelho lesado e não-lesado. Em concordância, nenhuma diferença no controle postural foi observada entre indivíduos com joelhos normais e indivíduos submetidos à reconstrução do LCA em relação à reabilitação proprioceptiva⁸.

Apesar das divergências nos estudos realizados, parece ser consenso que as diferenças encontradas no controle postural em pacientes com joelho com LCA reconstruído e com joelhos saudáveis sejam decorrentes da redução na informação proprio-

ceptiva^{2,9,10}. No entanto, não se sabe ao certo quanto a lesão do LCA ou a substituição deste por enxerto pode afetar o controle postural. Há indícios que ocorra uma diminuição na *performance* do controle postural com a lesão do LCA e que, após a reconstrução, uma melhora seja percebida. Entretanto, não é possível afirmar até que ponto a reconstrução do LCA melhora as condições de manutenção de uma determinada posição corporal, tendo em vista os resultados divergentes. Mais ainda, parece que a *performance* na manutenção de uma determinada posição corporal em pacientes com lesão do LCA depende da tarefa a ser executada. Nesse caso, quando a tarefa é mais difícil, possíveis diferenças na *performance* seriam observadas, tendo em vista que o fornecimento de informações sensoriais estaria prejudicado. Por outro lado, quando a tarefa é mais fácil, possíveis diferenças na *performance* não seriam observadas. Desse modo, o principal questionamento deste estudo foi examinar se a *performance* do controle postural de indivíduos submetidos à reconstrução do LCA é dependente da tarefa realizada. Especificamente, o objetivo foi examinar a amplitude, a velocidade e a frequência média de oscilação e a área de deslocamento do centro de massa e do centro de pressão, na posição bipodal e monopodal, em indivíduos submetidos à reconstrução do LCA.

Metodologia

Participantes

Participaram deste estudo 10 adultos jovens submetidos à reconstrução unilateral do LCA, com idade média de 24,4 (\pm 4,5) anos e tempo médio de pós-operatório de 19,6 (\pm 6,5) meses, formando o grupo lesado (GL) e 10 adultos jovens com joe-

lhos normais sem qualquer comprometimento neurológico, musculoesquelético e/ou do sistema vestibular, com idade média de 24,4 (\pm 3,0) anos, formando o grupo controle (GC). Foram admitidos no GL indivíduos submetidos à reconstrução cirúrgica unilateral do LCA com enxerto de tendão patelar autólogo e que completaram o período de reabilitação, tendo no mínimo um ano de pós-operatório. A reabilitação realizada por esses indivíduos, porém, não foi padronizada; tampouco foram submetidos a um protocolo de treinamento proprioceptivo específico. Além disso, foram incluídos no GL apenas os indivíduos que tiveram ruptura isolada do LCA, sem história de lesão dos ligamentos colaterais e do ligamento cruzado posterior, de fratura ou déficit neurológico. Dos participantes incluídos no GL, seis tiveram o LCA direito submetido à reconstrução cirúrgica e quatro o LCA esquerdo, sendo que o tempo médio da data do trauma (lesão do LCA) até a intervenção cirúrgica foi de 7 meses (\pm 3). No entanto, a cirurgia desses indivíduos não tinha sido realizada pelo mesmo cirurgião.

Procedimentos

Cada participante assinou um termo de concordância para participação no estudo, aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Biociências da UNESP-RC. O participante foi instruído a realizar três posições experimentais: apoio bipodal, apoio monopodal direito e apoio monopodal esquerdo, mantendo uma posição padronizada em cada condição. Para o teste em apoio bipodal, o participante foi orientado a manter uma postura estática sobre uma plataforma de força (KISTLER-9286A), com os braços cruzados e apoiados anteriormente sobre o tórax, com os olhos fechados. Para o apoio monopodal, em ambos os membros

inferiores, o participante foi orientado a permanecer em uma postura estática sobre a mesma plataforma de força, com os olhos fechados, mantendo o membro contralateral elevado durante toda a tarefa, com o quadril numa posição neutra, o joelho flexionado a 90° e os braços cruzados e apoiados anteriormente sobre o tórax¹¹. Foram realizadas três tentativas para cada condição experimental, distribuídas aleatoriamente em três blocos de três tentativas. Cada tentativa durou 30 segundos, com um minuto de intervalo.

