

INFORMAÇÃO SENSORIAL E CONTROLE MOTOR EM INDIVÍDUOS COM
LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

THATIA REGINA BONFIM

Tese apresentada ao Instituto de
Biotecnologia do campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, como
parte dos requisitos para obtenção do
título de Doutor em Ciências da
Motricidade, Área de Biodinâmica da
Motricidade Humana.

RIO CLARO - SP

Março / 2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

INFORMAÇÃO SENSORIAL E CONTROLE MOTOR EM INDIVÍDUOS COM
LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

THATIA REGINA BONFIM

Orientador: Prof. Dr. JOSÉ ANGELO BARELA

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências da Motricidade, Área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

RIO CLARO - SP

Março / 2007

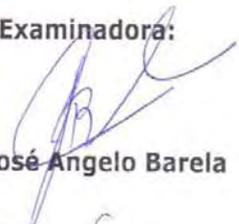
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE
(ÁREA: BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)**

TESE DE DOUTORADO defendida em 16.03.07

**"Informação sensorial e controle motor em indivíduos
com lesão do ligamento cruzado anterior"**

THATIA REGINA BONFIM

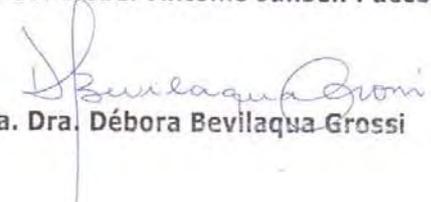
Comissão Examinadora:


Prof. Dr. José Angelo Barela


Profa. Dra. Tânia de Fátima Salvini


Profa. Dra. Maria Stella Peccin da Silva


Prof. Dr. Cleber Antonio Jansen Paccola


Profa. Dra. Débora Bevilaqua Grossi

DEDICATÓRIA

Dedico tudo que aprendi até hoje e, em particular, mais esta conquista à minha família, em especial, a minha mãe Terezinha, pelo apoio incondicional e pelo incentivo durante todos estes anos. Sem este estímulo não teria chegado até aqui.

Muito obrigada.

AMO VOCÊ!

AGRADECIMENTOS

Ao final desta etapa, não posso deixar de agradecer aqueles que participaram e ajudaram na realização deste trabalho e, também, aqueles que me apoiaram e incentivaram neste período.

Inicialmente, a DEUS pela minha vida, por iluminar meus caminhos e por mais esta conquista.

Ao Prof. Dr. José Angelo Barela pela excelente orientação, pela confiança, pela paciência, pelo incentivo e pela oportunidade de desenvolver este projeto. Ao longo destes anos, durante o processo do Mestrado e agora do Doutorado, aprendi muito com seu exemplo de dedicação e profissionalismo.

Ao Prof. Dr. Cleber Antonio Jansen Paccola pelo incentivo e, em especial, pelo empenho em viabilizar a realização deste projeto nas dependências do Ambulatório de Ortopedia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP.

À Profa. Débora Bevilaqua Grossi pelo apoio e pelas sugestões em todas as fases deste projeto, em especial, no período de coletas.

À Profa. Tânia Salvini pela colaboração e pela atenção na análise do projeto, na qualificação e no término da tese.

À Profa. Isabel de Camargo Neves Sacco pela colaboração e pelas valiosas contribuições dadas a este projeto na fase de qualificação.

À Profa. Stella Peccin pelo indispensável apoio na fase do estudo piloto e pelas importantes considerações ao longo de todo o projeto e ao término da tese.

À Profa. Anamaria Siriani de Oliveira e aos seus alunos de graduação e de pós-graduação pelo apoio, pela paciência e pela ajuda na Casa da Fisioterapia, na fase de coletas em Ribeirão Preto.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Motricidade pela oportunidade e estímulo à pesquisa científica.

Aos funcionários do Ambulatório de Ortopedia e de Reabilitação Neuromuscular do HCFMRP – USP, pela ajuda e pela atenção, no período das coletas.

Aos acadêmicos de graduação em Fisioterapia da USP- RP, Cátia Masullo, Felipe Summa, Gabriela Borin e Luiz Eduardo Tasso, pela imensa ajuda e pela paciência durante os 6 meses de seleção de participantes e de coleta. Sem a ajuda de vocês a realização de todas as coletas seria inviável e hoje esta tese não seria uma realidade. E também aos acadêmicos, Marcelo, Rogério e Kátia Pegoretti, pelo apoio na chegada ao Ambulatório de Ortopedia e pela ajuda na seleção do grupo controle.

Aos membros e aos ex-membros do LEM, em especial, aos que estiveram presentes neste período do doutorado, sempre dispostos a ajudar nos pilotos e nas discussões teóricas acerca de temas relevantes para a pesquisa e para a vida: Adriana, Alaércio, Aline, Aninha, Ana Paula, Arenda, Barela, Carol, Dalva, Daniela, Diana, Gisele, Ivan, Paula, Paulo, Priscilla, Maria Solange, Mário, Matheus e Natália..

Aos meus queridos amigos que estiveram ao meu lado nesta empreitada do doutorado, muitas vezes deixei-os de lado em função deste objetivo, mas vocês sempre entenderam e estiveram torcendo por mim: Ana

Paula, Érica, Márcia, Arenda, Cláudio Faria, Iran, Fabiana, Adriana, Mau, Lori, Michel, Paty ... e tantos outros.

À minha grande amiga Paty que ficou em Maringá, você me faz ter certeza que uma verdadeira amizade resiste ao tempo e a distância.

À sempre amiga Fabiana pela acolhida na 1ª casa em Rio Claro, pela amizade, pelas conversas e pelo exemplo de determinação pessoal e profissional.

As minhas irmãs Tânia e Tatiane, apesar da distância vocês sempre estiveram torcendo por mim e me apoiando em todos os momentos.

Aos meus pais, em especial a minha mãe Terezinha, que nunca mediu esforços para que eu pudesse seguir meus estudos e que sempre me estimulou a traçar e a alcançar meus objetivos.

Em especial, aos participantes desta pesquisa pela disposição e paciência com que realizaram as avaliações.

À todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

À FAPESP, pelo suporte financeiro – **Processo 03/13719-1** – durante a execução deste projeto.

Finalmente, ao Iran, pelo apoio, pela paciência e pela compreensão, pelo incentivo e, principalmente pelo seu amor, neste período em que dediquei grande parte do meu tempo a este objetivo.

RESUMO

Após a lesão do Ligamento Cruzado Anterior (LCA), a percepção de movimento e o controle postural estão comprometidos, possivelmente pela redução de informação sensorial da perna lesada. Assim, o objetivo desta tese foi investigar o efeito do uso de informação sensorial adicional na propriocepção e no controle postural de indivíduos com lesão do LCA e de indivíduos com joelhos saudáveis. Foi realizada uma breve revisão teórica e dois conjuntos de análises em um mesmo estudo experimental. O primeiro conjunto de análises investigou o efeito da adição de informação sensorial no limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho e no controle postural de 28 indivíduos com lesão unilateral do LCA e de 28 indivíduos com joelhos saudáveis. O limiar para detecção de movimento passivo (LDMP) foi avaliado nas posições de 15 e 45 graus, para as direções de flexão e extensão. O controle postural foi investigado por meio da área de deslocamento, amplitude e velocidade média de oscilação e frequência mediana de oscilação do centro de pressão (CP). As condições de informação sensorial foram: informação normal, bandagem infra-patelar, faixa infra-patelar e toque suave em uma barra estacionária (força inferior a 1 Newton). Os resultados demonstraram que o LDMP é maior em indivíduos com lesão do LCA, no entanto, há redução do mesmo com a utilização de informação sensorial adicional. A área, a amplitude e a velocidade média de oscilação do CP são maiores após a lesão do LCA e há uma redução com o uso de informação sensorial adicional. Indivíduos com joelhos saudáveis apresentam uma redução da oscilação corporal apenas na condição de toque suave. No segundo conjunto de análises, os mecanismos de

funcionamento do sistema de controle postural foram investigados por meio do comportamento do CP e de sua decomposição em duas trajetórias, *Rambling* e *Trembling*. Os mesmos foram quantificados por meio da amplitude média de oscilação e da frequência predominante de oscilação, nas direções ântero-posterior e médio-lateral. Os resultados indicaram que a performance do controle postural está reduzida em indivíduos com lesão do LCA e que há uma melhora com adição de informação sensorial. Entretanto, apesar do comprometimento da performance, indivíduos com lesão do LCA apresentam mecanismos similares de funcionamento do controle postural, quando comparados a indivíduos com joelhos saudáveis. Estes resultados são promissores para a área de reabilitação, uma vez que, indicam melhora do desempenho sensorial e motor com a utilização de informação sensorial adicional.

Palavras-chave: ligamento cruzado anterior, propriocepção, controle postural, informação sensorial adicional, sistema somatossensorial.

ABSTRACT

After Anterior Cruciate Ligament (ACL) lesion, perception of movement and postural control are compromised, possibly by reduction of the sensorial information from the injured leg. Therefore, the purpose of this thesis was to examine the effect of the use of additional sensorial information in the proprioception and in the postural control of individuals with ACL lesion and individuals with healthy knees. A short theoretical revision and two groups of specific in a same experimental study were realized. The first group of analyses investigated the effect of the addition of sensorial information in the threshold to detection of passive knee motion and in the control postural of 28 individuals with ACL unilateral lesion and 28 individuals with healthy knees. The threshold to detection of passive motion (TDPM) was evaluated in the positions of 15 and 45 degrees, for flexion and extension directions. Postural control was investigated through the displacement area, mean sway amplitude, mean sway velocity and medium frequency of the center of pressure (CP). The conditions of sensorial information were: normal information, infra-patellar adhesive tape, infra-patellar band and light touch in a stationary bar (applied force below 1 Newton). The results demonstrated that TDPM is larger in individuals with ACL lesion; however, TDPM is reduced with the use of additional sensorial information. The area, mean sway amplitude and mean sway velocity of the CP are larger after ACL lesion and there is a reduction with the use of additional sensorial information. Individuals with healthy knees presented a reduction of the body oscillation only in the condition of light touch. In the second group of analyses, the mechanisms involved in the postural control functioning and the

effect of the use of additional sensorial information in individuals with ACL lesion were investigated. Center of pressure were decomposed into two trajectories: *rambling* and *trembling*. For each trajectory, mean sway amplitude and predominant frequency were calculated, for both anterior-posterior and medial-lateral directions. The results indicated that performance of postural control is reduced in individual with ACL lesion and there is improve with the use of additional sensory information. However, despite the compromised postural control performance, individuals with ACL lesion show similar mechanisms of postural control functioning when compared to individuals with healthy knees. These results are promising to rehabilitation area, once, they indicated improvement of sensorial and motor performance with the use of additional sensorial information.

Key-words: anterior cruciate ligament, proprioception, postural control, additional sensorial information, somatossensory system.

3.3.	Resultados	49
3.3.1.	Limiar para detecção de movimento passivo	50
3.3.2.	Controle Postural	53
3.3.2.1.	Área de Deslocamento	54
3.3.2.2.	Amplitude Média de Oscilação	55
3.3.2.3.	Velocidade Média de Oscilação	57
3.3.2.4.	Frequência Mediana de Oscilação	59
3.4.	Discussão.....	61
CAPÍTULO 4. MECANISMOS DE FUNCIONAMENTO DO CONTROLE POSTURAL E INFLUÊNCIA DA INFORMAÇÃO SENSORIAL ADICIONAL EM INDIVÍDUOS COM LESÃO DO LCA.....		69
4.1.	Introdução	70
4.2.	Materiais e Métodos	75
4.2.1.	Procedimentos	76
4.2.1.1.	Avaliação do controle postural	77
4.3.	Resultados	83
4.3.1.	Comportamento do Centro de Pressão.....	84
4.3.2.	Comportamento da trajetória <i>Rambling</i>	87
4.3.3.	Comportamento da trajetória <i>Trembling</i>	91
4.4.	Discussão.....	95
CAPÍTULO 5. SÍNTESE DOS RESULTADOS, IMPLICAÇÕES E CONCLUSÕES.....		101
5.1.	Restrições impostas pela lesão do Ligamento Cruzado Anterior .	103
5.2.	O uso do toque suave para atenuar a oscilação corporal	105
5.3.	A influência de outras fontes de informação sensorial adicional ..	108
5.4.	Influência da informação sensorial adicional nos mecanismos de controle postural.....	111
5.5.	Importância e Implicações na Área de Reabilitação.....	114
5.6.	Direções Futuras	115
5.7.	Conclusões	117
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	120

ANEXO 1. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	129
ANEXO 2. PARECER DE APROVAÇÃO DO CÔMITE DE ÉTICA DO IB/UNESP/RC	131
APÊNDICE 1. CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES DO GL	133

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1. Características e dados antropométricos do GC e do GL 39

Tabela 4.1. Características e dados antropométricos do GC e do GL 75

LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1. Ilustração da trajetória *Rambling* (A), com os pontos de equilíbrio destacados por círculos e da trajetória *Trembling* (B), destacando um ponto de equilíbrio e as oscilações ao redor deste (Descrito e elaborado por Zatsiorky & Duarte, 1999, 2000; Duarte, 2000)..... 24
- Figura 3.1. Ilustração da condição sensorial de bandagem infra-patelar (A) e de faixa infra-patelar (B)..... 43
- Figura 3.2. Ilustração da situação experimental na condição de toque suave .. 46
- Figura 3.3. Médias e desvios padrão do limiar para detecção de movimento passivo para flexão (LDMPF), nas posições iniciais pré-determinadas de 15 e 45 graus, nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infra-patelar (BI) e com faixa infra-patelar (FI). 51
- Figura 3.4. Médias e desvios padrão do limiar para detecção de movimento passivo para extensão (LDMPE), nas posições pré-determinadas iniciais de 15 e 45 graus, nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infra-patelar (BI) e com faixa infra-patelar (FI). 53
- Figura 3.5. Médias e desvios padrão da área de deslocamento do CP, nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS). 55
- Figura 3.6. Médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS). 56
- Figura 3.7. Médias e desvios padrão da velocidade média de oscilação nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS)..... 58
- Figura 3.8. Médias e desvios padrão da frequência mediana de oscilação nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS)..... 60

Figura 4.1. Ilustração da condição sensorial de bandagem infra-patelar (A) e de faixa infra-patelar (B).....	78
Figura 4.2. Ilustração da situação experimental na condição de toque suave .	79
Figura 4.3. Médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação do CP nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).	85
Figura 4.4. Médias e desvios padrão da freqüência predominante de oscilação do CP nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).	86
Figura 4.5. Médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação da trajetória <i>Rambling</i> nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infra-patelar (BI), com faixa infra-patelar (FI) e com toque suave na barra de toque (TS).....	88
Figura 4.6. Médias e desvios padrão da freqüência predominante de oscilação trajetória <i>Rambling</i> , nas direções AP (A) e ML (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).	90
Figura 4.7. Médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação da trajetória <i>Trembling</i> nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infra-patelar (BI), com faixa infra-patelar (FI) e com toque suave na barra de toque (TS).....	92
Figura 4.8. Médias e desvios padrão da freqüência predominante de oscilação do <i>Trembling</i> nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).....	94

CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO

O Ligamento Cruzado Anterior (LCA) é o ligamento lesado com maior frequência na articulação do joelho (BOLLEN, 1998), sendo que a maioria das lesões do LCA ocorre em atividades esportivas, principalmente naquelas que envolvem movimentos de desaceleração, rotação e saltos (NOYES et al., 1983a; 1983b). Após a ocorrência de uma lesão do LCA, o principal sintoma é a instabilidade do joelho e a maioria dos indivíduos que sustenta uma lesão do LCA apresenta uma redução do desempenho funcional, sendo o efeito inicial sobre as atividades atléticas, particularmente nos saltos, nos giros ou nas paradas rápidas. Com reincidência da lesão, geralmente ocorrem lesões meniscais e degeneração articular, o que aumenta a probabilidade de que as alterações da articulação do joelho afetem as atividades da vida diária (NOYES et al., 1983b).

Sendo assim, a lesão do LCA tem sido associada 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 marcha (HOGERVORST & BRAND, 1998). Especificamente, a lesão do LCA, de forma sutil ou marcante, parece alterar o desempenho em tarefas da vida diária, como por exemplo, o andar, e particularmente, a manutenção da posição em pé, principalmente em situações que exigem o apoio monopodal sobre o membro lesado (BONFIM & BARELA, 2005). Tais alterações podem ser decorrentes da redução de informações sensoriais, fornecidas pelos mecanorreceptores presentes no LCA, os quais são prejudicados pela lesão deste ligamento (BONFIM, PACCOLA & BARELA, 2003).

No entanto, apesar de diversos estudos na literatura relatarem estas alterações e deficiências no controle motor em indivíduos com lesão do LCA, poucos são os que claramente delineiam e suportam seus resultados através de uma base teórica específica e estabelecida. Recentemente, uma abordagem diferente tem sido sugerida e utilizada para investigar os mecanismos que propiciam mudanças no controle motor (por exemplo, BARELA, 2000; BARELA, JEKA & CLARK, 1999, 2003). Um dos principais aspectos desta abordagem é que informação sensorial e ação motora, no controle motor, estão intimamente relacionadas e alterações comportamentais são decorrentes de mudanças neste relacionamento (BARELA, 2000). Indivíduos que sustentam uma lesão do LCA podem sofrer mudanças no controle motor, em situações que envolvam os membros inferiores, uma vez que, após a lesão geralmente há um prejuízo nas informações sensoriais, em função do comprometimento dos mecanorreceptores presentes no LCA. Com base neste pressuposto, a diminuição das informações sensoriais após a lesão

do LCA faz com que o relacionamento, entre informação sensorial e ação motora, seja prejudicado, podendo acarretar alterações no controle motor destes indivíduos.

Nos últimos anos, vários aspectos do controle motor têm sido investigados, utilizando como meio o desempenho e o funcionamento do sistema de controle postural. O sistema de controle postural funciona coordenando e controlando os segmentos corporais com base nas informações sensoriais. Então, a manutenção da postura ereta, envolve um relacionamento intrincado entre informação sensorial e ação motora, de forma que informação influencia a realização de uma ação e, ao mesmo tempo, esta ação influencia a obtenção de informação. Esta dependência mútua entre percepção e ação determina a formação do ciclo percepção-ação (BARELA, 2001). A partir desta perspectiva, alguns autores vêm investigando a manipulação da informação sensorial como uma estratégia de intervenção neste ciclo percepção-ação, favorecendo determinado comportamento motor desejado, como por exemplo, uma melhora do controle postural (JEKA & LACKNER, 1994; 1995; JEKA, 1997).