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 (CP_{AP}) e médio-lateral (CP_{ML}). Um emissor infravermelho, de um sistema de análise de movimento tridimensional (OPTOTRAK 3020 - 3D Motion Measurement System, NDI), foi afixado sobre a 2ª vértebra lombar do participante. Esse emissor foi utilizado para obter informação sobre a oscilação corporal (designada neste estudo como centro de massa - CM), nas direções vertical, médio-lateral (CM_{ML}) e ântero-posterior (CM_{AP}). Os sinais da plataforma de força e do OPTOTRAK foram sincronizados e coletados numa frequência de 100 Hz.

Tratamento e análise dos dados

Os dados do CP e do CM foram analisados por meio de uma rotina específica criada na linguagem MATLAB (Versão 5.3), sendo que as variáveis calculadas foram: amplitude e frequência média de oscilação, área de deslocamento e velocidade média do deslocamento. Inicialmente, os dados foram filtrados, por um filtro Butterworth passa baixa, de segunda ordem, com frequência de corte de 5 Hz. 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 esses valores foi calculado, obtendo um valor que corresponde à variância dos valores referentes à oscilação corporal. A área de deslocamento do CP e do CM foi aproximada por uma elipse cujo eixo principal foi calculado pela Análise de Componentes Principais¹². A análise de componentes principais define a direção do eixo principal como o primeiro autovetor da matriz de covariância dos dados de oscilação dos planos x e y; a variância ao longo desse eixo é correspondente ao maior autovalor. Os segundos autovetor e autovalor definem a direção do eixo menor (ortogonal em relação ao primeiro) e sua variância, respectivamente. Com base nessa análise, a área da elipse representa 85% dos dados da amostra¹². Para determinar a frequência média de oscilação para o CP e CM, foram realizadas análises com base no espectro de potência dos sinais, estimado pela técnica FFT (Fast Fourier Transformation). Para o cálculo, foi utilizado o Método Welch, fixado em segmento de 1024 pontos e sobreposição de 50%, com uma resolução espectral de 0,024 Hz. A frequência média representa a frequência correspondente a 50% da força total do espectro. Finalmente, a velocidade média para o CP e para o CM foi calculada pela divisão do somatório dos deslocamentos em cada eixo pelo tempo de cada tentativa. As médias das três tentativas de cada posição, para cada parâmetro, foram calculadas e utilizadas como variáveis dependentes no tratamento estatístico.

Análise estatística

Foram realizadas duas análises de variância (ANOVAs) (2x3) tendo como fatores os dois grupos e as três

posições, sendo as posições tratadas como medidas repetidas. As ANOVAs tiveram como variáveis dependentes, respectivamente, a área de deslocamento do CP e a área de deslocamento do CM. Ainda foram realizadas seis análises de multivariância (MANOVAS) (2 x 3), tendo como fatores os dois grupos e as três posições, também tratando estas como medidas repetidas. As variáveis dependentes foram, respectivamente, a velocidade média do CP_{ML} e do CP_{AP}; a velocidade média do CM_{ML} e do CM_{AP}; a amplitude média de oscilação do CP_{ML} e do CP_{AP}; a amplitude média de oscilação do CM_{ML} e do CM_{AP}; a frequência média do CP_{ML} e do CP_{AP}; e a frequência média do CM_{ML} e do CM_{AP}. Quando necessário, análises univariadas e comparações planejadas foram realizadas. Em todas as análises o nível de significância foi mantido em 0,05. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o programa SPSS (versão 6.1 para Windows).

Resultados

Amplitude média de oscilação

Os resultados indicam que a amplitude média de oscilação do CP e do CM, em ambas as direções, é maior em apoio monopodal sobre o membro submetido à reconstrução do que em todas as outras posições, e similar entre os apoios monopodal direito e esquerdo do grupo controle. A Figura 1 apresenta as médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação do CP e do CM, nos grupos controle e lesado.

Para o CP, a análise multivariada revelou diferença significativa entre as posições, em ambas as direções, com Wilks' Lambda=0,043, $F(4,15)=83,19$, $p<0,01$. Testes univariados

revelaram diferença significativa para o CP_{ML}, $F(2,36)=178,52$, $p<0,01$; e para o CP_{AP}, $F(2,36)=175,41$, $p<0,01$. Ainda, houve uma interação entre grupo e posição em ambas as direções, com Wilks' Lambda=0,44, $F(4,15)=4,69$, $p<0,05$, sendo que os testes univariados indicaram diferença significativa para o CP_{ML}, $F(2,36)=5,30$, $p<0,05$; e para o CP_{AP}, $F(2,36)=5,19$, $p<0,05$. No entanto, não se revelou diferença significativa entre os grupos lesado e controle, em ambas as direções [Wilks' Lambda=0,79, $F(2,17)=2,22$, $p>0,05$].

Para o CM, a MANOVA revelou diferença significativa entre as posições, em ambas as direções, Wilks' Lambda=0,081, $F(4,15)=42,34$, $p<0,01$. Testes univariados revelaram diferença significativa para o CP_{ML}, $F(2,36)=31,72$, $p<0,01$; e para o CP_{AP}, $F(2,36)=64,33$, $p<0,01$. No entanto, não se revelou diferença significativa entre os grupos lesado e controle, Wilks' Lambda=0,81, $F(2,17)=1,90$, $p>0,05$; nem interação entre grupo e posição, Wilks' Lambda=0,59, $F(4,15)=2,53$, $p>0,05$.

As comparações planejadas apontaram que a amplitude média de oscilação do CP e do CM, para ambas as direções, é menor em apoio bipodal que em apoio monopodal para ambos os grupos. Além disso, a amplitude média de oscilação do CP e do CM, para ambas as direções, em apoio monopodal sobre o membro reconstruído, é maior que em todas as outras posições.

Área de deslocamento

Os resultados indicaram que a área de deslocamento do CP e do CM é maior em apoio monopodal sobre o membro submetido à reconstrução do que em todas as outras posições. A Figura 2 apresenta as médias e desvios padrão da área de deslocamento do CP e do CM.

Para o CP, a ANOVA indicou diferença significativa entre os grupos lesado e controle, $F(1,18)=5,24$, $p<0,05$; entre as posições, $F(2,36)=103,90$, $p<0,01$; e interação entre grupo e posições, $F(2,36)=7,79$, $p<0,01$. Da mesma forma, para o CM, a análise revelou diferença significativa entre os grupos lesado e controle, $F(1,18)=6,54$, $p<0,05$; entre as posições, $F(2,36)=29,14$, $p<0,01$; e interação entre grupo e posição, $F(2,36)=7,53$, $p<0,01$.

Velocidade média

De modo geral, foi observado que a velocidade média do CP e do CM, em ambas as direções, é menor em apoio bipodal do que em apoio monopodal. Além disso, não houve diferença significativa, para todas as posições, entre o grupo lesado e controle. A Figura 3 apresenta as médias e desvios padrão da velocidade média do CP e do CM, nos grupos controle e lesado.