Levando em consideração os avanços no entendimento deste ciclo percepção-ação durante a manutenção de uma posição corporal em indivíduos com joelhos normais, assim como, a possibilidade de atenuação da oscilação corporal através da manipulação da informação sensorial, parece coerente extrapolar e investigar estes aspectos em indivíduos com lesão do LCA, inclusive vislumbrando a possibilidade de uma nova estratégia de intervenção. Neste contexto, insere-se o estudo experimental e as análises

específicas descritas nesta tese, os quais investigaram a relação entre informação sensorial adicional e o comportamento sensorial e motor de indivíduos com lesão do LCA e de indivíduos com joelhos saudáveis.

1.1. Objetivo e Hipótese

A presente tese teve como objetivo geral investigar o efeito da utilização de informação sensorial adicional na propriocepção e no controle postural de indivíduos com lesão unilateral do LCA e de indivíduos com joelhos saudáveis.

Em função do objetivo proposto, a hipótese geral desta tese foi que indivíduos com lesão do LCA melhoram a performance sensorial e motora com a utilização de informação sensorial adicional.

1.2. Delineamento da tese

Visando atingir o objetivo proposto, esta tese está organizada em seis capítulos, sendo que alguns destes foram estruturados sob a forma de artigos. O Capítulo 1 descreve a abordagem dada ao problema pesquisado, uma visão geral do problema, apresenta os objetivos e a linha geral da tese e das análises que foram conduzidas. O Capítulo 2 apresenta uma breve revisão de literatura, apresentando um delineamento teórico sobre os aspectos conceituais, terminológicos e experimentais encontrados na literatura relacionados à lesão do LCA e ao comprometimento neuromuscular. Em adição, é também abordado o sistema de controle postural, a influência sensorial sobre o controle da postura e o ciclo percepção-ação, como uma

possibilidade de intervenção no controle postural. Nos capítulos 3 e 4 são apresentados dois conjuntos de análises referentes ao estudo experimental conduzido nesta tese, em formato de artigos científicos, contendo: resumo, introdução, materiais e métodos, resultados e discussão. No Capítulo 3, são descritos aspectos relacionados a propriocepção e ao controle postural de indivíduos com lesão do LCA e de indivíduos com joelhos saudáveis e o efeito da adição de informação sensorial adicional. O Capítulo 4 apresenta aspectos referentes aos mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural, assim como, o efeito da utilização de informação sensorial adicional nestes mecanismos, em indivíduos com lesão do LCA e em indivíduos com joelhos saudáveis. Finalmente, o Capítulo 5 discute os resultados obtidos e como os mesmos podem contribuir para o entendimento das implicações da lesão do LCA e para a possibilidade de intervenção através do uso de informação sensorial adicional.

CAPÍTULO 2. REVISÃO DA LITERATURA

Antes de discutir a possibilidade de manipulação do ciclo percepção- ação em indivíduos com lesão do LCA, através do fornecimento de informação sensorial adicional, faz-se necessário revisar algumas das propriedades e das funções do LCA, os mecanismos de lesão deste ligamento, bem como, as repercussões sensoriais e motoras desta lesão. É interessante destacar também alguns aspectos relacionados aos mecanismos de funcionamento do controle postural e as possibilidades de atenuação da oscilação corporal descritas na literatura. A partir disto, será possível apontar possibilidades de intervenção através da manipulação de informação sensorial adicional, em indivíduos com lesão do LCA. Sendo assim, estes aspectos serão discutidos nos tópicos a seguir.

2.1. Propriedades do LCA

O LCA é uma das estruturas mais frequentemente lesionadas durante a prática esportiva. Deste modo, um adequado entendimento da anatomia, função e biomecânica do LCA é fundamental para compreender os mecanismos de lesão e as alterações decorrentes da lesão do LCA. O LCA não é meramente um restritor estático, mas caracteriza-se como uma estrutura chave na articulação do joelho (DUTHON et al., 2006), com propriedades físicas e anatômicas únicas. É uma estrutura em formato de cordão arredondado, de tecido conectivo denso, que conecta o fêmur e a tíbia (ZANTOP, PETERSEN & FU, 2005). Está envolvido na membrana sinovial da articulação do joelho, sendo desta forma um ligamento intra-articular, mas extra-sinovial (ARNOCZKY, 1983; PETERSEN & TILLMANN, 2002).

Estruturalmente, aproximadamente 90% do LCA é composto de fibras colágenas, sendo que, de acordo com Duthon et al. (2006), microscopicamente podem ser distinguidas três áreas estruturais no LCA: uma parte proximal, menos densa, contendo alguns fibroblastos, colágeno tipo II e glicoproteínas; uma parte medial, contendo fibroblastos, uma alta densidade de fibras colágenas, cartilagem, fibrocartilagem e fibras elásticas; e uma parte distal, que é mais densa e rica em condroblastos, fibroblastos e uma quantidade menor de fibras colágenas. Basicamente, o LCA tem uma microestrutura similar a outras estruturas formadas por tecido conectivo frouxo, contendo múltiplos fascículos, em que a unidade básica é o colágeno. No entanto, quando comparado a outras estruturas ligamentares da articulação do

joelho, o LCA é o mais forte e o menos complacente (CABAUD, 1983; FU, HARNER, JOHNSON, MILLER & WOO, 1993).

O LCA origina-se na parte posterior da face medial do côndilo femoral lateral e segue um curso oblíquo através da fossa intercondilar em sentido distal, anterior e medial para inserir-se na depressão anterior da eminência tibial medial (ZANTOP, PETERSEN & FU, 2005). Devido a esta orientação dentro da articulação do joelho, o LCA restringe primariamente a translação anterior da tibia e secundariamente a rotação medial (BACH, HULL & PETERSEN, 1997; DIENST, BURKS & GREIS, 2002). Quando o joelho encontra-se em extensão completa, o LCA suporta 75% da força anterior e aproximadamente 85% aos 30 e 90 graus de flexão. Em extensão completa o LCA resiste a 25% da angulação em varo do joelho e 12,5% da angulação em valgo (FU et al., 1993). Além disto, como mencionado anteriormente, o LCA atua como o maior restritor secundário da rotação medial e, isto acontece particularmente, quando a articulação do joelho está em completa extensão, apesar do ligamento colateral tibial ser considerado o restritor primário deste movimento (GIRGIS, MARSHALL & MONAJEM, 1975, DUTHON et al., 2006). Adicionalmente, o LCA funciona como um restritor secundário menor da rotação lateral e da angulação de valgo-varo, particularmente em condições de descarga de peso (BEYNNON et al., 1997).

O comprimento do LCA varia entre 22 a 41 mm (média de 32mm) e a sua largura entre 7 a 12 mm (média de 10) (AMIS & DAWKINS, 1991; ZANTOP, PETERSEN & FU, 2005). A área de secção transversa do LCA é irregular e varia ao longo do seu comprimento, sendo que, aumenta a partir do

fêmur em direção a tibia, como segue: 34mm² proximalmente, 33mm² médio-proximal, 35mm² ao nível da substância média, 38mm² médio-distal e 42mm² distalmente (DUTHON et al., 2006; HARNER et al., 1999). No conjunto, sua forma é torcida sobre si mesmo e por ser composto por feixes que não possuem o mesmo comprimento, algumas fibras do LCA sofrem determinado grau de tensão, independente da angulação de movimento em que o joelho se encontra.

Funcionalmente, alguns autores dividem o LCA em dois feixes, o feixe ântero-medial e o feixe pósterolateral (por exemplo, GIRGIS, MARSHALL & MONAJEM, 1975), enquanto que, outros autores têm identificado três feixes, sendo eles, o ântero-medial, o intermediário e o pósterolateral (por exemplo, AMIS & DAWKINS, 1991), nomes estes baseados em suas respectivas inserções tibiais (ARNOCZKY, 1983; GIRGIS, MARSHALL & MONAJEM, 1975). Estas divisões são importantes porque cada feixe parece ter uma função, contribuindo para aspectos diferentes da estabilidade e, conseqüentemente, susceptível a diferentes forças (ARNOCZKY, 1983). Embora exista discordância sobre a divisão anatômica do LCA, há um consenso que o LCA tem feixes funcionais distintos, os quais variam a quantidade de tensão das fibras do ligamento nas diferentes amplitudes de movimento. A diferenciação do LCA em dois feixes parece ser a mais simples e tem sido largamente utilizada como base para o entendimento da função do LCA (ZANTOP, PETERSEN & FU, 2005). O feixe ântero-medial encontra-se tenso em todos os graus de flexão, enquanto o feixe pósterolateral encontra-se frouxo próximo aos 90 graus (AMIS & DAWKINS, 1991). O feixe pósterolateral

lateral, que está tenso em extensão e relaxado em flexão, é o principal restritor da hiperextensão e pode ser mais susceptível a lesões que ocorrem em extensão, enquanto que, as lesões que ocorrem com o joelho em flexão tendem a romper as fibras anteriores primeiro (ZANTOP, PETERSEN & FU, 2005).

O suprimento sanguíneo do LCA é fornecido pela artéria genicular média, cujos ramos atravessam o tecido conjuntivo frouxo e a membrana sinovial que recobre o ligamento, penetrando no interior do mesmo (DUHTON et al., 2006; PETERSEN & HANSEN, 1996). Distalmente, o ligamento ainda recebe suprimento de ramos das artérias genicular inferior medial e lateral (PETERSEN & HANSEN, 1996). A distribuição dos vasos sanguíneos não é homogênea ao longo do LCA, sendo que, a parte proximal do mesmo é melhor vascularizada do que a parte distal. Ainda, pouco ou nenhum suprimento sanguíneo provém das inserções ósseas do ligamento (WHITESIDE & SWEENWY, 1980). Deste modo, a distribuição vascular do LCA está diretamente relacionada com a bainha sinovial que o envolve, mostrando predomínio dos vasos no terço proximal (ARNOCZKY, 1983; ABDALLA, COHEN & GORGIOS, 1995). Especificamente, vasos sanguíneos distais e proximais a partir da bainha sinovial originam pequenos vasos sanguíneos que seguem para o interior do ligamento e se alinham longitudinalmente com as fibras de colágeno (ZANTOP, PETERSEN & FU, 2005). Assim, após a remoção da bainha, o LCA é uma estrutura praticamente avascular ao estudo radiográfico, contrastando com os resultados obtidos com a preservação do envoltório, no qual foi constatada uma vasta trama vascular, concentrada

principalmente no terço proximal (ABDALLA, COHEN & GORGIOS, 1995). Portanto, o LCA é nutrido principalmente a partir de tecidos moles, gordura infrapatelar e bainha sinovial (ARNOCZKY, 1983). Áreas avasculares podem ser observadas nas inserções do ligamento, assim como, em partes do LCA em que fibrocartilagem é encontrada (PETERSEN & TILLMANN, 2002). Pelo fato de tecidos com pobre suprimento sanguíneo mostrarem um baixo potencial de cicatrização, é possível que exista uma tendência de pobre cicatrização de lesões do LCA nestas áreas (PETERSEN & TILLMANN, 2002). A coincidência da pobre vascularização e a presença de fibrocartilagem é também vista em áreas de tendões que são sujeitadas a cargas compressivas, e a coincidência destes dois fatores indubitavelmente tem uma função no pobre potencial de cicatrização do LCA.

Além das propriedades anatômicas, histológicas e biomecânicas, o LCA tem uma importante função sensorial, decorrente da presença de mecanorreceptores em sua constituição. O LCA possui uma extensiva rede neural intraligamentar, constituída de fibras neurais que penetram o ligamento por meio de um axônio a partir do tecido conectivo e terminam em vários receptores (SCHUTTE, DABEZIES & ZIMNY, 1987). A arquitetura neural sofisticada dentro do LCA indica que este ligamento tem uma importante função aferente em adição à, tão bem identificada, função biomecânica (SCHUTTE, DABEZIES & ZIMNY, 1987). Estas constatações sugerem que a inervação do LCA pode ser importante para o controle sensorial do movimento e, em adição, para a proteção do ligamento (JOHANSSON, SJÖLANDER & SOJKA, 1991).

Estudos histológicos do LCA humano têm demonstrado a presença de mecanorreceptores e terminações nervosas livres que transformam estímulos mecânicos em potenciais elétricos (SCHULTZ, MILLER, KERR & MICHELI, 1984; SCHUTTE, DABEZIES & ZIMNY, 1987; ZIMNY, SCHUTTE & DABEZIES, 1986). Especificamente, foram identificados três tipos de mecanorreceptores morfológicamente distintos e terminações nervosas livres:

1) dois tipos de órgãos de Ruffini, terminações e corpúsculos, os quais são mecanorreceptores de adaptação lenta que tem um limiar muito baixo e respondem a mudanças leves de tensão no ligamento. Estes mecanorreceptores são sensíveis ao estiramento e possuem uma descarga prolongada devido à adaptação lenta e têm a função de sinalizar a proximidade da articulação do seu limite de movimento em flexão e extensão. Como é no limite do movimento que a tensão é maior, conseqüentemente o estímulo e a resposta são maiores. Estes mecanorreceptores estão localizados na superfície do ligamento, predominantemente na porção femoral, onde as deformações são maiores (HAUS & HALATA, 1990; ZIMNY, SCHUTTE & DABEZIES, 1986);

2) corpúsculos de Paccini, mecanorreceptores de adaptação rápida que são ativados por qualquer movimento da articulação, independente da posição. A frequência de resposta do corpúsculo de Paccini é em função da velocidade de movimento, tendo um limiar muito alto no começo e no final do movimento. Estes mecanorreceptores estão localizados nas extremidades tibial e femoral do LCA, assim como, na superfície do ligamento, ajustado a

membrana sinovial (HAUS & HALATA, 1990; KENEDY, 1982; SCHULTZ et al., 1984, ZIMNY, SCHUTTE & DABEZIES, 1986) e;

3) terminações nervosas livres, as quais constituem um sistema receptor de dor para os tecidos da articulação e, no ligamento, provavelmente realizam a mesma função. A pequena população de terminações nervosas livres indica que o ligamento é relativamente insensível à dor (SCHUTTE, DABEZIES & ZIMNY, 1987) e, ainda, pode ter um efeito modulatório em homeostase do tecido normal ou em remodelação tardia do enxerto (HAUS & HALATA, 1990; HOGERVORST E BRANDT, 1998).

Estes receptores especializados foram identificados dentro da estrutura colágena do ligamento, assim como, ao redor do tecido conectivo, constituindo 1% da área total do LCA (SCHUTTE, DABEZIES & ZIMNY, 1987). Zimny, Schutte e Dabezies (1986) observaram um número reduzido de receptores ao longo do ligamento e um aumento destes nas suas inserções femural e tibial. Ao exame do LCA de humanos por luz microscópica convencional, foram encontrados mecanorreceptores medindo aproximadamente 75 x 200 m μ , todos sustentados em um simples axônio saindo da cápsula e de um a três receptores abaixo da membrana sinovial para cada ligamento (SCHULTZ et al., 1984). Estes receptores são específicos para detectar a posição e o movimento articular do joelho, assim como, podem influenciar o fluxo de informação dos fusos musculares por meio do sistema fusomotor, relacionado com o arco reflexo proprioceptivo e a contração muscular dinâmica para proteção articular (DUTHON et al., 2006; SCHULTZ et al., 1984; ZIMNY, SCHUTTE & DABEZIES, 1986).

Pelo descrito acima, é possível perceber que se colocados em perspectiva com toda a inervação da articulação do joelho (como refletido pelo número total de fibras nervosas aferentes), os receptores no LCA constituem uma minoria. No entanto, este número reduzido de receptores tem funções importantes (HOGERVORST & BRAND, 1998) e quando ocorre uma lesão no LCA há um prejuízo das funções exercidas por estes mecanorreceptores específicos. Com o prejuízo destas funções, podem ocorrer alterações sensoriais e motoras. Entretanto, antes de discutir estas possíveis alterações devido à lesão do LCA, é necessário revisar brevemente os principais mecanismos de lesão do LCA e os tratamentos comumente empregados.

2.2. Lesão do LCA: Principais causas e tratamentos

Apesar do LCA apresentar uma arquitetura sofisticada e preparada para resistir a estímulos e situações diversas, quando submetido a movimentos bruscos e de amplitude além do limite fisiológico, associado ou não a uma sobrecarga externa excessiva, pode sofrer lesões. A prática esportiva é descrita como o principal evento causador destas lesões (66%), seguido dos acidentes de trânsito (22%) e das quedas casuais (10,6%) (ALFONSO et al, 1993). Segundo Alfonso et al. (1983), os mecanismos de lesão mais freqüentemente observados são: 1) os movimentos de valgo em flexão com rotação lateral da tíbia ou rotação medial de fêmur com o pé fixo no solo; 2) o mecanismo de hiperextensão; e 3) o mecanismo de varo em flexão com rotação medial de tíbia.

A maioria das lesões ou rupturas completas do LCA ocorre em atividades esportivas, principalmente naquelas que envolvem movimentos de desaceleração, rotação, mudanças de direção e saltos (DANIEL et al., 1994). Noyes et al. (1983a) observaram que o futebol americano (27%) e o basquetebol (23%) foram os esportes nos quais a lesão original do LCA ocorreu com maior frequência, com o restante distribuído entre todos os demais tipos de atividades esportivas. A lesão foi causada por um evento sem contato em 78% dos indivíduos e, no restante, o joelho foi golpeado por um outro jogador ou um objeto. No caso das lesões causadas por um evento sem contato, em 22% dos indivíduos a lesão ocorreu na aterrissagem, após a realização de um salto. O restante das lesões resultou de uma variedade de situações, embora mais freqüentemente envolvesse rotação, mudança de direção, corrida, corrida e parada brusca ou queda durante a realização de atividades esportivas (NOYES et al., 1983a).

Após a ocorrência de uma lesão do LCA, o principal sintoma é a instabilidade mecânica do joelho, a qual resulta da perda do restritor mecânico. Quando não tratada, a instabilidade mecânica do joelho causa sintomas os quais podem levar à progressiva deterioração da articulação (NOYES et al., 1983a). Segundo Noyes et al. (1983b), a maioria dos indivíduos com uma lesão do LCA tem uma redução do desempenho funcional. O efeito inicial é sobre as atividades atléticas, particularmente nos saltos, nos giros ou nas paradas rápidas. Com uma reincidência do falseio da articulação do joelho, geralmente ocorrem lesões meniscais e degeneração articular, o que aumenta a probabilidade de que as alterações da articulação do joelho afetem as

atividades da vida diária. Quanto ao prognóstico das lesões do LCA, uma regra bem aceita e difundida é a “Regra da Terça Parte” de Noyes (NOYES et al., 1983b). Segundo esta regra, um terço dos indivíduos com lesão do LCA compensará adequadamente a lesão e conseguirá manter atividades esportivas; um terço conseguirá compensar a lesão, mas terá que desistir de atividades esportivas e um terço não conseguirá compensar a lesão e provavelmente necessitará de cirurgia de reconstrução.