Para o CP, a MANOVA indicou diferença significativa entre as posições, Wilks' Lambda=0,065, $F(4,15)=53,24$, $p<0,01$. Testes univariados revelaram diferença significativa para o CP_{ML}, $F(2,36)=132,59$, $p<0,01$, e para o CP_{AP}, $F(2,36)=172,40$, $p<0,01$. No entanto, não se revelou diferença significativa entre os grupos lesado e controle, Wilks' Lambda=0,93, $F(2,17)=0,62$, $p>0,05$, nem interação entre grupo e posição, Wilks' Lambda=0,82, $F(4,15)=0,80$, $p>0,05$.

Para o CM, a MANOVA revelou diferença significativa entre as posições, Wilks' Lambda=0,091, $F(4,15)=37,41$, $p<0,01$. Testes univariados revelaram diferença significativa para o CP_{ML}, $F(2,36)=4,31$, $p<0,05$, e para o CP_{AP}, $F(2,36)=2,95$, $p<0,05$. Não se revelou diferença significativa entre os grupos lesado e controle, Wilks' Lambda=0,84, $F(2,17)=1,54$, $p>0,05$;

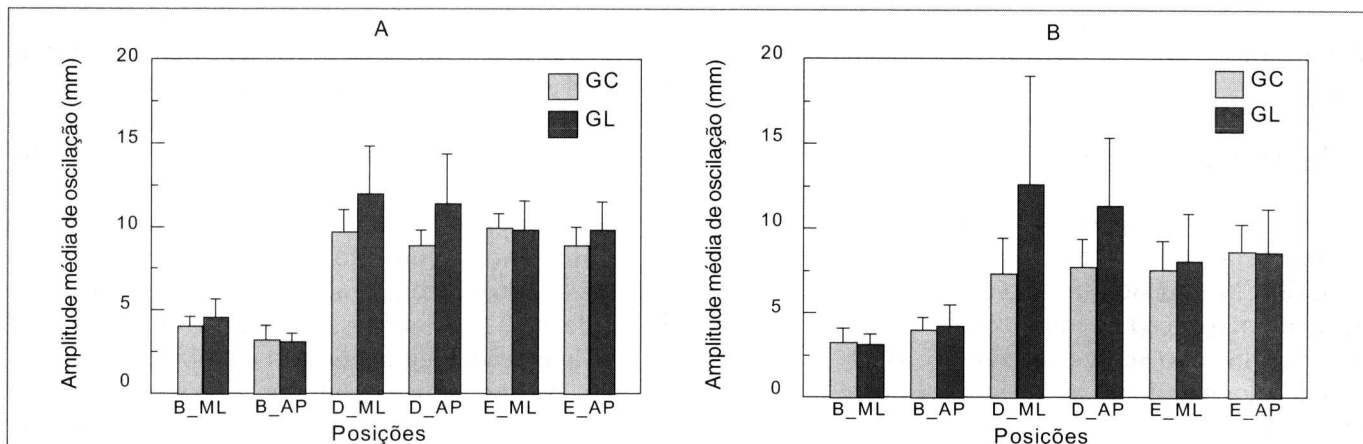


Figura 1 Amplitude média de oscilação do centro de pressão (A) e do centro de massa (B) dos grupos controle (GC) e lesado (GL), nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). B_ML: apoio bipodal na direção médio-lateral; B_AP: apoio bipodal na direção ântero-posterior; D_ML: apoio monopodal direito na direção médio-lateral; D_AP: apoio monopodal direito na direção ântero-posterior; E_ML: apoio monopodal esquerdo na direção médio-lateral; E_AP: apoio monopodal esquerdo na direção ântero-posterior

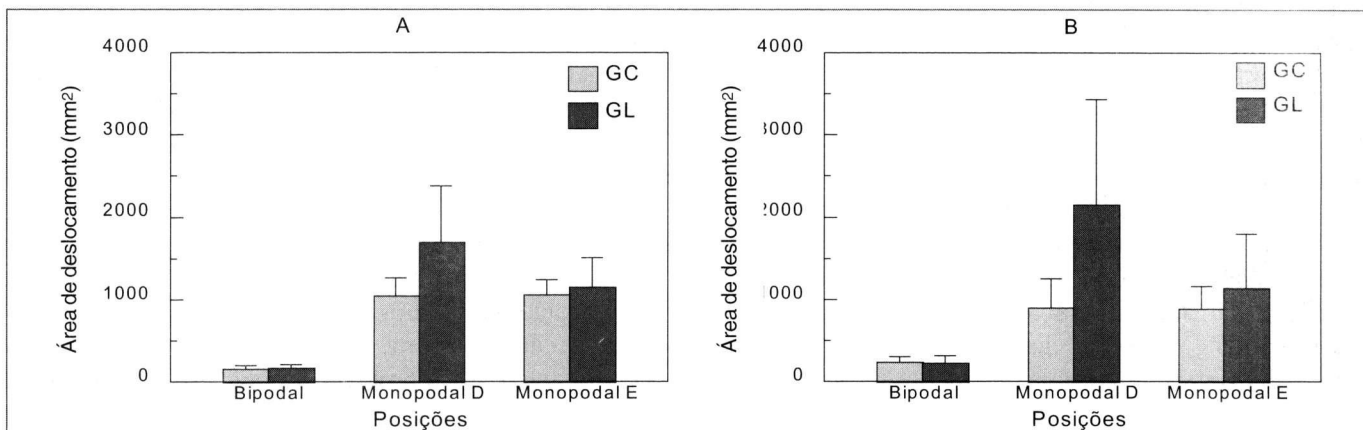


Figura 2 Área de deslocamento do centro de pressão (A) e do centro de massa (B) dos grupos controle (GC) e lesado (GL). Bipodal: apoio bipodal; Monopodal D: apoio monopodal direito; Monopodal E: apoio monopodal esquerdo

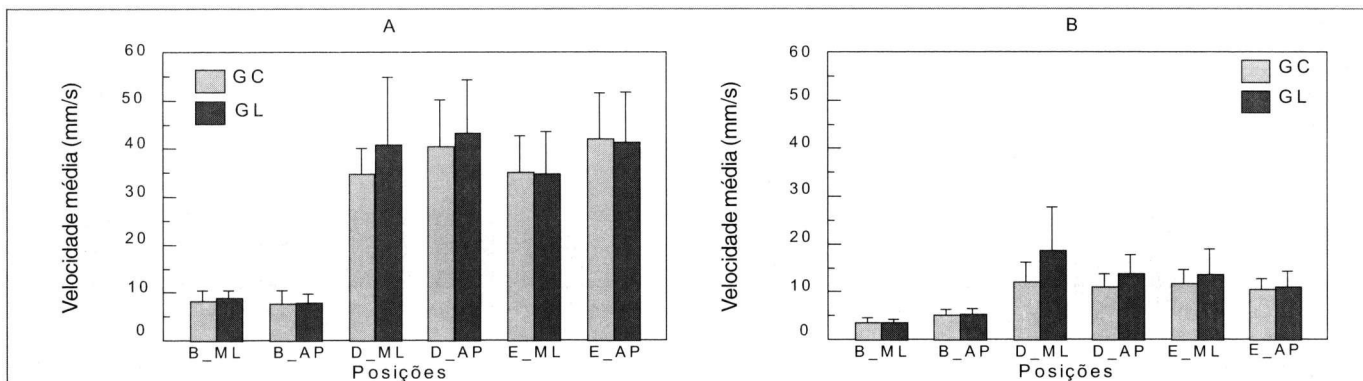


Figura 3 Velocidade média do centro de pressão (A) e do centro de massa (B) dos grupos controle (GC) e lesado (GL), nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). B_ML: apoio bipodal na direção médio-lateral; B_AP: apoio bipodal na direção ântero-posterior; D_ML: apoio monopodal direito na direção médio-lateral; D_AP: apoio monopodal direito na direção ântero-posterior; E_ML: apoio monopodal esquerdo na direção médio-lateral; E_AP: apoio monopodal esquerdo na direção ântero-posterior

nem interação entre grupo e posição, Wilks' Lambda =0,71, $F(4,15)=1,47$, $p>0,05$.