Quando ocorre uma lesão do LCA, o tratamento pode ser conservador ou cirúrgico. O tratamento conservador envolve a reabilitação das funções do joelho sem intervenção cirúrgica. As abordagens cirúrgicas mais comuns incluem: reparo simples da lesão; reconstrução com o uso de enxertos autólogos (enxerto obtido do próprio paciente, sendo geralmente retirado de um tendão escolhido previamente) e reconstrução com o uso de enxertos homólogos (enxerto proveniente de banco de órgãos, sendo originário de um tendão de doador humano) (FU & SCHULTE, 1996). Embora alguns procedimentos cirúrgicos sejam considerados melhores que outros, é provável que qualquer um deles possa melhorar a funcionalidade do joelho, ao menos parcial ou temporariamente (JOHNSON et al., 1992). Entretanto, apesar das possibilidades de tratamento disponíveis para a lesão do LCA, é comum os indivíduos com lesão do LCA apresentarem algum tipo de alteração sensorial e motora, de forma sutil ou marcante. Algumas destas alterações, de interesse nesta tese, serão descritas a seguir.

2.3. Lesão do LCA: Repercussões sensoriais e motoras

Em função de o LCA caracterizar-se como o ligamento mais lesado na articulação do joelho, vários estudos têm investigado as conseqüências da lesão deste ligamento. A lesão do LCA tem sido associada à mudanças neuromusculares, como por exemplo, diminuição da propriocepção, alteração no tempo de contração dos músculos que cruzam a articulação do joelho, diminuição da força muscular do quadríceps e alterações no controle postural (HOGERVORST & BRAND, 1998). Na última década, alguns estudos têm apontado que estas alterações e a instabilidade que o indivíduo apresenta em função da lesão do LCA não seriam decorrentes apenas da perda de um importante restritor mecânico, mas também devido a uma importante perda sensorial (BARRETT, 1991; BONFIM, PACCOLA & BARELA, 2003; BORSA et al., 1997; LEPHART et al., 1992). Conforme já citado, estudos histológicos do LCA têm demonstrado a presença de mecanorreceptores e terminações nervosas livres que transformam estímulos mecânicos em potenciais elétricos (SCHUTTE, DABEZIES & ZIMNY, 1987). Assim, o LCA tem uma importante função sensorial em adição a, tão bem conhecida, função biomecânica (JOHANSSON, SJÖLANDER & SOJKA, 1991; SCHUTTE, DABEZIES & ZIMNY, 1987).

Deste modo, apesar do número reduzido de receptores presentes no LCA, quando colocado em perspectiva com toda a inervação da articulação do joelho, os mesmos têm funções importantes (HOGERVORST & BRAND, 1998). Quando ocorre uma lesão no LCA, há um prejuízo nas funções exercidas por estes mecanorreceptores, podendo acarretar diversas

alterações. Dentre as alterações somatossensoriais decorrentes da lesão do LCA está o déficit proprioceptivo, causando um prejuízo na percepção de posição articular e na detecção de movimento (BARRETT, 1991; BONFIM, PACCOLA & BARELA, 2003; BORSA et al., 1997; CARTER et al., 1997; JEROSH & PRYMKA, 1996; LEPHART et al., 1997; SAMPAIO & SOUZA, 1994). Além disto, em função das informações provenientes dos mecanorreceptores presentes no LCA constituírem importante fonte de informação sensorial, a lesão deste ligamento pode afetar o desempenho de diversas ações motoras, entre elas o controle postural.

Há alguns anos, vários autores vêm investigando aspectos do comportamento sensorial e motor de indivíduos com lesão do LCA, como por exemplo, a propriocepção e o controle postural (por exemplo, BORSA et al., 1997; BONFIM, PACCOLA & BARELA, 2003; FREMEREY et al., 2000, LYSHOLM et al., 1998; SHIRAISHI et al., 1996). No entanto, permanecem divergências em relação à ocorrência ou não de alterações nestes aspectos. Em relação ao déficit proprioceptivo decorrente da lesão do LCA, alguns autores têm demonstrado um aumento significativo no limiar para detecção do movimento passivo no joelho lesado, quando comparado ao joelho não lesado e aos joelhos de um grupo controle (BARRACK et al, 1989; BORSA et al., 1997; CARTER et al., 1997; CORRIGAN et al, 1992; FREMEREY et al., 2000; MACDONALD et al., 1996; ROBERTS et al., 1999). Por exemplo, Carter et al (1997) ao avaliarem a propriocepção em indivíduos com LCA deficiente, verificaram um déficit no senso de posição articular do joelho com LCA deficiente em relação ao joelho contralateral sadio, mesmo após a reabilitação.

Entretanto, outros estudos não têm verificado diferença significativa comparando um grupo de indivíduos com joelhos com LCA deficiente e um grupo controle (FRIDÉN et al., 1998; GOOD et al., 1999; PAP et al., 1999). Fridén et al (1998) ao avaliarem o limiar para detecção de movimento passivo a partir de posições de 20 e 40 graus de flexão do joelho, não encontraram diferença significativa entre um grupo de pacientes com LCA deficiente quando comparado a um grupo controle.

De maneira geral, assim como, em relação ao déficit proprioceptivo decorrente da lesão do LCA, os resultados acerca do controle postural também são divergentes. Alguns estudos têm verificado um aumento da oscilação corporal, em apoio bipodal e em apoio monopodal sobre o membro lesado e sobre o membro não lesado, em pacientes com instabilidade crônica do joelho decorrente da ruptura do LCA (FRIDÉN et al., 1990; ZÄTTERSTRÖM et al., 1994). Porém, outros estudos identificaram aumento da oscilação corporal apenas em apoio monopodal sobre o membro lesado (LYSHOLM et al., 1998; SHIRAISHI et al., 1996). Diferentemente, outros estudos não relatam diferença significativa na manutenção da postura ereta em apoio bipodal e monopodal, em um grupo de pacientes com lesão do LCA (DAVIDS et al., 1999; HARRISON et al., 1994; HENRIKSSON et al., 2001). Deste modo, as diferenças nos resultados observados podem ser decorrentes das diferentes restrições inerentes à tarefa (BONFIM & BARELA, 2005).

Apesar destes aspectos, envolvendo a propriocepção e o controle postural, estarem sendo pesquisados em indivíduos com lesão do LCA há aproximadamente 15 anos, inúmeras divergências e contradições

permanecem. Um ponto crucial parece ser estabelecer a real restrição sensorial decorrente da lesão do LCA. Mais especificamente, as conseqüências desta possível restrição sensorial sobre o comportamento motor. No entanto, mesmo que se consiga avançar um pouco mais no entendimento em relação à interação de restrições após a lesão do LCA, as alterações no comportamento motor, decorrentes da mudança no conjunto de restrições podem permanecer em função da alteração do relacionamento coerente entre informação sensorial e ação motora. Então, um dos desafios dos profissionais envolvidos na reabilitação destes pacientes é encontrar uma maneira de suprir esta restrição sensorial decorrente da lesão do LCA, favorecendo assim, a realização de um comportamento motor apropriado, mais especificamente, o controle postural.

2.4. Controle Postural

O sistema de controle postural busca continuamente alcançar dois objetivos comportamentais: a manutenção da estabilidade ou equilíbrio corporal e a orientação espacial (HORAK & MACPHERSON, 1996). Orientação e equilíbrio corporal são alcançados pelo sistema de controle postural através de um relacionamento complexo e dinâmico entre informação sensorial e atividade muscular. A orientação postural diz respeito à manutenção da posição dos segmentos corporais em relação aos outros segmentos corporais e em relação ao meio ambiente. Enquanto que, o equilíbrio postural está relacionado ao equilíbrio das forças internas e externas que atuam no corpo durante determinadas atividades. Porém, as forças que atuam nos segmentos corporais

não são constantes e, em função disto, quando há tentativa de manter o corpo em uma postura estática, o mesmo nunca fica totalmente imóvel (BARELA, 2000). Isto ocorre porque as ações musculares que controlam os segmentos corporais sobre uma base de suporte restrita não são constantes. E justamente pelo fato do controle postural ser mantido por um sistema que sofre a ação de forças em constante mudança é 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. Nas situações em que esta dependência mútua entre percepção e ação é manifestada regularmente, é formado o ciclo percepção-ação (BARELA, 1997, 2000,2001).

Para a manutenção do equilíbrio, o sistema de controle postural utiliza principalmente informações provenientes de três sistemas sensoriais: visual, vestibular e somatossensorial, os quais fornecem informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e a magnitude das forças atuando sobre este corpo. Em geral, os receptores destes três sistemas sensoriais atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano. Nas duas últimas décadas, alguns estudos têm proposto que o sistema de controle postural utiliza-se de diferentes mecanismos para o seu funcionamento (por exemplo, COLLINS & DE LUCA, 1993; LESTIENNE & GURFINKEL 1988; ZATSIORSKY & DUARTE, 1999 & 2000). De modo geral, um destes mecanismos é descrito como

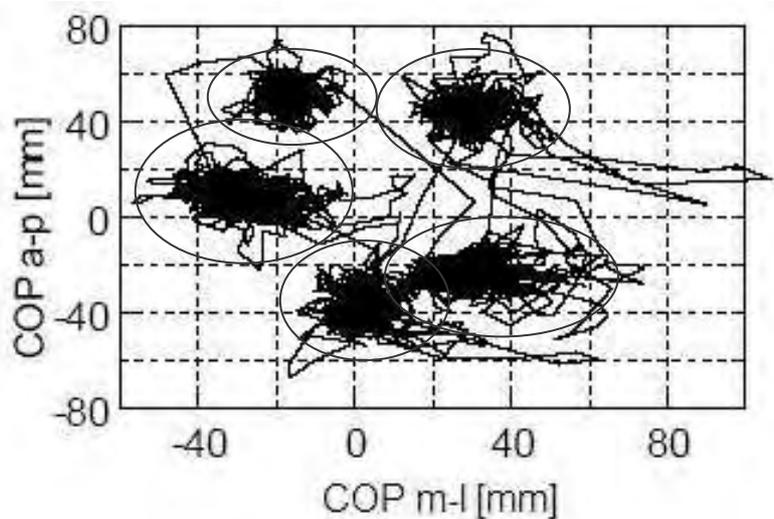
dependente de *feedback* do sistema para o seu ajuste, enquanto que, um outro mecanismo é descrito como não depende diretamente de *feedback* e é caracterizado como decorrente de ruído inerente ao próprio sistema (Dijkstra, 2000). De acordo com estes estudos citados, o sistema de controle postural atua em dois mecanismos distintos para o seu funcionamento, um deles determinando um ponto de referência a partir do qual o equilíbrio corporal é mantido e um segundo que mantêm o equilíbrio ao redor deste ponto de referência pré-selecionado (COLLINS & DE LUCA, 1993; LESTIENNE & GURFINKEL, 1988; ZATSIORSKY & DUARTE, 1999 & 2000). Embora estes mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural tenham uma descrição similar nos estudos, os mesmos foram nomeados de diferentes maneiras pelos autores.

Por exemplo, Lestienne e Gurfinkel (1988) nomearam um mecanismo de sistema conservativo e um mecanismo de sistema operativo, sendo o sistema conservativo responsável por determinar a posição de referência do corpo no espaço, e o sistema operativo responsável pela manutenção do equilíbrio ao redor da posição de referência. Collins e De Luca (1993) também sugeriram a existência de dois mecanismos de controle postural. Segundo a nomenclatura utilizada por estes autores, durante curtos intervalos de tempo, o sistema de controle postural utiliza um mecanismo de circuito aberto que não possibilita um controle direto e, portanto, não utiliza *feedback* e, ainda, apresenta um nível de atividade estocástica. O outro mecanismo proposto foi chamado de circuito fechado, o qual é utilizado em

períodos de tempo mais longos e que necessita ser ajustado por *feedback* para fazer as correções necessárias durante a manutenção da postura.

Na mesma direção, Zatsiorsky e Duarte (1999) também propuseram que o sistema de controle postural apresenta dois mecanismos distintos, sendo que estes autores identificaram estes mecanismos por meio da decomposição do deslocamento do centro de pressão (CP) em duas trajetórias: *Rambling* e *Trembling*. A trajetória *Rambling* indica o movimento de um ponto de referência móvel (um ponto atrator), em relação ao qual o equilíbrio do corpo é mantido instantaneamente. Enquanto que, a trajetória *Trembling* reflete a oscilação do corpo em torno da trajetória deste ponto de referência. A proposta de Zatsiorsky e Duarte (1999) está baseada no conceito de ponto de equilíbrio instantâneo ou ponto de força zero. As posições horizontais do CP e do centro de gravidade coincidem quando a força horizontal resultante agindo sobre o corpo é zero. As posições do CP quando a força horizontal é zero são chamados de pontos de equilíbrio instantâneo. Deste modo, Zatsiorsky e Duarte (1999) propõem que o ponto de equilíbrio pode ser alterado de um lugar para outro por meio de um ponto atrator. Esta troca de ponto de equilíbrio apresenta uma trajetória que pode variar de uma posição para outra, ou seja, a trajetória *Rambling* (Figura 2.1-A). A partir do momento em que um ponto de equilíbrio é encontrado, o CP então oscila ao redor deste. Este deslocamento do CP ao redor deste ponto de equilíbrio é a trajetória *Trembling* (ZATSIORSKY & DUARTE, 1999) (Figura 2.1-B).

A)



B)

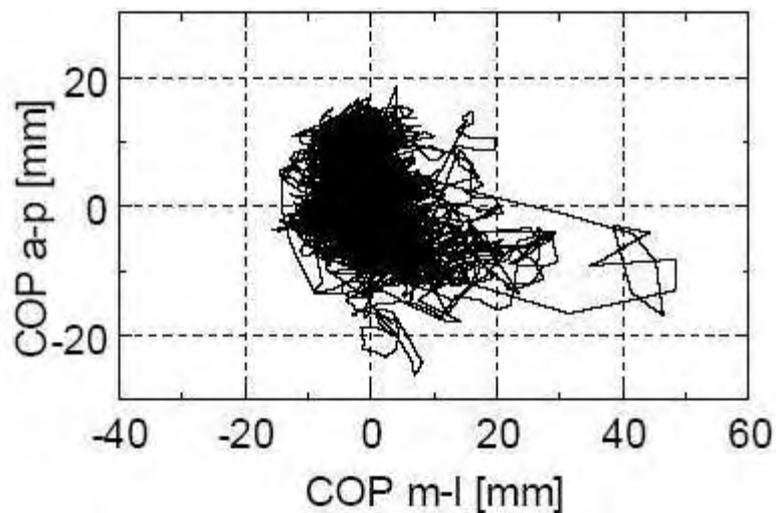


Figura 2.1. Ilustração da trajetória *Rambling* (A), com os pontos de equilíbrio destacados por círculos e da trajetória *Trembling* (B), destacando um ponto de equilíbrio e as oscilações ao redor deste (Descrito e elaborado por Zatsiorsky & Duarte, 1999, 2000; Duarte, 2000).

Desta forma, as duas trajetórias sugeridas por Zatsiorsky e Duarte (1999) estariam relacionadas com diferentes mecanismos de controle utilizados pelo sistema de controle postural para a manutenção da postura. A trajetória *Trembling*, que apresenta altas frequências de oscilação e atividade

estocástica do CP, estaria relacionada com o ruído inerente ao funcionamento do sistema de controle postural, onde o sistema de controle postural não atuaria diretamente por meio de *feedback*. A trajetória *Rambling* estaria relacionada com uma segunda fonte de ruído, ou seja, a dificuldade do sistema de controle postural em determinar o ponto de referência para identificar e ajustar a posição do seu corpo no espaço, dependente de *feedback*. Nesta tese, como meio para investigar os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural, será adotada como referência, a nomenclatura *Rambling*, para indicar o mecanismo dependente de *feedback*, e *Trembling*, para indicar o mecanismo não dependente diretamente de *feedback* e relacionado ao ruído inerente ao sistema.

Deste modo, estes pressupostos delineiam uma maneira de abordar e investigar as prováveis alterações no controle postural de indivíduos com lesão do LCA. Porém, mesmo que se entenda mais sobre o funcionamento do controle postural é interessante propor uma possibilidade de intervenção, propiciando a emergência de um comportamento motor desejado. Deste modo, uma maneira de realizar isto, seria através da manipulação de restrições relacionadas ao ambiente e a tarefa, e até mesmo com relação à disponibilidade de uma informação sensorial adicional, por meio da manipulação do ciclo percepção-ação. Em função disto, em seguida serão relatados alguns estudos que podem embasar e nortear estas possibilidades de intervenção.

2.5. Comportamento Motor: Ciclo percepção-ação

Recentemente, vários estudos sobre comportamento motor têm sido conduzidos dentro de uma visão dinâmica. A partir desta perspectiva, a realização de qualquer comportamento motor é proveniente da interação de fatores inerentes ao organismo, a tarefa e ao meio ambiente e mudanças são entendidas como decorrentes de alterações no conjunto destes fatores (CLARK, 1994). Na linguagem dos sistemas dinâmicos, as ações motoras são adquiridas e refinadas dentro de um contexto composto por diversos fatores que delimitam o comportamento motor (BARELA, 2001). Estes fatores têm sido denominados de restrições, sendo categorizados em três grupos: restrições do organismo, restrições do ambiente e restrições da tarefa (BARELA, 1997; NEWELL, 1986). As restrições relacionadas ao organismo envolvem os fatores físicos, psicológicos e cognitivos do indivíduo. Por exemplo, no caso de um indivíduo que sofre uma lesão do LCA, estes fatores são alterados e necessitam ser considerados na análise do comportamento. As restrições relacionadas ao ambiente envolvem tanto os aspectos físicos (por exemplo: força da gravidade, clima) quanto sócio-culturais deste ambiente (por exemplo: oportunidades para prática de atividades). E as restrições relacionadas à tarefa envolvem características espaciais, temporais e estruturais específicas da tarefa a ser realizada (POLASTRI & BARELA, 2002).

Então, como mencionado acima, mudanças no comportamento motor, tanto quantitativas quanto qualitativas, são decorrentes de alterações no conjunto de restrições originárias do organismo, do ambiente e da tarefa. Desta forma, indivíduos que sofrem uma lesão do LCA apresentam diferentes

restrições relacionadas ao organismo, que conseqüentemente irão alterar o comportamento motor. No entanto, as demais restrições relacionadas ao ambiente e a tarefa, e até mesmo com relação à disponibilidade de uma informação sensorial adicional, poderiam ser manipuladas para promover e facilitar o aparecimento de comportamentos motores desejados, tendo em vista que estas seriam as restrições mais fáceis e diretamente manipuladas, através de uma intervenção (por exemplo, BARELA, 1997). No caso específico de indivíduos com lesão do LCA, a manipulação das restrições, como por exemplo, informação sensorial disponível, poderia suprir possíveis déficits decorrentes das alterações do organismo destes indivíduos.