Frequência média de oscilação

De modo geral, foi observado que a frequência média de oscilação do CP e do CM é menor em apoio bipodal do que em apoio monopodal. Além disso, não houve diferença significativa, para todas as posições, entre o grupo lesado e controle. A Figura 4 apresenta as médias e desvios padrão da frequência média de oscilação do CP e do CM, nos grupos controle e lesado.

Para o CP, a MANOVA indicou diferença significativa entre as posições, Wilks' Lambda=0,22, $F(4,15)=12,80$, $p<0,01$. Testes univariados revelaram diferença significativa para o CP_{ML}, $F(2,36)=16,65$, $p<0,01$, e para o CP_{AP}, $F(2,36)=17,13$, $p<0,01$. No entanto, não revelou diferença significativa entre os grupos lesado e controle, Wilks' Lambda=0,81, $F(2,17)=1,98$, $p>0,05$, nem interação entre grupo e posição, Wilks' Lambda=0,85, $F(4,15)=0,63$, $p>0,05$.

Para o CM, a MANOVA revelou diferença significativa entre as posições, Wilks' Lambda=0,33, $F(4,15)=7,61$, $p<0,01$. Testes univariados indicaram diferença significativa para o CP_{ML}, $F(2,36)=8,75$, $p<0,01$, e para o CP_{AP}, $F(2,36)=6,18$, $p<0,05$. No entanto, não revelou diferença significativa entre os grupos lesado e controle, Wilks' Lambda=0,82, $F(2,17)=1,82$, $p>0,05$, nem interação entre grupo e posição, Wilks' Lambda=0,65, $F(4,15)=1,95$, $p>0,05$.

Discussão

O objetivo geral deste estudo foi investigar o controle postural na posição bipodal e monopodal em indivíduos submetidos à reconstrução do LCA. Com base nos resultados, ficou evidente o efeito da reconstrução do LCA em determinadas tarefas, especificamente naquelas que exigem maiores informações proprioceptivas do joelho submetido à reconstrução. Esses dados sugerem que em algumas tarefas o efeito da reconstrução do LCA pode ser percebido, enquanto em

outras não. O grupo lesado apresentou uma oscilação corporal maior em apoio monopodal sobre o membro reconstruído, quando comparado ao joelho contralateral normal, aos joelhos do grupo controle e ao apoio bipodal. No apoio bipodal, não há aumento da oscilação corporal em comparação com o grupo controle. Esses resultados estão de acordo com alguns estudos realizados anteriormente, em que a oscilação corporal foi investigada em apoio bipodal após a lesão do LCA^{5,13} e após a reconstrução do LCA^{7,14}.

Essa diferença entre as posições sugere que a substituição do LCA por um enxerto tem efeito sobre o controle postural em tarefas que exigem o apoio monopodal sobre o membro submetido à reconstrução, em função do aumento da demanda de informações sensoriais desse membro. Por outro lado, em apoio bipodal esse efeito não é percebido, pois essa tarefa permite que o membro contralateral, não lesado, contribua efetivamente para a manutenção da postura, sem maiores exigências do membro submetido à reconstrução.