Na última década, alguns estudos têm investigado a interação dos sistemas sensoriais sob diferentes restrições da tarefa. A partir destes estudos concluiu-se que uma adequada ação motora requer a integração e a regulação contínua de múltiplas informações sensoriais (por exemplo: visual, vestibular e somatossensorial) e é, conseqüentemente, dependente da integridade do ciclo percepção-ação. Deste modo, através de ciclos contínuos entre percepção e ação, 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 (BARELA, 2001). No caso de um indivíduo que sofreu uma lesão do LCA, em função de uma restrição imposta pela lesão, as informações sensoriais podem estar reduzidas ou distorcidas, alterando este ciclo entre percepção e ação e, conseqüentemente, a execução de um determinado comportamento motor.

2.6. Utilização de informação sensorial adicional

Como já abordado anteriormente, a lesão do LCA em maior ou menor grau pode impor alguma restrição ao indivíduo, distorcendo ou diminuindo a informação sensorial disponível e, conseqüentemente prejudicando o desempenho de determinado comportamento motor, como por exemplo, o controle postural, em função de uma alteração no ciclo percepção-ação. A partir do estudo de alguns autores (por exemplo, JEKA & LACKNER, 1994) que investigaram a influência da informação sensorial na diminuição da oscilação corporal, parece razoável propor uma estratégia de intervenção neste ciclo percepção-ação para que ocorra o controle postural desejado em indivíduos com lesão do LCA. Uma possível estratégia baseia-se na manipulação da informação sensorial, ou seja, quando a mesma está reduzida ou é deficiente, como no caso de indivíduos com lesão do LCA, pode ser possível facilitar o controle postural desejado através da adição de uma informação sensorial.

A idéia de disponibilizar um estímulo sensorial adicional para conseguir o controle postural desejado em indivíduos com lesão do LCA é proveniente de alguns estudos que investigaram o efeito da informação somatossensorial no controle postural utilizando a estratégia do toque suave em uma superfície rígida (JEKA & LACKNER, 1994; 1995). Nestes estudos, indivíduos adultos na posição em pé tocaram a ponta do dedo indicador em uma superfície rígida estacionária, posicionada ao lado deles, em duas condições experimentais: toque ilimitado e toque limitado a 1Newton 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. Entretanto, no caso do toque limitado, a força aplicada na superfície era insuficiente para fornecer suporte mecânico significativo (HOLDEN, VENTURA & LACKNER, 1994), sugerindo que a melhora no desempenho do controle postural foi decorrente do estímulo sensorial adicional proveniente do toque do dedo na superfície estacionária (JEKA & LACKNER, 1994; 1995). Estes resultados abrem a possibilidade para a utilização destes pressupostos na área de reabilitação, uma vez que, o fornecimento de um estímulo sensorial adicional pode melhorar o controle motor, por exemplo, neste caso o controle postural. Os estudos desenvolvidos por Jeka e Lackner (1994, 1995) indicaram que informação sensorial e ação motora estão intimamente relacionadas na tarefa de manter o corpo em uma determinada posição e que estas informações são utilizadas de forma contínua, como sugerido ocorrer no ciclo percepção-ação. Deste modo, parece que o sistema de controle postural procura minimizar as alterações no ciclo percepção-ação, ou seja, minimizar alterações entre o relacionamento da pessoa e o ambiente.

A partir destes resultados que indicam para a possibilidade de utilização de uma informação sensorial para reduzir a oscilação corporal, parece razoável extrapolar estes pressupostos para a área de reabilitação. Uma vez que, indivíduos com lesão do LCA, em maior ou menor grau, apresentam uma diminuição do desempenho do controle postural, então, parece que uma alternativa de intervenção nestes pacientes seria fornecer um

estímulo sensorial adicional na tentativa de promover determinado comportamento motor. Porém, esta proposta ainda não passa de especulação, necessitando ser testada experimentalmente. Até mesmo, torna-se necessário um estudo exploratório de um estímulo sensorial mais adequado para este tipo de indivíduo, 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 grande parte das atividades diárias e na prática esportiva.

Um dos primeiros passos neste sentido foi apresentando por Jeka (1997), onde o autor faz considerações sobre o uso de bengala em indivíduos com diminuição do equilíbrio, como por exemplo, indivíduos com deficiências no sistema vestibular e idosos. Neste caso, foi sugerido que o uso de suportes externos adicionais pode se tornar uma fonte de informação sensorial para a realização de uma tarefa motora e para o processo de reabilitação. A melhora do controle postural observada com a adição de uma bengala é freqüentemente atribuída ao fato da mesma aumentar a base de suporte, atuando como uma “terceira perna”. No entanto, os resultados de Jeka (1997) sugerem que em caso de déficit sensorial, a melhora do controle postural também pode ocorrer a partir da informação sensorial fornecida através do toque deste suporte externo com o solo. Porém, os estudos sobre o toque suave com bengala ainda deixaram aberta a questão se estes resultados são aplicáveis em atividades de equilíbrio dinâmico, como por exemplo, no uso da bengala durante a deambulação.

Estes estudos sobre controle postural com toque suave através do contato da ponta dos dedos têm demonstrado que a informação somatossensorial é uma poderosa referência de orientação, para melhora do controle postural na posição ereta em pé. Parece que o movimento de forças de contato através da superfície da pele fornece informação de orientação sobre o movimento do corpo e propicia condições para que ocorra ativação muscular para correções da postura (JEKA, 1997). Como a ponta dos dedos representa uma poderosa fonte de informação sensorial, como resultado, há uma melhora no desempenho do controle postural. Deste modo, parece que um ponto chave é artificialmente aumentar a informação sensorial ao nível da pele, buscando atingir o controle postural desejado, sem a restrição de um contato da ponta dos dedos ou da mão com uma superfície rígida e estacionária.

Neste sentido, uma opção de estímulo sensorial adicional mais funcional para indivíduos com lesão do LCA seria a utilização de órteses funcionais ou bandagens. Alguns estudos têm investigado a utilização de órteses funcionais de joelho e bandagens sobre a capacidade proprioceptiva de indivíduos com joelhos saudáveis, com lesão do LCA e com síndromes fêmuro-patelares (BEYNNON et al., 1999; BIRMINGHAM et al., 1998; CALLAGHAN et al., 2002; JEROSH & PRYMKA, 1996). Indivíduos com um déficit proprioceptivo são beneficiados com o uso destes recursos, obtendo uma melhora da capacidade proprioceptiva (CALLAGHAN et al., 2002). 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 (PRYMKA, SCHIMIDT & JEROSH, 1998). Entretanto, apesar de parte dos autores relatarem um efeito positivo da órtese funcional e da bandagem na capacidade proprioceptiva, não há uma 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 diversos estímulos sensoriais sobre o controle postural, a partir da perspectiva do ciclo percepção-ação, em indivíduos com lesão do LCA e em indivíduos com joelhos saudáveis.

Levando em consideração estes aspectos, surgem alguns questionamentos, em relação a real deficiência sensorial e motora presente em indivíduos com lesão do LCA e a possibilidade de intervenção nesta lesão através da manipulação do ciclo percepção-ação, por meio da utilização de informação sensorial adicional. Além disto, é interesse investigar estes aspectos em relação aos mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural. Assim, na tentativa de esclarecer parte destes questionamentos, um estudo experimental foi conduzido com indivíduos com lesão unilateral do LCA e com indivíduos com joelhos saudáveis e os dois conjuntos de análises utilizados nos dados deste estudo são descritos nos dois capítulos seguintes.

CAPÍTULO 3. EFEITO DA MANIPULAÇÃO DA INFORMAÇÃO SENSORIAL NA PROPRIOCEPÇÃO E NO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS COM LESÃO DO LCA

Resumo

O efeito da manipulação da informação sensorial na propriocepção e no controle postural foi investigado em 28 indivíduos jovens com lesão unilateral do LCA e em 28 indivíduos jovens com joelhos saudáveis. O limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho foi avaliado nas posições de 15 e 45 graus para as direções de flexão e de extensão. O controle postural foi investigado por meio da área, velocidade e frequência mediana de oscilação do centro de pressão. As condições de informação sensorial foram: informação normal, bandagem infra-patelar, faixa infra-patelar e toque suave em uma barra estacionária. Os resultados indicaram que indivíduos com lesão do LCA têm um prejuízo na propriocepção e no controle postural quando comparados a indivíduos com joelhos saudáveis. Entretanto, com adição de informação sensorial tanto a capacidade proprioceptiva quanto o desempenho do controle postural melhoram.

Palavras-chave: ligamento cruzado anterior, propriocepção, controle postural, informação sensorial adicional.

3.1. Introdução

Indivíduos que sustentam uma lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) apresentam mudanças no controle motor, uma vez que, após a lesão, geralmente há um prejuízo das informações sensoriais, em função do comprometimento dos mecanorreceptores presentes no LCA. A diminuição das informações sensoriais após a lesão do LCA faz com que o relacionamento entre informação sensorial e ação motora seja alterado, podendo acarretar deficiências no controle motor destes indivíduos.

Vários autores vêm investigando alguns aspectos do comportamento sensorial e motor de indivíduos com lesão do LCA, como por exemplo, a propriocepção e o controle postural (por exemplo, BORSA et al., 1997; LYSHOLM et al., 1998; SHIRAISHI et al., 1996). Em relação ao déficit proprioceptivo decorrente da lesão do LCA, alguns autores têm observado um aumento significativo no limiar para detecção de movimento passivo no joelho lesado, quando comparado ao joelho não lesado e aos joelhos de um grupo controle (BARRACK et al., 1989; BORSA et al., 1997; CARTER et al., 1997; CORRIGAN et al., 1992; MACDONALD et al., 1996). Porém, outros estudos não têm verificado diferença significativa comparando um grupo de indivíduos com lesão do LCA e um grupo controle (FRIDÉN et al., 1998; GOOD et al., 1999; PAP et al., 1999). De maneira geral, assim como em relação ao déficit proprioceptivo decorrente da lesão do LCA, os resultados acerca do controle postural também são divergentes. Alguns estudos têm verificado um aumento da oscilação corporal, em apoio bipodal e em apoio monopodal sobre o membro lesado e sobre o membro contralateral sadio, em indivíduos com

instabilidade crônica do joelho decorrente da ruptura do LCA (FRIDÉN et al., 1990; ZÄTTERSTRÖM et al., 1994). Porém, outros estudos apenas identificaram aumento da oscilação corporal em apoio monopodal sobre o membro lesado (LYSHOLM et al., 1998; SHIRAIISHI et al., 1996). Entretanto, outros estudos não observaram diferença significativa na manutenção da postura ereta em apoio bipodal e monopodal, em indivíduos com lesão do LCA (HARRISON et al., 1994; DAVIDS et al., 1999; Henriksson et al., 2001). Adicionalmente, estas alterações descritas em indivíduos com LCA deficiente também vêm sendo observadas em indivíduos com LCA reconstruído (SHIRAIISHI et al., 1996; BONFIM & BARELA, 2005; BONFIM, PACCOLA & BARELA, 2003).

Apesar destes aspectos envolvendo a propriocepção e o controle postural estarem sendo pesquisados em indivíduos com lesão do LCA há aproximadamente 15 anos, muitas divergências e contradições ainda permanecem. Um ponto crucial parece ser estabelecer a real restrição sensorial decorrente da lesão do LCA. Além disto, estabelecer as conseqüências desta possível restrição sensorial sobre o comportamento motor. Finalmente, um dos desafios dos profissionais envolvidos na reabilitação destes indivíduos é buscar uma maneira de suprir esta possível restrição sensorial decorrente da lesão do LCA, favorecendo assim a realização de um comportamento motor apropriado.

Na última década, alguns estudos têm investigado o efeito da informação somatossensorial no controle postural utilizando a estratégia do toque suave em uma superfície rígida (JEKA & LACKNER, 1994; 1995). Nestes

estudos, indivíduos adultos na posição em pé tocaram a ponta do dedo indicador em uma superfície rígida e estacionária, posicionada ao lado deles, em duas condições experimentais: toque ilimitado e toque limitado a 1 Newton (98 gramas) 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 (HOLDEN, VENTURA & LACKNER, 1994), sugerindo que a melhora no desempenho do controle postural foi decorrente do estímulo sensorial adicional proveniente do toque do dedo na superfície estacionária (JEKA & LACKNER, 1994; 1995).

A principal explicação sugerida para os efeitos do toque suave na estabilização da postura indica que a informação sensorial adicional, adquirida a partir do toque suave em uma superfície estacionária, fornece um quadro de referência que é utilizado para orientação e, conseqüentemente, possibilita a uma melhor estabilização da postura ereta (JEKA & LACKNER, 1994, 1995; JEKA, SCHÖNER, DIJKSTRA, RIBEIRO & LACKNER, 1997). Deste modo, estes estudos indicam que informação sensorial e ação motora estão intimamente relacionadas na tarefa de manter o corpo em uma determinada posição e que informação sensorial adicional pode ser utilizada de forma contínua, reduzindo a oscilação corporal.

Estes resultados sinalizam para a possibilidade de utilização destes pressupostos na área de reabilitação, uma vez que, o fornecimento de

um estímulo sensorial adicional pode melhorar o controle motor, como verificado na oscilação corporal. Parece razoável a investigação da adição de outros tipos de informação sensorial adicional, uma vez que, a barra de toque indica para uma direção favorável, mas é uma condição experimental que não pode ser replicada em situações dinâmicas, como por exemplo, em grande parte das atividades diárias e na prática esportiva.

Assim, uma opção de estímulo sensorial adicional mais funcional para indivíduos com lesão do LCA seria a utilização de algum tipo de órtese funcional. Alguns estudos investigaram a utilização de órteses funcionais de joelho e de bandagens sobre a capacidade proprioceptiva de indivíduos com joelhos saudáveis, com lesão do LCA e com síndromes fêmuro-patelares (BEYNNON et al., 1999; BIRMINGHAM et al., 1998; CALLAGHAN et al., 2002; JEROSH & PRYMKA, 1996). Segundo Callaghan et al. (2002), indivíduos com um déficit proprioceptivo parecem ser beneficiados com o uso destes recursos, obtendo uma melhora da capacidade proprioceptiva. No entanto, apesar de parte dos estudos apontarem um efeito positivo da órtese funcional e da bandagem na capacidade proprioceptiva, não há uma 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 diversas fontes de informação sensorial na propriocepção e no controle postural, em indivíduos com lesão do LCA e em indivíduos com joelhos saudáveis.

Levando em consideração estes aspectos, surgem alguns questionamentos, como por exemplo: A lesão do LCA realmente acarreta uma

importante restrição na capacidade sensorial da articulação do joelho? Caso isto ocorra, qual o impacto da restrição do sistema sensorial após a lesão do LCA sobre o comportamento motor, em específico sobre o controle postural? Ocorrendo uma alteração do comportamento motor destes indivíduos, a disponibilidade de uma informação sensorial adicional pode melhorar o desempenho do controle postural? Na tentativa de responder parte das questões levantadas anteriormente, o objetivo geral deste estudo foi investigar o efeito da utilização de diferentes fontes de informação sensorial adicional no limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho e no controle postural de indivíduos com lesão do LCA e de indivíduos com joelhos saudáveis.

3.2. Materiais e Métodos

3.2.1. Participantes

Participaram deste estudo 28 adultos jovens com lesão unilateral do LCA, formando o grupo lesado (GL) e 28 adultos jovens com joelhos saudáveis, sem qualquer comprometimento neurológico, musculoesquelético e/ou do sistema vestibular, formando o grupo controle (GC). Foram excluídos deste grupo os indivíduos que apresentassem qualquer sintoma ou lesão nos membros inferiores, assim como, história prévia de cirurgia nos pés, tornozelos, joelhos e quadris. Este grupo foi pareado por gênero e idade com o GL para posterior comparação. A Tabela 3.1 apresenta as características e os dados antropométricos dos participantes do GL e do GC.

Tabela 3.1. Características e dados antropométricos do GC e do GL

Grupo	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa (Kg)
Controle	22 (± 2)	1,73 ($\pm 0,08$)	72 (± 11)
Lesado	23 (± 4)	1,71 ($\pm 0,08$)	70 (± 10)

Os indivíduos do GL foram selecionados a partir de uma lista de espera para reconstrução do LCA, do Ambulatório de Ortopedia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP – USP). Para padronizar o GL, os indivíduos deveriam ter um diagnóstico de lesão unilateral do LCA, confirmado por exame de Ressonância Magnética realizado no HCFMRP (USP) e ter sustentado a mesma por não mais que três anos. No dia da realização dos experimentos propostos, deveriam apresentar amplitude de movimento completa da articulação do joelho, nenhum edema articular e nenhuma dor a deambulação. Foram admitidos, no GL, apenas indivíduos que apresentavam lesão do LCA, sem história de lesão dos ligamentos colaterais e posterior, de fratura, ou déficit neurológico. Os indivíduos com lesões meniscais e lesões condrais não foram excluídos. Foram excluídos deste grupo os indivíduos que apresentassem qualquer sintoma, lesão ou história prévia de cirurgia no joelho contralateral; qualquer problema nos quadris, tornozelos ou pés; e que tinham história de doença neurológica, cardiovascular, metabólica, reumatológica ou do sistema vestibular.

Dos participantes incluídos no GL, quatorze tinham lesão do LCA no joelho direito e quatorze no joelho esquerdo, sendo o tempo médio de lesão, ou seja, o período da data do trauma até a avaliação de 20 meses (± 10

meses). Destes participantes, 14 tinham lesão meniscal associada, sendo 10 somente lesão de menisco medial e 4 lesão de menisco medial e menisco lateral e 14 tinham lesão isolada de LCA. O valor médio obtido no questionário de avaliação funcional de Lysholm foi de 68 pontos (± 17), de um total máximo de 100 pontos. Características mais detalhadas dos participantes do GL são apresentadas no Apêndice 1.

3.2.2. Procedimentos

A participação dos indivíduos foi condicionada a assinatura de um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 1), aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Biociências da UNESP – Campus Rio Claro (Anexo 2), após os mesmos terem sido informados sobre os objetivos e os procedimentos do estudo. Cada participante foi avaliado no HCFRMP – USP e submetido a dois experimentos específicos. Antes da realização dos experimentos, foi realizada uma breve avaliação inicial, a qual constou de informações relativas ao participante, como: dados pessoais, histórico médico e aferição de estatura e massa corporal. No caso dos participantes do GL foi realizado um questionário de avaliação funcional de Lysholm (COHEN, PECCIN & CICONELLI, 2003; PECCIN, M.S., 2001) e um de informações referentes a lesão do LCA. Em todos os experimentos, o participante permaneceu vestido com short e camiseta, descalço e sem meias, sendo avaliados ambos os joelhos dos participantes, classificando-os como joelho lesado (JL) e joelho não lesado (JNL), no caso do GL, e como joelho direito (JD) e joelho esquerdo (JE), no caso do GC. Para efeito de comparação e análise estatística foi estabelecida uma relação entre JL/JD e JNL/JE. Um único examinador realizou

todos os procedimentos, em todos os participantes, desde a seleção, aplicação de questionário e realização dos experimentos. Esta medida foi adotada para garantir o mesmo nível de informação e de orientação a todos os participantes.

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

Para avaliar os indivíduos foi utilizado um aparelho de movimentação passiva contínua, um CPM (Continuous Passive Motion System – Modelo Leg Exerciser – Stryker Ltda), incluindo 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 graus, com velocidade constante que pode variar aproximadamente de 0,3 graus/segundo a 2,8 graus/segundo. Para este experimento, a velocidade do aparelho foi ajustada em 0,5 grau/segundo. Foi afixado neste aparelho um sistema para aferição da variação de voltagem do mesmo, conectado a uma placa analógico/digital que, por intermédio do software Labview, registrava estes dados. Este sistema foi utilizado para a aquisição da variação de voltagem no início e no fim do movimento do aparelho de CPM, fornecendo o tempo que o aparelho ficou ligado e deslocando na velocidade de 0,5 graus/segundo, sendo assim, possível estimar de forma precisa o deslocamento angular. A frequência de aquisição deste sistema foi de 100 Hz.

O indivíduo foi convidado a deitar-se sobre uma maca, onde foi posicionado em relação ao aparelho. O membro inferior a ser testado foi apoiado na braçadeira do aparelho e ajustado de acordo com o comprimento

da perna de cada participante. Aproximadamente ao nível da linha umbilical do participante foi mantido um anteparo, o qual evitou qualquer informação visual do posicionamento dos membros inferiores durante o experimento. De posse do controle manual “liga-desliga” do aparelho de CPM, os participantes foram instruídos a pressionar o botão do controle manual assim que percebessem o movimento do joelho, desta forma parando o movimento do aparelho.

A avaliação do limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho foi realizada nas amplitudes de 15 e 45 graus, para as direções de flexão e de extensão. Estas amplitudes foram determinadas em função de estudos prévios (BONFIM, BARELA & PACCOLA, 2003) e de outros estudos descritos na literatura (BORSA et al., 1997; CARTER et al., 1997; CORRIGAN et al., 1992; MACDONALD et al., 1996), os quais sugeriram que alterações de detecção de movimento passivo são evidenciadas em angulações próximas a extensão completa do joelho e em angulações intermediárias de flexão do joelho. Nesta avaliação houve a inclusão de duas diferentes fontes de informação sensorial adicional (bandagem infra-patelar e faixa infra-patelar). Deste modo, a avaliação nas duas amplitudes pré-determinadas foi realizada em três condições sensoriais, sendo elas: 1) condição de informação normal (IN), ou seja, os testes foram realizados sem a inclusão de informação sensorial adicional; 2) condição de bandagem infra-patelar (BI), onde foi afixada à pele do participante uma tira de esparadrapo impermeável (Cremer®), com uma largura de 2,5 cm, logo abaixo da patela e com comprimento abrangendo a região anterior do joelho, com fixação realizada da face medial para a face lateral do joelho (Figura 3.1-A); e 3)

condição de faixa infra-patelar (FI), onde a avaliação foi realizada com a inclusão de uma tira sub-patelar com almofada (Salvapé®) logo abaixo da patela da perna do participante, sendo esta confeccionada em elástico de 2,5 cm de largura, com almofada anterior de microespuma e fecho aderente de velcro (Figura 3.1-B). Foram realizadas três tentativas para cada condição sensorial, em cada direção (flexão e extensão), nas duas posições pré-determinadas (15 e 45 graus), para cada membro inferior, sendo que a ordem das direções e das posições foi aleatória, dentro de três blocos randomizados (um para cada condição sensorial), totalizando 72 tentativas. Cada sujeito realizou dois testes para cada posição e para cada direção, antes do início do experimento, para familiarizar-se com o procedimento.



Figura 3.1. Ilustração da condição sensorial de bandagem infra-patelar (A) e de faixa infra-patelar (B)

Tratamento e Análise dos Dados: Para análise dos dados, foi utilizada uma função escrita especificamente para este fim, na linguagem MATLAB (versão 5.3 – Math Works, Inc.). Esta função carregava os dados, exibia os mesmos em formato gráfico e a partir deste gráfico eram definidos, manualmente utilizando a rotina input do Matlab, os dois momentos de variação de voltagem

que, correspondiam ao início e ao fim do movimento do aparelho. Em seguida, era calculada a diferença temporal entre estes dois eventos e então convertido o valor em segundos para graus, determinando o deslocamento angular. O deslocamento angular foi o fator de medida da avaliação do limiar para detecção de movimento passivo articular do joelho, sendo este, a diferença da posição angular entre o início do movimento e o momento em que o indivíduo interrompeu o movimento do aparelho.

Análise Estatística: Duas análises de variância (ANOVAs) foram utilizadas para investigar o relacionamento dos grupos e as possíveis diferenças do limiar para detecção de movimento passivo entre os joelhos, as posições articulares pré-determinadas e as condições sensoriais. Especificamente, foram realizadas ANOVAs (2x2x2x3), tendo como fatores os 2 grupos (GC e GL), os 2 joelhos (relação padronizada: JD/JL e JE/JNL), as 2 posições articulares iniciais (15 e 45 graus) e as 3 condições sensoriais (IN, BI e FI), sendo que os três últimos fatores foram tratados como medidas repetidas. As variáveis dependentes das duas ANOVAs foram: o deslocamento angular para flexão e o deslocamento angular para extensão. Quando necessário, foram conduzidos testes post-hoc de Tuckey para identificar possíveis diferenças entre as condições sensoriais. O nível de significância foi mantido em 0,05. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o programa SPSS (SPSS para Windows - Versão 10.0 - SPSS, Inc.).

3.2.2.2. Avaliação do controle postural – Experimento 2

O controle postural foi examinado utilizando uma plataforma de força (AMTI-OR6-7-1000). O participante foi instruído a realizar a situação

experimental de apoio monopodal direito (D) e apoio monopodal esquerdo (E), permanecendo o mais estático possível, 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 (TROPP, ODENRICK & GILLQUIST, 1985). Nesta tarefa houve a inclusão de três diferentes tipos de informação sensorial adicional (bandagem infra-patelar, faixa infra-patelar e toque suave). Deste modo, a tarefa foi realizada em quatro condições sensoriais, sendo elas: 1) condição de informação normal (IN), ou seja, a tarefa de apoio monopodal foi realizada com os olhos fechados e sem a inclusão de informação sensorial adicional; 2) condição de bandagem infra-patelar (BI), onde foi afixada à pele do participante uma tira de esparadrapo impermeável (Cremer®), com largura de 2,5 cm, logo abaixo da patela e com comprimento abrangendo a região anterior do joelho, com fixação realizada da face medial para a face lateral do joelho; e 3) condição de faixa infra-patelar (FI), onde a tarefa foi realizada com a inclusão de uma tira sub-patelar com almofada (Salvapé®), logo abaixo da patela da perna do participante, sendo esta confeccionada em elástico de 2,5 cm de largura, com almofada anterior de micro espuma e fecho aderente de velcro; 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 (inferior a 1 Newton) da ponta do dedo indicador direito em uma barra de toque, localizada ao lado do participante (Figura 3.2).



Figura 3.2. Ilustração da situação experimental na condição de toque suave

A barra de toque foi constituída de uma superfície de contato de metal circular (4 cm de diâmetro), fixada por meio de um sistema de apoio em três transdutores de força (Alfa Instruments – Modelo GL1), suportada por um tripé com altura regulável. Os transdutores de força forneceram informações sobre as forças (vertical, ântero-posterior e médio-lateral) aplicadas à barra de toque, amplificada (300 vezes), por meio de um condicionador de sinais (EMG System do Brasil) e transformado por uma placa análogo/digital e adquirido utilizando o Software Labview, o 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 Newton (98g), para garantir que a informação fornecida pelo toque fosse essencialmente sensorial e não de natureza mecânica (JEKA & LACKNER, 1994).

A barra de toque permaneceu posicionada a frente e ao lado direito do participante a uma distância confortável para o toque da ponta do dedo indicador direito do participante no centro da superfície de metal,

mantendo o cotovelo em aproximadamente 165° . A altura da barra de toque foi ajustada ao nível da articulação do quadril do participante, aproximadamente na altura do trôcanter maior (Figura 3.2). Nesta situação, o participante foi instruído a tocar a barra com a ponta do dedo indicador de maneira suave, sendo que, tentativas em que a força aplicada sobre a barra exceder 1 N foram descartadas.

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 e médio-lateral. Os sinais da plataforma de força e da barra de toque foram adquiridos sincronizadamente 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 24 tentativas. O registro para cada tentativa ocorreu em um tempo de 30 segundos.

Tratamento e Análise dos Dados: Os dados provenientes da plataforma de força foram analisados através de uma função escrita especificamente para este fim, na linguagem MATLAB (Versão 5.3), a qual processava os dados referentes as forças exercidas sobre a plataforma: F_x (força exercida sobre a plataforma na direção ântero-posterior), a F_y (força exercida na direção médio-lateral) e a F_z (força exercida na direção vertical), assim como os momentos para as mesmas direções. A partir destes dados, foi calculado o centro de pressão (CP) nas direções ântero-posterior e médio-lateral e, a partir do CP, foram calculadas as seguintes variáveis: área de deslocamento, amplitude média de oscilação, velocidade média do deslocamento e frequência mediana

de oscilação. As três últimas variáveis foram calculadas para as direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (AP). Para o cálculo da área de deslocamento do CP foi aproximada uma elipse cujo eixo principal foi calculado pela Análise de Componentes Principais (OLIVEIRA et al., 1996). 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 deste 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 nesta análise, a representação ocorre através da área da elipse, neste caso, representando 85% dos dados da amostra. 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. Para determinar a frequência mediana de oscilação, foram realizadas análises com base no espectro de potência dos sinais, usando a função PSD do Matlab, 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 mediana representa a frequência correspondente a 50% da força total do espectro. Finalmente, a velocidade média foi calculada pela divisão do somatório dos deslocamentos em cada eixo pelo tempo de cada tentativa. As médias das três tentativas de cada condição, para cada variável, foram calculadas e utilizadas como variáveis dependentes no tratamento estatístico.

Análise Estatística: Foram realizadas duas Análises de Multivariância (MANOVA) e uma Análise de Variância (ANOVA) para investigar o relacionamento entre os grupos, os diferentes estímulos sensoriais e as possíveis diferenças do controle postural. Especificamente, foram realizadas MANOVAs, tendo como fatores os 2 grupos, os 2 apoios e as 4 condições sensoriais (IN, BI, FI e TS), sendo estes dois últimos fatores tratados como medidas repetidas. Para estas MANOVAs as variáveis dependentes foram: a amplitude média de oscilação na direção AP e ML, a velocidade média do deslocamento na direção AP e ML e a frequência mediana de oscilação na direção AP e ML. Ainda, uma ANOVA foi utilizada para investigar a área de deslocamento dos participantes, tendo como fatores os 2 grupos, os 2 apoios e as 4 condições sensoriais (IN, BI, FI e TS), sendo estes dois últimos fatores 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 para identificar possíveis diferenças entre as condições sensoriais. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o programa SPSS (SPSS para Windows - Versão 10.0 - SPSS, Inc).

3.3. Resultados

Os resultados deste conjunto de análises apontaram que indivíduos com lesão do LCA apresentam um prejuízo na propriocepção e no controle postural quando comparados a indivíduos com joelhos saudáveis. O toque suave em uma superfície rígida e estacionária reduziu a oscilação corporal nos

grupos controle e lesado e, a adição de diferentes fontes de informação sensorial, como a bandagem e a faixa infra-patelar, não influenciou o limiar para detecção de movimento passivo e o controle postural de indivíduos com joelhos saudáveis. No entanto, a adição de informação sensorial reduziu o limiar para detecção de movimento passivo e a oscilação corporal de indivíduos com lesão unilateral do LCA. A seguir são apresentados os resultados dos dois experimentos realizados separadamente.

3.3.1. Limiar para detecção de movimento passivo

Para o limiar para detecção de movimento passivo para flexão, observou-se que o GL apresenta um limiar maior do que o verificado para o GC, nas duas posições articulares pré-determinadas. No entanto, em ambos os grupos os resultados são similares entre o JD e o JE e entre o JL e o JNL. Não há diferença no limiar para detecção de movimento passivo para flexão em função da posição inicial do teste. Além disto, os resultados apontaram que o limiar para detecção de movimento passivo para flexão no GL é reduzido em função da adição de informação sensorial adicional. A Figura 3.3 apresenta as médias e os desvios padrão do limiar para detecção de movimento passivo para flexão, no GC e GL.

A ANOVA revelou diferença significativa entre os grupos, $F(1,54)=9,373$, $p<0,01$ e entre as condições, $F(2,108)=6,041$, $p<0,05$. Porém, não indicou diferença significativa entre os joelhos, $F(1,54)=1,738$, $p>0,05$; entre as posições, $F(1,54)=2,073$, $p>0,05$; e para as interações: joelho e grupo, $F(1,54)=1,027$, $p>0,05$; posição e grupo, $F(1,54)=3,098$, $p>0,05$; condição e grupo, $F(2,108)=3,243$, $p>0,05$; joelho e posição, $F(1,54)=0,076$, $p>0,05$; grupo,

joelho e posição, $F(1,54)=0,302$, $p>0,05$; joelho e condição, $F(2,108)=0,526$, $p>0,05$; grupo, joelho e condição, $F(2,108)=0,121$, $p>0,05$; posição e condição, $F(2,108)=0,694$, $p>0,05$; grupo, condição e posição, $F(2,108)=1,076$, $p>0,05$; condição, posição e joelho, $F(2,108)=0,455$, $p>0,05$; e grupo, condição, posição e joelho, $F(2,108)=0,696$, $p>0,05$. Testes post-hoc para as condições sensoriais revelaram diferença entre a condição de informação normal e de bandagem infra-patelar, $F(1,54)=10,01$, $p<0,01$; e entre a condição de informação normal e de faixa infra-patelar, $F(1,54)=7,29$, $p<0,01$.

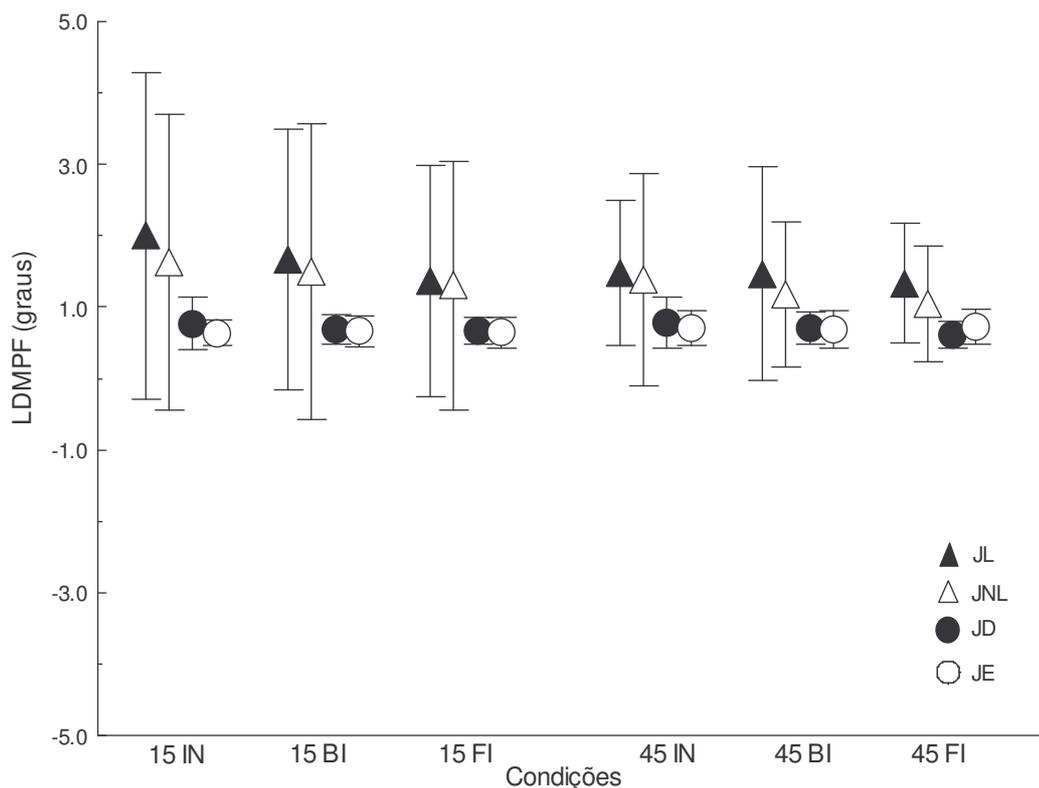


Figura 3.3. Médias e desvios padrão do limiar para detecção de movimento passivo para flexão (LDMPF), nas posições iniciais pré-determinadas de 15 e 45 graus, nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infra-patelar (BI) e com faixa infra-patelar (FI).

Para o limiar para detecção de movimento passivo para extensão, observou-se que em ambos os grupos, os resultados são similares entre o JD e o JE e entre o JL e o JNL. Porém, o limiar para detecção de movimento passivo para extensão é maior no GL do que no GC, nas duas posições articulares pré-determinadas. Os resultados apontaram que o limiar para detecção de movimento passivo para extensão, no GL, é diminuído com a adição de uma informação sensorial adicional. Em ambos os grupos, há uma diferença no limiar de detecção de movimento passivo para extensão, em função da posição inicial do teste. Especificamente, o limiar para detecção de movimento passivo para extensão é maior na posição de 45°. A Figura 3.4 apresenta as médias e os desvios padrão do limiar para detecção de movimento passivo para extensão, no GC e GL.

A ANOVA revelou diferença significativa entre os grupos, $F(1,54)=11,44$, $p<0,01$, entre as posições, $F(1,54)=26,49$, $p<0,01$ e entre as condições, $F(2,108)=3,93$, $p<0,05$. No entanto, não indicou diferença significativa entre os joelhos, $F(1,54)=0,862$, $p>0,05$; e para as interações: joelho e grupo, $F(1,54)=1,373$, $p>0,05$; posição e grupo, $F(1,54)=3,65$, $p>0,05$; condição e grupo, $F(2,108)=2,333$, $p>0,05$; joelho e posição, $F(1,54)=0,196$, $p>0,05$; grupo, joelho e posição, $F(1,54)=1,116$, $p>0,05$; joelho e condição, $F(2,108)=0,321$, $p>0,05$; grupo, joelho e condição, $F(2,108)=0,038$, $p>0,05$; posição e condição, $F(2,108)=1,239$, $p>0,05$; grupo, posição e condição, $F(2,108)=0,541$, $p>0,05$; joelho, posição e condição, $F(2,108)=0,425$, $p>0,05$; e grupo, joelho, posição e condição, $F(2,108)=0,325$, $p>0,05$. Testes post-hoc

para as condições sensoriais revelaram apenas diferença entre a condição de informação normal e de faixa infra-patelar, $F(1,54)=6,82$, $p<0,01$.