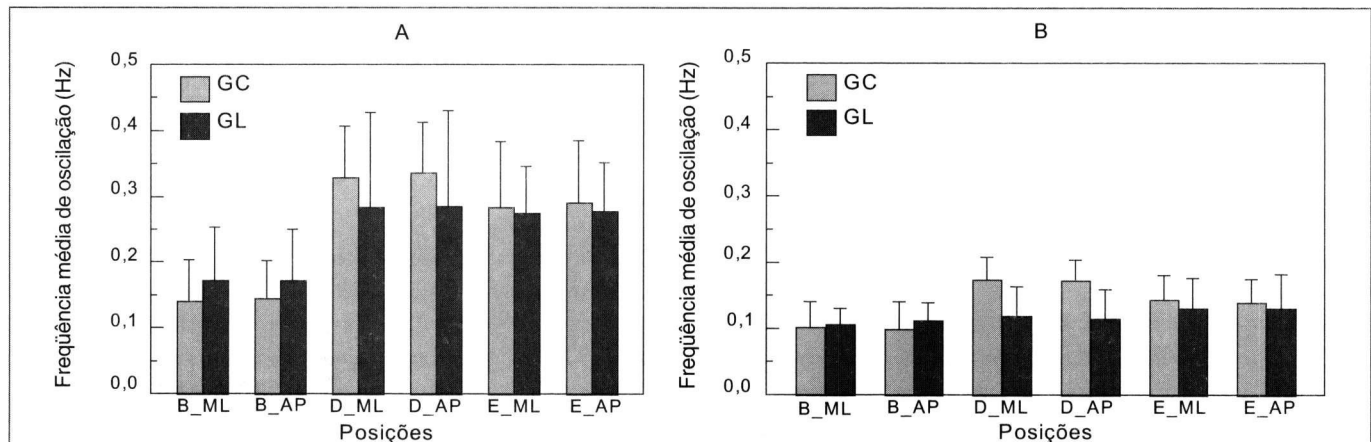


Figura 4 Frequência média de oscilação do centro de pressão (A) e do centro de massa (B) dos grupos controle (GC) e lesado (GL), nas direções ântero-posterior(AP) e médio-lateral (ML). B_ML: apoio bipodal na direção médio-lateral; B_AP: apoio bipodal na direção ântero-posterior; D_ML: apoio monopodal direito na direção médio-lateral; D_AP: apoio monopodal direito na direção ântero-posterior; E_ML: apoio monopodal esquerdo na direção médio-lateral; E_AP: apoio monopodal esquerdo na direção ântero-posterior

Esses resultados são semelhantes aos de outros estudos descritos na literatura, que observaram maior oscilação corporal em apoio monopodal sobre o membro lesado, após lesão do LCA^{3,4,5} e, ainda, após a reconstrução do LCA⁶.

Esses resultados indicam a importância da informação proprioceptiva fornecida pelos mecanorreceptores presentes no LCA para um adequado controle postural^{2,8,9}. Particularmente, observa-se que, mesmo após a reconstrução do LCA, não ocorre restabelecimento total da *performance* do controle postural, pois apesar da substituição do LCA por um enxerto, as informações provenientes do sistema somatosensorial permanecem reduzidas. Uma possível explicação para esses resultados é que, pela reconstrução do LCA, é possível restaurar de imediato apenas a estabilidade articular. Pois, ainda que a reconstrução do LCA tenha um impacto positivo, em função da reintegração neural do enxerto, essa recuperação sensorial não ocorre imediatamente. A evidência de uma progressiva melhora na propriocepção em períodos pós-operatórios, em função da reinervação do enxerto, que potencialmente contribui para a normalização das funções da articulação do joelho,

pode vir a ocorrer apenas a médio e longo prazo¹⁵.

Outros autores encontraram resultados diferentes^{7,8}. Harrison *et al.*⁷, ao avaliarem o equilíbrio em apoio monopodal, em indivíduos que tinham sido submetidos à reconstrução do LCA e a um programa de reabilitação, não verificaram diferença significativa entre o apoio monopodal sobre o membro reconstruído e o apoio monopodal sobre o membro não reconstruído. As divergências de resultados podem ser explicadas pelas diferenças no método empregado em cada um dos estudos para investigar o controle postural. Harrison *et al.*⁷ utilizaram o julgamento de dois fisioterapeutas, que graduavam a *performance* do equilíbrio do indivíduo numa escala ordinal de 0 a 3, para avaliar o controle postural, enquanto neste estudo foi utilizado um sistema de análise tridimensional e uma plataforma de força para investigar o controle postural. Além do fator metodológico, o tempo de reconstrução ou a inclusão de um treinamento proprioceptivo específico podem ser outros fatores para a divergência de resultados. Por exemplo, Henrikson, Ledin & Good⁸ avaliaram o equilíbrio estático de pacientes que tinham em média 36 meses de pós-operatório de reconstrução do LCA e