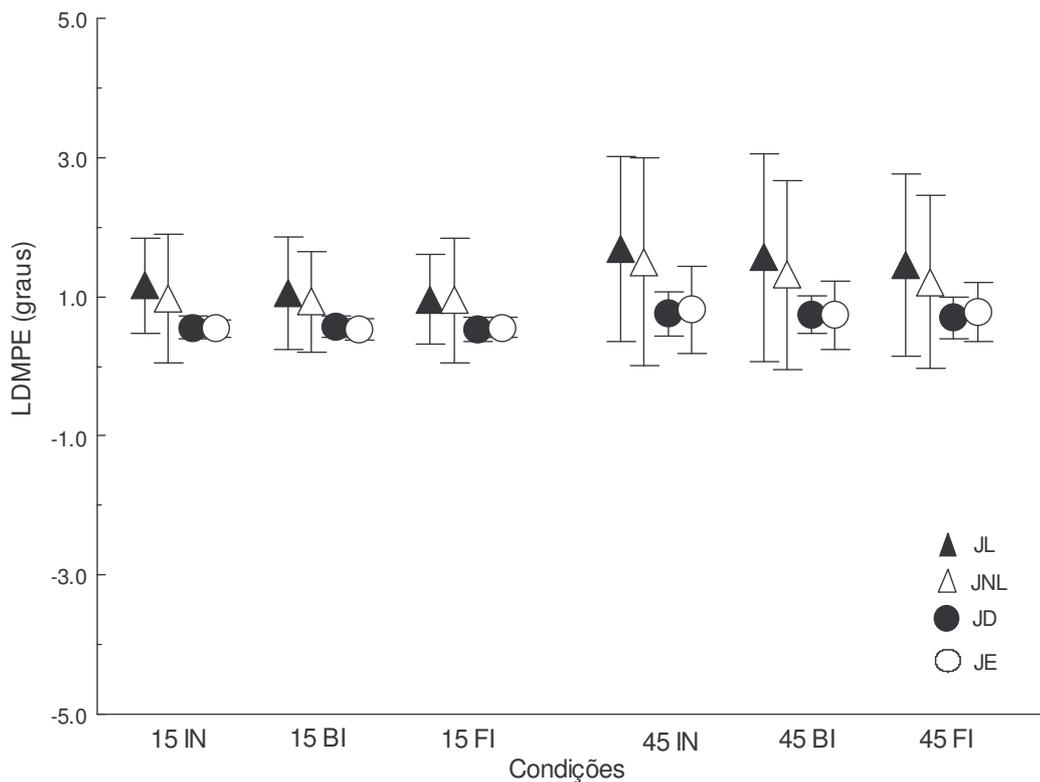


Figura 3.4. Médias e desvios padrão do limiar para detecção de movimento passivo para extensão (LDMPE), nas posições pré-determinadas iniciais de 15 e 45 graus, nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infra-patelar (BI) e com faixa infra-patelar (FI).

3.3.2. Controle Postural

De modo geral, os resultados obtidos revelaram uma maior oscilação corporal em apoio monopodal sobre o membro com lesão do LCA do que em todas as outras condições. Para o GC não foi verificada diferença entre a oscilação corporal quando em apoio monopodal direito ou esquerdo. No GL os resultados indicam que há uma diminuição da oscilação corporal em todas

as condições em que há inclusão de informação sensorial adicional, enquanto que, no GC está diminuição só ocorre na condição sensorial de TS.

3.3.2.1. Área de Deslocamento

Os resultados indicaram que a área de deslocamento do CP é maior no GL do que no GC. Ainda que, no GC os resultados são similares entre o apoio em JD e JE. No entanto, no GL a área de deslocamento do CP é maior no apoio no JL do que no JNL e, que o JNL apresenta valores maiores aos observados para o apoio em JD e JE do GC. Além disto, os resultados apontaram que a área de deslocamento do CP no GL é reduzida em todas as condições em que há adição de uma informação sensorial adicional, no entanto, no GC esta redução só ocorre na condição de TS. A Figura 3.5 apresenta as médias e desvios padrão da área de deslocamento do CP nas quatro condições experimentais, para os GC e GL.

A ANOVA indicou diferença significativa entre os grupos, $F(1,54)=14,43$, $p<0,01$; entre os apoios, $F(1,54)=18,13$, $p<0,01$; entre as condições, $F(3,52)=92,107$, $p<0,01$; e para as interações: grupo e apoio, $F(1,54)=13,09$, $p<0,01$; grupo e condição, $F(3,52)=6,96$, $p<0,01$; apoio e condição, $F(3,52)=6,76$, $p<0,01$; e grupo, apoio e condição, $F(3,52)=5,19$, $p<0,01$.

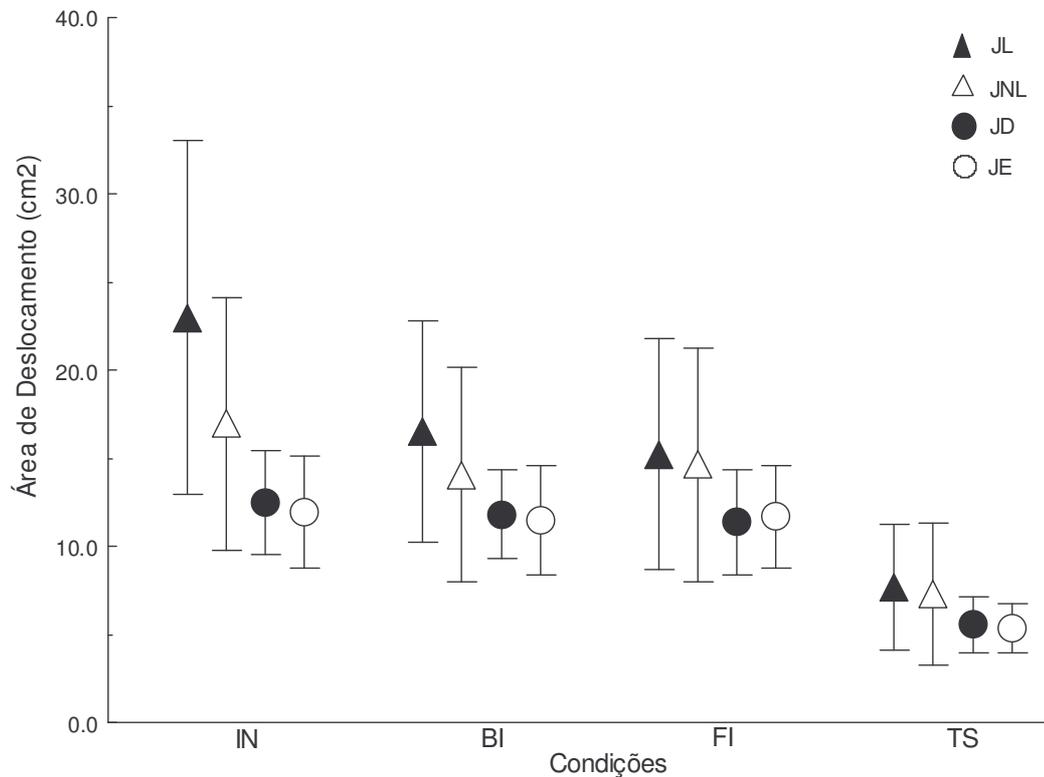


Figura 3.5. Médias e desvios padrão da área de deslocamento do CP, nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).

3.3.2.2. Amplitude Média de Oscilação

Os resultados demonstraram que a amplitude média de oscilação do CP, nas direções AP e ML, é maior no GL do que no GC. Ainda, que no GC os resultados são similares entre o apoio em JD e JE. No entanto, no GL a amplitude média de oscilação do CP é maior no apoio em JL do que em JNL e, que o JNL apresenta valores maiores aos observados para o apoio em JD e JE do GC. Além disto, os resultados apontaram que a amplitude média de oscilação do CP no GL é reduzida em todas as condições em que há adição de uma informação sensorial adicional. Enquanto que, no GC esta redução só

ocorre na condição de TS. A Figura 3.6 apresenta as médias e os desvios padrão da amplitude média de oscilação do CP, para o GC e GL, nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B).

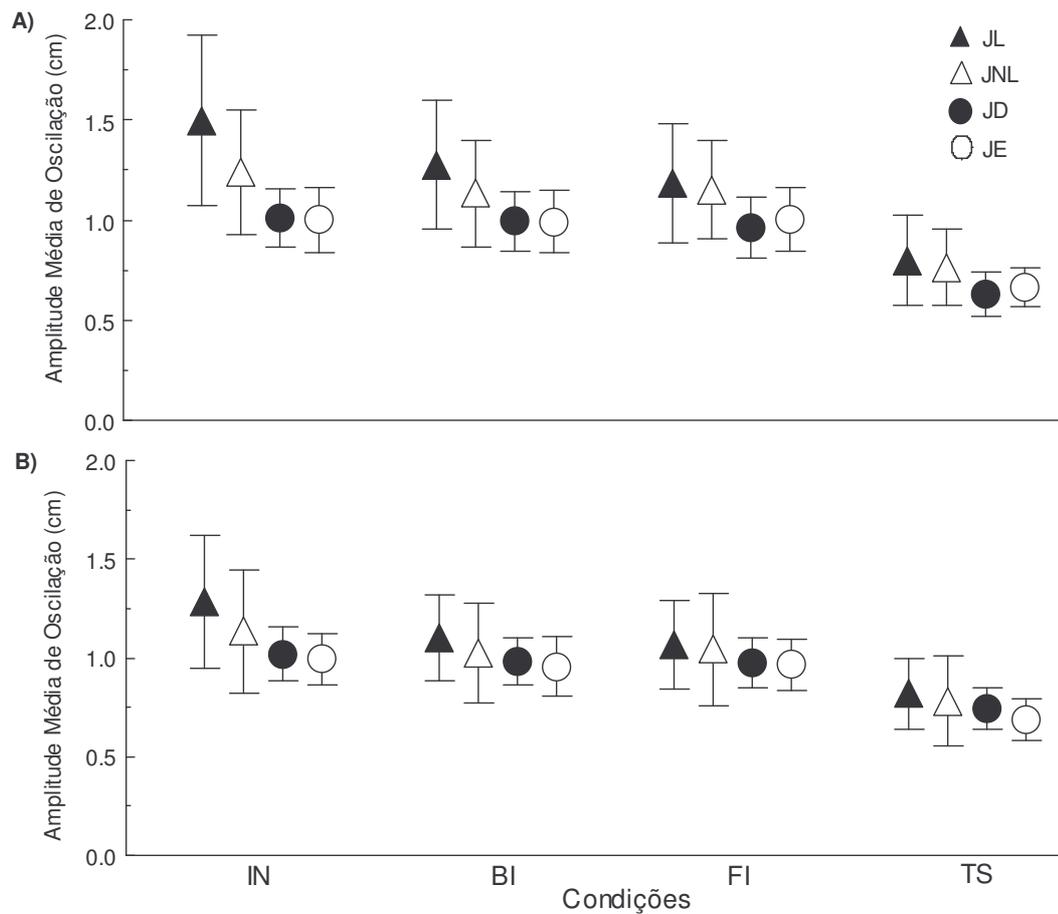


Figura 3.6. Médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).

A MANOVA revelou diferença significativa entre os grupos, Wilks'Lambda=0,726, $F(2,53)=10,00$, $p<0,01$; entre os apoios, Wilks'Lambda=0,781, $F(2,53)=7,41$, $p<0,01$; entre as condições,

Wilks'Lambda=0,095, $F(6,49)=77,68$, $p<0,01$; e para as interações: grupo e apoio, Wilks'Lambda=0,814, $F(2,53)=6,06$, $p<0,01$; grupo e condição, Wilks'Lambda=0,647, $F(6,49)=4,45$, $p<0,01$; apoio e condição, Wilks'Lambda=0,691, $F(6,49)=3,65$, $p<0,01$. No entanto, não indicou diferença significativa para a interação: grupo, apoio e condição, Wilks'Lambda=0,825, $F(6,49)=1,73$, $p>0,05$. Testes univariados revelaram diferenças para a direção AP e ML, para os apoios ($p<0,05$), para as condições ($p<0,05$) e para as interações: grupo e condição ($p<0,05$), apoio e condição ($p<0,05$); porém, para a interação grupo e apoio, indicou diferença apenas na direção AP ($p<0,05$). Testes post-hoc indicaram diferença entre todas as condições sensoriais, para a direção AP e ML.

3.3.2.3. Velocidade Média de Oscilação

Os resultados demonstraram que a velocidade média de oscilação do CP, nas direções ântero-posterior e médio-lateral, é maior no GL do que no GC. No GC os resultados são similares entre o apoio em JD e JE. No entanto, no GL a velocidade média de oscilação do CP é maior no apoio no JL do que no JNL e, que o JNL apresenta valores maiores aos observados para o apoio em JD e JE do GC. Além disto, os resultados apontaram que a velocidade média de oscilação do CP no GL é reduzida em todas as condições em que há adição de uma informação sensorial adicional, no entanto, no GC esta redução só ocorre na condição de TS. A Figura 3.7 apresenta as médias e os desvios padrão da velocidade média de deslocamento do CP nas direções AP e ML, para os GC e GL.

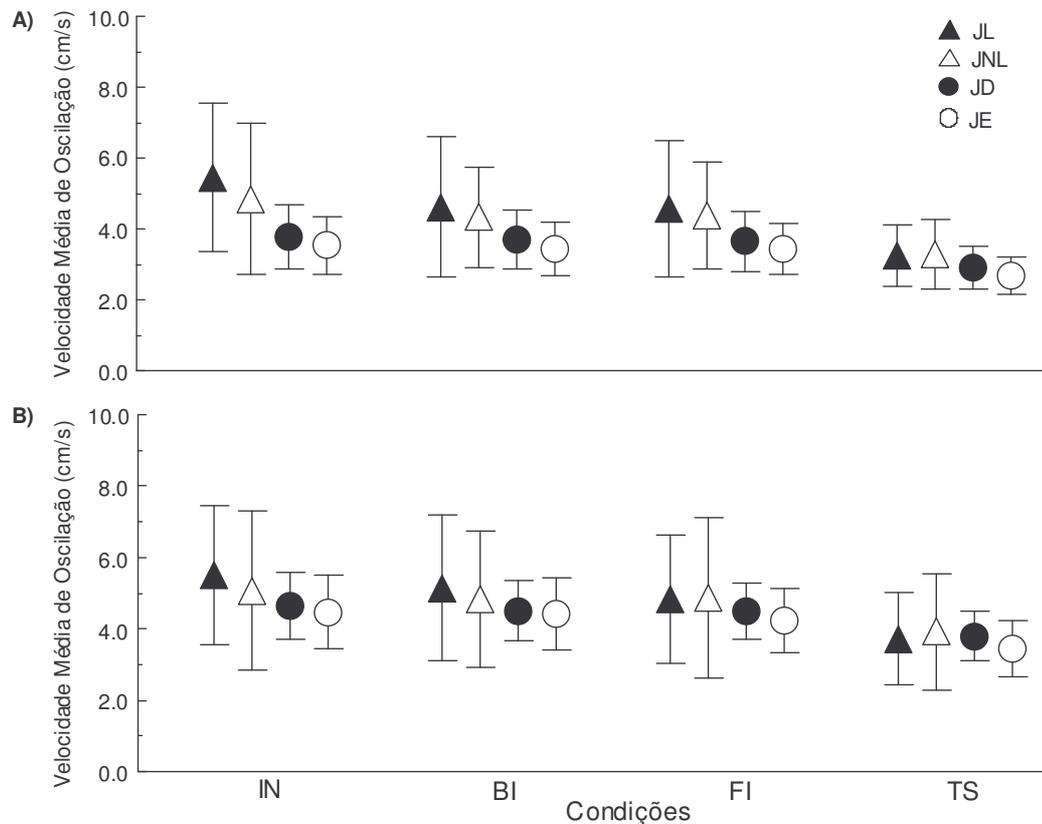


Figura 3.7. Médias e desvios padrão da velocidade média de oscilação nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).

A MANOVA indicou diferença significativa entre os grupos, Wilks' Lambda=0,840, $F(2,53)=5,05$, $p<0,05$; entre os apoios, Wilks' Lambda=0,824, $F(2,53)=5,66$, $p<0,01$; entre as condições, Wilks' Lambda=0,225, $F(6,49)=28,06$, $p<0,01$; e para as interações: grupo e condição, Wilks' Lambda=0,733, $F(6,49)=2,97$, $p<0,05$; e grupo, apoio e condição, Wilks' Lambda=0,689, $F(6,49)=3,67$, $p<0,01$. No entanto, não revelou diferença significativa para as interações: grupo e apoio, Wilks' Lambda=0,988,

$F(2,53)=0,315$, $p>0,05$; e apoio e condição, Wilks' Lambda=0,866, $F(6,49)=1,25$, $p<0,05$. Testes univariados revelaram diferenças para a direção AP e ML, para os apoios ($p<0,01$), para as condições ($p<0,01$) e para as interações: grupo e condição ($p<0,05$), porém, para a interação grupo, apoio e condição, indicou diferença apenas na direção ML ($p<0,05$). Testes post hoc indicaram que a velocidade média de oscilação do CP para a condição de TS foi menor que as demais condições (IN, BI e FI), tanto para a direção ML quanto AP.

3.3.2.4. Frequência Mediana de Oscilação

Por outro lado, os resultados demonstraram que a frequência mediana de oscilação do CP, nas direções ântero-posterior e médio-lateral, não foi diferente entre o GC e o GL. Em ambos os grupos, os resultados são similares entre o apoio em JD e JE e JL e JNL. No entanto, os resultados revelaram que existem diferenças entre as condições sensoriais, em ambas as direções. Especificamente, a frequência mediana de oscilação do CP, em ambos os grupos, é maior na condição de TS do que nas outras condições. A Figura 3.8 apresenta as médias e os desvios padrão da frequência mediana de oscilação do CP, nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), para os GC e GL.

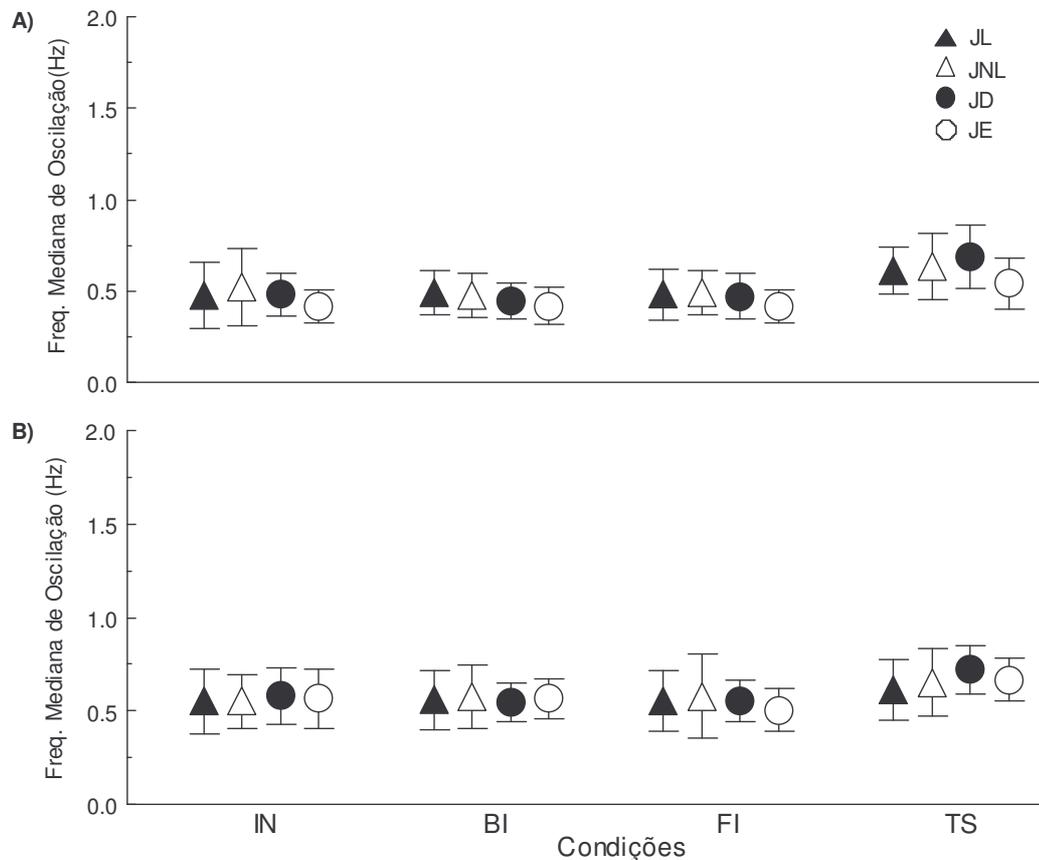


Figura 3.8. Médias e desvios padrão da frequência mediana de oscilação nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).

A MANOVA indicou diferença significativa entre as condições, Wilks' Lambda=0,227, $F(6,49)=27,79$, $p<0,01$; e para as interações: grupo e apoio, Wilks' Lambda=0,841, $F(2,53)=5,02$, $p<0,01$; grupo e condição, Wilks' Lambda=0,732, $F(6,49)=2,99$, $p<0,05$; e grupo, apoio e condição, Wilks' Lambda=0,772, $F(6,49)=2,41$, $p<0,05$. No entanto, não revelou diferença significativa entre os grupos, Wilks' Lambda=0,945, $F(2,53)=1,54$, $p>0,05$; entre

os apoios, Wilks' Lambda=0,927, $F(2,53)=2,09$, $p>0,05$; e para a interação apoio e condição, Wilks' Lambda=0,876, $F(6,49)=1,15$, $p>0,05$. Testes univariados revelaram diferença significativa para a direção AP e ML, para as condições ($p<0,01$); diferença significativa para a direção AP, para a interação grupo e apoio ($p<0,05$) e grupo, apoio e condição ($p<0,05$); e diferença significativa para a direção ML para a interação: grupo e condição ($p<0,05$). Testes post hoc indicaram que a frequência mediana de oscilação do CP para a condição de TS foi maior que nas demais condições (IN, BI e FI), tanto para a direção ML quanto AP. Ainda, nenhuma diferença na frequência mediana de oscilação do CP foi observada entre as outras três condições.

3.4. Discussão

Este estudo investigou o efeito da utilização de informação sensorial adicional no limiar para detecção de movimento passivo e no controle postural de indivíduos com lesão do LCA e de indivíduos com joelhos saudáveis. Primeiramente, os resultados obtidos demonstraram que indivíduos com lesão do LCA apresentam um prejuízo no limiar para detecção de movimento passivo e no controle postural, em condição de informação sensorial normal, ou seja, sem adição de informação sensorial adicional, quando comparados a indivíduos com joelhos saudáveis. É interessante destacar que o prejuízo verificado no joelho lesado é também observado no joelho não lesado de indivíduos do GL. Porém, o desempenho do JNL é diferenciado em relação aos outros joelhos analisados, sendo superior ao do JL e inferior ao JD e JE do grupo controle.

Uma possível explicação para esta diferença de desempenho do JNL em relação aos joelhos do GC é que indivíduos com lesão do LCA, em função do prejuízo evidenciado no membro lesado, sobrecarregam o membro contralateral sadio. Esta sobrecarga pode levar a uma superestimulação e conseqüente fadiga do membro contralateral sadio, diminuindo a performance deste, quando comparado a um grupo controle formado por indivíduos com joelhos sadios. Parece que esta sobrecarga ocorre apesar da redução das atividades da vida diária e do desuso decorrente da lesão do LCA (LEPHART, 1997), fazendo com que o membro contralateral sadio seja mais solicitado que o membro lesado. Outra possível explicação é que os indivíduos que apresentam uma lesão do LCA seriam propensos a uma recidiva de lesão ou a uma nova lesão no membro contralateral, em função de uma redução do feedback sensorial. Deste modo, esta redução de feedback sensorial poderia ser determinante para uma menor performance no membro contralateral sadio.

Além disto, a redução do desempenho observado no membro inferior contralateral sadio pode representar uma tentativa do sistema de controle em manter um relacionamento o mais harmônico possível entre os membros inferiores. Isto pode ocorrer para diminuir a diferença de controle motor entre os membros inferiores, pois não é uma tarefa simples para o sistema coordenar um membro inferior com alta performance e um outro membro inferior com baixa performance. Enfim, em função do prejuízo de desempenho observado no membro contralateral sadio, definitivamente, o mesmo não deve ser utilizado como membro controle em experimentos que investiguem alterações decorrentes da lesão do LCA.

Entretanto, verificou-se que a adição de informação sensorial promoveu melhora tanto no limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho quanto no desempenho durante a manutenção da postura em pé em apoio unipodal em indivíduos com lesão do LCA. Na tarefa de controle postural, diferenças foram observadas quanto ao tipo de informação sensorial disponibilizada, sendo que, a adição de informação sensorial proveniente do toque suave em uma superfície rígida foi mais efetiva do que a utilização de bandagem e de faixa infra-patelar. No caso dos indivíduos sem lesão do LCA, o único efeito observado foi decorrente da manipulação de informação sensorial proveniente do toque suave no desempenho da manutenção da postura em pé.

Na avaliação do limiar para detecção de movimento passivo foi observado que a inclusão de informação sensorial adicional, como a bandagem e a faixa infra-patelar, provoca uma melhora na detecção deste tipo de movimento, em indivíduos com lesão do LCA. Este resultado é similar ao de alguns estudos prévios (por exemplo, BEYNNON et al., 1999; BIRMINGHAM et al., 1998; CALLAGHAN et al., 2002), em que foi observada uma melhora na capacidade proprioceptiva com a utilização de órteses funcionais em indivíduos com diferentes lesões de joelho. Entretanto, no presente estudo, os recursos utilizados apresentavam uma área de cobertura do joelho menor do que a dos estudos citados. Especificamente, a bandagem infra-patelar foi afixada abaixo da patela e apenas na face anterior do joelho, enquanto que, a faixa infra-patelar tinha o mesmo posicionamento e largura da bandagem, no entanto, abrangia a face anterior e posterior do joelho. Apesar desta área reduzida de

estímulo sensorial, foi possível verificar uma diminuição do limiar para detecção de movimento passivo, tanto para flexão quanto para extensão. Sendo que, para a direção de extensão, apenas a faixa infra-patelar foi efetiva para a melhora da detecção de movimento passivo. De qualquer forma, os resultados deste estudo indicam que a adição de informação sensorial pode propiciar melhora na discriminação sensorial na articulação do joelho em indivíduos com lesão do LCA.

Diferentemente, nos indivíduos sem qualquer tipo de lesão nos joelhos, nenhuma diferença foi observada com o acréscimo de informação sensorial, no limiar para detecção de movimento passivo. Uma possível explicação pode ser pelo fato destes participantes não apresentarem déficit proprioceptivo, fato este comprovado ao comparar os valores encontrados neste estudo com os resultados de estudos anteriores (BONFIM & BARELA, 2005; BONFIM, PACCOLA & BARELA, 2003). Parece que neste grupo, a adição de informação sensorial não propicia qualquer alteração, pois por estar intacto o sistema já consegue este tipo de informação por meio das estruturas existentes. Assim, pode ser que a informação sensorial adicional fornecida, ou seja, o contato direto aos receptores cutâneos fornecido pela bandagem e pela faixa infra-patelar, não tenha sido suficientemente robusta para provocar alguma alteração na resposta sensorial. Mais especificamente, não foi eficiente para reduzir o limiar para detecção de movimento passivo. Neste sentido, pode ser que apenas indivíduos com algum déficit proprioceptivo sejam beneficiados com o uso destes recursos, obtendo assim uma melhora da capacidade proprioceptiva. Portanto, em indivíduos em que o sistema está intacto ou sem

qualquer prejuízo sensorial, a adição de um tipo de informação sensorial não parece propiciar algum benefício. Por outro lado, em indivíduos em que o sistema sofreu ou passou por algum dano, resultando em redução das capacidades propioceptivas, como tem sido sugerido no caso de indivíduos com lesão e reconstrução do LCA (BONFIM & BARELA, 2005; BONFIM, PACCOLA & BARELA, 2003) e com síndromes fêmuro-patelares (BEYNNON et al., 1999; BIRMIGHAN et al., 1998; CALLAGHAN et al., 2002; JEROSH & PRYMKA, 1996), esta adição de informação sensorial é crucial para melhora no funcionamento do sistema com relação ao uso de informação sensorial.

Da mesma forma que no caso do limiar para detecção de movimento passivo, indivíduos com lesão do LCA se beneficiaram da adição de informação sensorial, melhorando o desempenho do sistema de controle postural, durante a manutenção da postura ereta. Assim, a disponibilidade do toque suave, da bandagem e da faixa infra-patelar provocou redução da oscilação corporal durante a manutenção da postura ereta. A redução de oscilação corporal decorrente do toque suave já tem sido observada em indivíduos sem comprometimento muscular ou sensorial (Jeka & Lackner, 1994; 1995) e até mesmo em situações de conflito sensorial (Bonfim, Polastri & Barela, 2006). No caso do presente estudo, esta redução também ocorreu em indivíduos que apresentam lesão na articulação do joelho, indicando que da mesma forma que os demais indivíduos, indivíduos com lesão do LCA utilizam o toque suave em uma superfície estacionária para obter uma referência externa e, assim, reduzir a oscilação corporal, similarmente ao observado em indivíduos sem lesão (JEKA & LACKNER, 1994; 1995).

Mais importante, entretanto, no caso de indivíduos com lesão do LCA, é que outras fontes de informação sensorial adicional também propiciam um melhor desempenho do sistema de controle postural. O uso de bandagem e de faixa infra-patelar também propiciou condições para que estes indivíduos apresentassem menor oscilação corporal quando comparado com ao desempenho deles sem o uso de informação sensorial adicional, embora aquém daquela observada com o toque suave. A informação proveniente do toque suave é, sem dúvida, mais robusta do que a proveniente da bandagem e da faixa infra-patelar, entretanto, estas duas fontes de informação sensorial adicional, provavelmente pelo estímulo aos receptores superficiais da pele e pelo aumento da pressão nos receptores locais (PRYMKA, SCHMIDT & JEROSH, 1998), propiciam meios para um melhor desempenho do sistema de controle postural e, conseqüente, redução da oscilação corporal. Deste modo, estes resultados indicam a possibilidade de utilização em situações de reabilitação e até mesmo de readaptação à prática esportiva.

Interessante que as informações sensoriais adicionais, bandagem e faixa infra-patelar, não apresentaram efeito no controle postural de indivíduos com joelhos saudáveis. No caso de indivíduos com joelhos saudáveis, apenas o uso da barra de toque reduziu a oscilação corporal, melhorando o desempenho do sistema de controle postural. No grupo controle, que não apresenta nenhuma restrição sensorial, isto pode dever-se ao fato da barra de toque fornecer uma informação sensorial mais robusta do que a bandagem ou a faixa infra-patelar. 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. Esta

explicação tem sido defendida por alguns autores que sugerem que a informação sensorial adicional, obtida a partir do contato com um objeto externo, fornece um quadro de referência que é utilizado para orientação corporal, através do fornecimento de estimativa de posição e velocidade e, conseqüentemente, possibilita a estabilização da postura (JEKA & LACKNER, 1994, 1995; JEKA et al, 1997).

No entanto, Riley, Stoffregen, Michael & Turvey (1999) sugerem que a tarefa de manter uma determinada postura associado a um nível de força definido em uma superfície estacionária, impõe uma restrição ao sistema de controle postural e, conseqüente, transforma a tarefa com toque suave em uma tarefa diferente daquela sem toque. Assim, para estes autores, a redução da oscilação corporal ocorre em função da tarefa com toque requerer um controle mais refinado da posição corporal. Porém, Krishnamoorthy, Slijper e Latash (2002) observaram que o contato suave com um objeto de referência foi crucial para estabilizar a oscilação corporal, enquanto que, a realização de uma tarefa de estabilizar o dedo numa determinada posição no espaço não provocou qualquer redução de oscilação corporal. Deste modo, sugeriram que o contato com uma superfície estacionária fornece um importante quadro de referência que é utilizado pelo sistema de controle postural para estabilizar a postura ereta.

Este resultado reforça ainda mais a importância da disponibilidade de informação adicional em indivíduos que apresentem algum decréscimo na aquisição de informação sensorial. Nestes casos, qualquer incremento de informação sensorial pode ser útil e ser utilizado pelo sistema. Mais ainda, o

uso desta informação adicional pode ser utilizado nas diversas situações em que informação sensorial é requerida, no presente estudo, tanto no limiar para detecção de movimento passivo quanto em tarefas mais complexas, envolvendo um relacionamento mais intrincado entre informação sensorial e ação motora, como na manutenção da postura ereta.

Em resumo, a utilização da bandagem ou da faixa infra-patelar propiciou melhora na detecção de movimento passivo da articulação do joelho e do desempenho do sistema de controle postural em indivíduos com lesão do LCA. No caso do controle postural, o uso da informação proveniente do toque suave em uma superfície estacionária foi ainda mais relevante para estes indivíduos. Estes resultados são bastante animadores, pois indicam que o fornecimento de fontes adicionais de informação sensorial pode ser decisivo em indivíduos que apresentam algum comprometimento na aquisição de estímulos sensoriais. Neste caso, a adição de estímulos sensoriais pode constituir uma oportunidade única para melhorar o desempenho, pois possibilita um melhor relacionamento entre informação sensorial e ação motora, necessário em qualquer atividade realizada pelo ser humano.

CAPÍTULO 4. MECANISMOS DE FUNCIONAMENTO DO CONTROLE POSTURAL E INFLUÊNCIA DA INFORMAÇÃO SENSORIAL ADICIONAL EM INDIVÍDUOS COM LESÃO DO LCA

Resumo

Os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural e o efeito da utilização de informação sensorial adicional foram investigados em 28 indivíduos com lesão unilateral do LCA e em 28 indivíduos com joelhos saudáveis. Foram utilizadas como ferramentas o comportamento do centro de pressão e a sua decomposição em duas trajetórias, uma dependente de feedback (*Rambling*) e outra sem dependência de feedback (*Trembling*). Cada uma das trajetórias foi quantificada por meio da amplitude média de oscilação e da frequência predominante, nas direções ântero-posterior e médio-lateral. As condições de informação sensorial: informação normal, bandagem infra-patelar, faixa infra-patelar e toque suave. Os resultados indicaram que após a lesão do LCA há uma diminuição da performance do controle postural e que com a utilização de informação sensorial adicional esta alteração é minimizada. Entretanto, apesar do comprometimento da performance, os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural são similares em indivíduos com lesão do LCA quando comparados a indivíduos com joelhos saudáveis.

Palavras-chave: ligamento cruzado anterior, controle postural, informação sensorial adicional, controle motor.

4.1. Introdução

Recentemente, os mecanismos que propiciam mudanças no controle motor têm sido investigados a partir de uma perspectiva de percepção-ação (BARELA, 2000; BARELA, JEKA & CLARK, 1999, 2003). Um dos principais aspectos desta abordagem é que informação sensorial e ação motora, no controle motor, estão intimamente relacionadas e alterações são decorrentes de mudanças neste relacionamento (BARELA, 2000). Indivíduos que sustentam uma lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) podem sofrer mudanças no controle motor, uma vez que, após a lesão geralmente há um prejuízo na aquisição de informações sensoriais, principalmente, em função do comprometimento dos mecanorreceptores presentes no LCA.

Em geral, somente quando o controle postural é prejudicado por alguma desordem motora, como por exemplo, após a lesão do LCA é que o indivíduo percebe a complexidade de controlar ou alcançar uma determinada orientação postural, principalmente, em situações mais desafiadoras, como as que exigem apoio monopodal. Aparentemente, o controle postural pode ser considerado uma tarefa simples, no entanto, a manutenção do equilíbrio em pé é uma tarefa complexa desempenhada pelo sistema de controle postural que integra informações dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial, em conjunto com as propriedades passivas do sistema musculoesquelético (DUARTE & ZATSIORSKY, 2000). Estes sistemas sensoriais atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano (DUARTE & ZATSIORSKY, 2000).