que tinham sido submetidos a um treinamento funcional específico, não tendo encontrado diferença entre os membros reconstruído e não-reconstruído. Neste estudo, a média de pós-operatório foi de 19 meses e os pacientes tinham apenas cumprido um protocolo normal de reabilitação, sem a inclusão de um protocolo proprioceptivo específico, tendo sido encontrada diferença significativa entre os membros reconstruído e não-reconstruído.

Em resumo, os resultados deste estudo sugerem um efeito da lesão e da reconstrução do LCA sobre o controle postural. Esse efeito foi percebido em tarefas que exigem o apoio monopodal sobre o membro submetido à reconstrução, indicando que, mesmo após a reconstrução do LCA, podem se observar deficiências no controle postural. Uma possível explicação para essas deficiências pode estar relacionada à redução da informação proprioceptiva. A principal pergunta que surge, portanto, é como suprir esse déficit sensorial, tendo em vista que este estaria relacionado às alterações no controle postural? Além dessa questão, seria interessante examinar o efeito de programas de reabilitação específicos em indivíduos submetidos à reconstrução do LCA.

Referências

1. Hogervorst T, Brand RA. Mechanoreceptors in joint function. *J Bone Joint Surg.* 1998; 80A (9): 1365-78.
2. 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): 1217-23.
3. Fridén T, Zätterström R, Lindstrand A, Moritz U. Disability in anterior cruciate ligament insufficiency: an analysis of 19 untreated patients. *Acta Orthop Scand* 1990; 61(2): 131-5.
4. Zätterström R, Fridén T, Lindstrand A, Moritz U. The effect of physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med* 1994; 22(4): 531-6.
5. Lysholm M, Ledin T, Odkvist LM, Good L. Postural control: a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scand J Med Science Sports* 1998; 8(6): 432-8.
6. Shiraishi M, Mizuta H, Kubota K, Otsuka Y, Nagamoto N, Takagi K. Stabilometric assessment in the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Clin J Sport Med* 1996; 6(1): 32-9.
7. Harrison EL, Duenkel N, Dunlop R, Russell G. Evaluation of single-leg standing following anterior cruciate ligament surgery and rehabilitation. *Phys Ther* 1994; 74(3): 245-52.
8. Henrikson M, Ledin T, Good L. Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction and functional rehabilitation. *Am J Sports Med* 2001; 29(3): 359-66.
9. Corrigan JP, Cashman WF, Brady MP. Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg* 1992; 74B(2): 247-50.
10. MacDonald PB, Hedden D, Pacin O, Sutherland K. Proprioception in anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knees. *Am J Sports Med* 1996; 24(6): 774-8.
11. Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional mechanical stability of the ankle joint. *Int J Sports Med* 1985; 6: 180-2.
12. Oliveira LF, Simpson DM, Nadal J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiol Measur* 1996; 17: 305-12.
13. Davids K, Kingsbury D, George K, O'Connell M, Stock D. Interacting constraints and the emergence of postural behavior in ACL-deficient subjects. *J Motor Beh* 1999; 31(4): 358-66.
14. Hoffman M, Schrader J, Kocaja D. An investigation of postural control in postoperative anterior cruciate ligament reconstruction patient. *J Athl Train* 1999; 34(2): 130-6.
15. Reider B, Arcand MA, Diehl LH, Mroczek K, Abulencia A, Stroud C et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthros* 2003; 19(1): 2-12.