Atualmente, a literatura sugere que o sistema de controle postural utiliza-se de diferentes mecanismos para o seu funcionamento. Em geral, um destes mecanismos é descrito como dependente de *feedback* do sistema para o seu ajuste, enquanto que, um outro mecanismo é descrito como não depende diretamente de *feedback* e é caracterizado como decorrente de ruído inerente ao próprio sistema (DIJKSTRA, 2000). Ainda, o funcionamento destes mecanismos parece ocorrer com um deles determinando um ponto de referência a partir do qual o equilíbrio corporal é mantido e um segundo que mantém o equilíbrio ao redor deste ponto de referência pré-selecionado (COLLINS & DE LUCA, 1993; LESTIENNE & GURFINKEL, 1988; ZATSIORSKY & DUARTE, 1999 & 2000). Embora estes mecanismos de funcionamento do sistema de controle tenham uma descrição similar na literatura, foram nomeados de diferentes maneiras por diferentes autores, por exemplo: conservativo e operativo (LESTIENNE & GURFINKEL, 1988), circuito fechado e circuito aberto (COLLINS & DE LUCA, 1993), trajetórias *Rambling* e *Trembling* (ZATSIORSKY & DUARTE, 1999, 2000). Neste estudo, será adotado como referência, a nomenclatura *Rambling* e *Trembling*

Zatsiorsky e Duarte (1999) sugeriram que o controle postural é mantido mais por um ponto de referência em movimento do que por um ponto de referência estacionário. Como forma de analisar esta proposta e investigar os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural, Zatsiorsky e Duarte sugeriram um método de decomposição do centro de pressão (CP) em duas trajetórias, a primeira dependente de *feedback* (*Rambling*) e a segunda não dependente de *feedback* e decorrente de ruído do sistema (*Trembling*)

(ZATSIORSKY & DUARTE, 1999, 2000). A trajetória *Rambling* revela o movimento de um ponto de referência móvel (um ponto atrator), em relação ao qual o equilíbrio do corpo é mantido instantaneamente. Enquanto que, a trajetória *Trembling* reflete a oscilação do corpo em torno da trajetória do ponto de referência. A posição de referência em intervalos discretos de tempo é estimada pelo registro da posição do CP em instantes onde a força de reação horizontal do solo é igual a zero, o então chamado ponto de equilíbrio instantâneo (DUARTE, 2000; ZATSIORSKY & KING, 1998). Deste modo, Zatsiorsky e Duarte (1999) propõem que o ponto de equilíbrio pode ser alterado de um lugar para outro por meio de um ponto atrator. Esta troca de ponto de equilíbrio apresenta uma trajetória que pode variar de uma posição para outra e que depende de *feedback* do próprio sistema para estimar o posicionamento do corpo, ou seja, a trajetória *Rambling*. A partir do momento em que um ponto de equilíbrio é encontrado, o CP então oscila ao redor deste. Este deslocamento do CP ao redor deste ponto de equilíbrio é a trajetória *Trembling*, a qual não depende do *feedback* do sistema (ZATSIORSKY & DUARTE, 1999).

Desta forma, as trajetórias *Rambling* e *Trembling* estariam relacionadas com diferentes mecanismos de funcionamento utilizados pelo sistema de controle postural para a manutenção da postura. A trajetória *Trembling*, com altas frequências de oscilação e atividade estocástica do CP, estaria relacionada com o ruído inerente ao funcionamento do sistema de controle postural, onde o sistema de controle postural não atuaria diretamente. A trajetória *Rambling*, com baixa frequência de oscilação e dependente de *feedback*, estaria relacionada com a dificuldade do sistema de controle postural

em determinar o ponto de referência e assim, identificar e ajustar a posição do seu corpo no espaço.

Adicionalmente, o sistema de controle postural é afetado pela natureza da tarefa, pelas condições ambientais e do indivíduo e pelas informações sensoriais disponíveis. Neste sentido, alguns estudos recentes têm investigado o efeito da informação sensorial adicional no controle postural utilizando a estratégia do toque suave em uma superfície rígida e estacionária (JEKA & LACKNER, 1994; 1995). Nestes estudos, foi verificada uma redução significativa da oscilação corporal comparado com a situação sem toque. Estes estudos desenvolvidos por Jeka e Lackner (1994, 1995) indicam que informação sensorial e ação motora estão intimamente relacionadas na tarefa de manter o corpo em uma determinada posição e que informação sensorial adicional pode ser utilizada de forma contínua, reduzindo a oscilação corporal.

Estes resultados abrem a possibilidade para a utilização destes pressupostos na área de reabilitação, uma vez que, o fornecimento de um estímulo sensorial adicional pode diminuir a oscilação corporal, melhorando o controle motor, por exemplo, de indivíduos que apresentem uma diminuição do controle postural, como aqueles com lesão do LCA. Ainda, parece razoável a investigação da adição de outros tipos de informação sensorial adicional, 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 grande parte das atividades diárias e na prática esportiva. Neste sentido, uma opção de estímulo sensorial adicional mais funcional para indivíduos com lesão do LCA seria a utilização de órteses

funcionais ou bandagens. Alguns estudos indicam que indivíduos com um déficit proprioceptivo são beneficiados com o uso destes recursos, obtendo uma melhora da capacidade proprioceptiva (BEYNNON et al., 1999; BIRMINGHAN et al., 1998; CALLAGHAN et al., 2002; JEROSH & PRYMKA, 1996). No entanto, apesar de parte dos estudos apontarem um efeito positivo das órteses e da bandagem na capacidade proprioceptiva, não há uma relação entre esta melhora de aferência sensorial e determinados comportamentos motores, como por exemplo, o controle postural.

Levando em consideração estes aspectos, surgem alguns questionamentos, como por exemplo: Os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural atuam de maneira similar em indivíduos com lesão do LCA e em indivíduos com joelhos saudáveis? A utilização de informação sensorial adicional pode influenciar os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural? Além disto, como já descrito, o controle postural está prejudicado após a lesão do LCA e a oscilação corporal pode ser reduzida com a utilização de informação sensorial adicional, então, será que estas mudanças podem indicar diferentes ajustes nos mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural? Na tentativa de responder parte destas questões, o objetivo geral deste estudo foi investigar os mecanismos de funcionamento do sistema controle postural, por meio do comportamento do CP e das trajetórias *Rambling* e *Trembling*, em indivíduos com lesão unilateral do LCA e em indivíduos com joelhos saudáveis, assim como, o efeito da utilização de informação sensorial adicional nestes mecanismos.

4.2. Materiais e Métodos

Participaram deste estudo 28 adultos jovens com lesão unilateral do LCA, formando o grupo lesado (GL) e 28 adultos jovens com joelhos saudáveis, sem qualquer comprometimento neurológico, musculoesquelético e/ou do sistema vestibular, formando o grupo controle (GC). Foram excluídos deste grupo os indivíduos que apresentassem qualquer sintoma ou lesão nos membros inferiores, assim como, história prévia de cirurgia nos pés, tornozelos, joelhos e quadris. Este grupo foi pareado por gênero e idade com o GL para posterior comparação. A Tabela 4.1 apresenta as características e os dados antropométricos dos participantes do GL e do GC.

Tabela 4.1. Características e dados antropométricos do GC e do GL

Grupo	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa (Kg)
Controle	22 (± 2)	1,73 ($\pm 0,08$)	72 (± 11)
Lesado	23 (± 4)	1,71 ($\pm 0,08$)	70 (± 10)

Os indivíduos do GL foram selecionados a partir de uma lista de espera para reconstrução do LCA, do Ambulatório de Ortopedia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP – USP). Para padronizar o GL, os indivíduos deveriam ter um diagnóstico de lesão unilateral do LCA, confirmado por exame de Ressonância Magnética realizado no HCFMRP (USP) e ter sustentado a mesma por não mais que três anos. No dia da realização dos experimentos propostos, deveriam apresentar amplitude de movimento de

movimento completa da articulação do joelho, nenhum edema articular e nenhuma dor a deambulação. Foram admitidos, no GL, apenas indivíduos que apresentavam lesão do LCA, sem história de lesão dos ligamentos colaterais e posterior, de fratura, ou déficit neurológico. Os indivíduos com lesões meniscais e lesões condrais não foram excluídos. Foram excluídos deste grupo os indivíduos que apresentassem qualquer sintoma, lesão ou história prévia de cirurgia no joelho contralateral; qualquer problema em ambos os quadris, tornozelos ou pés; e que tinham história de doença neurológica, cardiovascular, metabólica, reumática ou do sistema vestibular.

Dos participantes incluídos no GL, quatorze tinham lesão do LCA no joelho direito e quatorze no joelho esquerdo, sendo o tempo médio de lesão, ou seja, o período da data do trauma até a avaliação de 20 meses (± 10 meses). Destes participantes, 14 tinham lesão meniscal associada, sendo 10 somente lesão de menisco medial e 4 lesão de menisco medial e menisco lateral e 14 tinham lesão isolada de LCA. O valor médio obtido no questionário de avaliação funcional de Lysholm foi de 68 pontos (± 17), de um total máximo de 100 pontos. Características mais detalhadas dos participantes do GL são apresentadas no Apêndice 1.

4.2.1. Procedimentos

A participação dos indivíduos foi condicionada a assinatura de um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 1), aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Biociências da UNESP – Campus Rio Claro (Anexo 2), após os mesmos terem sido informados dos objetivos e procedimentos do

estudo. Cada participante foi avaliado no HCFRMP – USP e realizou um experimento específico para avaliação do controle postural. Durante o experimento, o participante permaneceu vestido com short e camiseta, descalço e sem meias, sendo avaliados ambos os joelhos dos participantes, classificando-os como joelho lesado (JL) e joelho não lesado (JNL) no caso do GL e como joelho direito (JD) e joelho esquerdo (JE) no caso do GC. Para efeito de comparação e análise estatística foi estabelecida uma relação entre JL/JD e JNL/JE. Um único examinador realizou todos os procedimentos, em todos os participantes, desde a seleção, aplicação de questionário e realização dos experimentos. Esta medida foi adotada para garantir o mesmo nível de informação e de orientação a todos os participantes.

4.2.1.1. Avaliação do controle postural

O controle postural foi examinado utilizando uma plataforma de força (AMTI–OR6-7-1000). O participante foi instruído a realizar a situação experimental de apoio monopodal direito (D) e apoio monopodal esquerdo (E), permanecendo o mais estático possível 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 (TROPP, ODENRICK & GILLQUIST, 1985). Nesta tarefa houve a inclusão de três diferentes tipos de informação sensorial adicional (bandagem infra-patelar, faixa infra-patelar e toque suave). Deste modo, a tarefa foi realizada em quatro condições sensoriais, sendo elas: 1) condição de informação normal (IN), ou seja, a tarefa

de apoio monopodal foi realizada com os olhos fechados e sem a inclusão de informação sensorial adicional; 2) condição de bandagem infra-patelar (BI), onde foi afixada à pele do participante uma tira de esparadrapo impermeável (Cremer®), com uma largura de 2,5 cm, logo abaixo da patela e com comprimento abrangendo a região anterior do joelho, com fixação realizada da face medial para a face lateral do joelho (Figura 4.1-A); e 3) condição de faixa infra-patelar (FI), onde a tarefa foi realizada com a inclusão de uma tira sub-patelar com almofada (Salvapé®) logo abaixo da patela da perna do participante, sendo esta confeccionada em elástico de 2,5 cm de largura, com almofada anterior de micro-espuma e fecho aderente em velcro (Figura 4.1-B); 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 (Figura 4.2).



Figura 4.1. Ilustração da condição sensorial de bandagem infra-patelar (A) e de faixa infra-patelar (B)

A barra de toque foi constituída de uma superfície de contato de metal circular (4 cm de diâmetro), fixada por meio de um sistema de apoio em três transdutores de força (Alfa Instruments – Modelo GL1), suportada por um

tripé com altura regulável. Os transdutores de força forneceram informações sobre as forças (vertical, antero-posterior e médio-lateral) aplicadas a barra de toque, amplificada (300 vezes), por meio de um condicionador de sinais (EMGSystem do Brasil) e transformado por uma placa análogo/digital e adquirido utilizando o Software Labview, o 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 Newton (98g), para garantir que a informação fornecida pelo toque fosse essencialmente sensorial e não de natureza mecânica (JEKA & LACKNER, 1994).



Figura 4.2. Ilustração da situação experimental na condição de toque suave

A barra de toque permaneceu posicionada a frente e ao lado direito do participante a uma distância confortável para o toque da ponta do dedo indicador direito do participante no centro da superfície de metal, mantendo o cotovelo em aproximadamente 165° . A altura da barra de toque foi ajustada ao nível da articulação do quadril do participante, aproximadamente

na altura do trocanter maior (Figura 4.2). Nesta situação, o participante foi instruído a tocar a barra com a ponta do dedo indicador de maneira suave, sendo que, tentativas em que a força aplicada sobre a barra exceder 1 Newton foram descartadas.

A plataforma de força forneceu informações sobre as forças e os momentos dos eixos vertical e horizontal, a partir dos quais foi calculado o centro de pressão (CP) nas direções ântero-posterior e médio-lateral. Os sinais da plataforma de força e da barra de toque foram adquiridos sincronizadamente 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 24 tentativas. O registro para cada tentativa ocorreu em um tempo de 30 segundos.

Tratamento e Análise dos Dados: Os dados provenientes da plataforma de força foram analisados através de uma função escrita especificamente para este fim, na linguagem MATLAB (Versão 5.3), a qual processava os dados referentes as forças exercidas sobre a plataforma: F_x (força exercida sobre a plataforma na direção ântero-posterior), a F_y (força exercida na direção médio-lateral) e a F_z (força exercida na direção vertical), assim como, os momentos para as mesmas direções. Primeiramente, estes dados foram filtrados por meio de um filtro digital Butterworth passa baixa de 4ª. ordem, com frequência de corte de 5Hz. A partir disto, foi obtido o centro de pressão (CP) nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), por meio de cálculos que utilizam os valores das forças e momentos verticais e horizontais gerados sobre a plataforma.

Para a decomposição do CP nas trajetórias *Rambling* e *Trembling*, as forças aplicadas sobre a plataforma de força foram analisadas por meio da adaptação de uma função original escrita em linguagem MATLAB (iep.m)¹, de acordo com Zatsiorsky e Duarte (1999, 2000). Neste arquivo, primeiramente, são determinados os instantes onde as forças horizontais aplicadas sobre a plataforma são iguais a zero. Este instante onde a força é igual a zero corresponde ao ponto de equilíbrio instantâneo (PEI) (ZATSIORSKY & DUARTE, 1999). Em seguida, foram definidos os instantes de ocorrência destes pontos de equilíbrio na trajetória do CP. Então, a seqüência de pontos de equilíbrio na trajetória do CP foi interpolada por meio de uma função cúbica. Esta interpolação dos pontos de equilíbrio instantâneo, ou seja, a ligação de um PEI até o PEI seguinte determina a trajetória *Rambling*. Tendo sido obtida a trajetória *Rambling*, a trajetória *Trembling* foi determinada por meio da subtração de cada valor da trajetória do CP em um determinado instante pelo valor correspondente ao mesmo instante da trajetória *Rambling*. Desta forma, a trajetória *Trembling* representa as variações que acontecem ao redor da trajetória *Rambling*. Estes procedimentos de decomposição do CP em duas trajetórias foram realizados separadamente para as direções AP e ML.

Após a decomposição das duas trajetórias do CP, duas variáveis dependentes foram calculadas para o CP e para as duas trajetórias (*Rambling* e *Trembling*): amplitude média de oscilação e freqüência predominante de oscilação, para as direções AP e ML. Para a determinação 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

¹ iep.m é uma função escrita em linguagem MATLAB (Math Works) por Marcos Duarte

valores e, então, o desvio padrão para estes valores foi calculado, obtendo um valor que corresponde à variância dos valores referentes à oscilação corporal. Para determinar a frequência predominante de oscilação, foram realizadas análises com base no espectro de potência dos sinais, utilizando a função PSD do Matlab. 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 predominante corresponde ao valor máximo da força do espectro. As médias das três tentativas de cada condição, para cada variável, foram calculadas e utilizadas como variáveis dependentes no tratamento estatístico.

Análise Estatística: Foram realizadas seis MANOVAs para investigar o relacionamento entre os grupos, os diferentes estímulos sensoriais e as possíveis diferenças dos mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural. Especificamente, foram realizadas duas MANOVAs para o CP, duas para a trajetória *Rambling* e duas para a trajetória *Trembling*, tendo como fatores os 2 grupos, os 2 apoios e as 4 condições sensoriais (IN, BI, FI e TS), sendo estes dois últimos fatores tratados como medidas repetidas. Para estas MANOVAs as variáveis dependentes foram a amplitude média de oscilação e a frequência predominante de oscilação, nas direções AP e ML. 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 para identificar possíveis diferenças entre as condições sensoriais. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o programa SPSS (SPSS para Windows - Versão 10.0 - SPSS, Inc).

4.3. Resultados

De modo geral, os resultados obtidos indicaram que os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural, investigados por meio do comportamento do CP e das trajetórias *Rambling* e *Trembling*, apresentam características distintas, porém com funcionamento similar entre o GL e o GC. Especificamente, os resultados revelaram uma maior oscilação corporal em apoio monopodal sobre o membro com lesão do LCA do que em todos os outros apoios, para o CP e para as trajetórias *Rambling* e *Trembling*. Ainda, para o GC não foi verificada diferença entre a oscilação corporal quando em apoio monopodal direito ou esquerdo. Além disto, no GL os resultados indicam que há uma diminuição da oscilação corporal em todas as condições em que há inclusão de informação sensorial adicional, enquanto que, no GC esta diminuição só ocorre na condição sensorial de TS. Por outro lado, a frequência predominante de oscilação do CP, e das trajetórias *Rambling* e *Trembling* não foram diferentes entre o grupo lesado e controle. Porém, na condição de toque suave houve um aumento na frequência predominante para o CP em ambas as direções e para a trajetória *Rambling*, apenas na direção AP. Ainda, para a trajetória *Trembling* na condição de TS, houve uma diminuição da frequência predominante de oscilação, em ambas as direções. A seguir são apresentados os resultados separadamente para cada ferramenta utilizada para investigar os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural.

4.3.1. Comportamento do Centro de Pressão

Especificamente, os resultados demonstraram que a amplitude média de oscilação do CP, nas direções AP e ML, é maior no GL do que no GC. No GC os resultados são similares entre o apoio em JD e JE. No entanto, no GL a amplitude média de oscilação do CP é maior no apoio em JL do que em JNL e, que o JNL apresenta valores maiores aos observados para o apoio em JD e JE do GC. Além disto, os resultados apontaram que a amplitude média de oscilação do CP no GL é reduzida em todas as condições em que há adição de uma informação sensorial adicional, no entanto, no GC esta redução só ocorre na condição de TS. A Figura 4.3 apresenta as médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação do CP, para o GC e GL, nas direções AP (A) e ML (B).

A MANOVA revelou diferença significativa entre os grupos, Wilks'Lambda=0,726, $F(2,53)=10,00$, $p<0,01$; entre os apoios, Wilks'Lambda=0,781, $F(2,53)=7,41$, $p<0,01$; entre as condições, Wilks'Lambda=0,095, $F(6,49)=77,68$, $p<0,01$; e para as interações: grupo e apoio, Wilks'Lambda=0,814, $F(2,53)=6,06$, $p<0,01$; grupo e condição, Wilks'Lambda=0,647, $F(6,49)=4,45$, $p<0,01$; apoio e condição, Wilks'Lambda=0,691, $F(6,49)=3,65$, $p<0,01$. No entanto, não indicou diferença significativa para a interação entre grupo, apoio e condição, Wilks'Lambda=0,825, $F(6,49)=1,73$, $p>0,05$. Testes univariados revelaram diferenças para a direção AP e ML, para os apoios ($p<0,05$), para as condições ($p<0,05$) e para as interações: grupo e condição ($p<0,05$), apoio e condição ($p<0,05$); porém, para a interação grupo e apoio, indicou diferença apenas na

direção AP ($p < 0,05$). Testes post-hoc indicaram diferença entre todas as condições sensoriais, para a direção AP e ML .

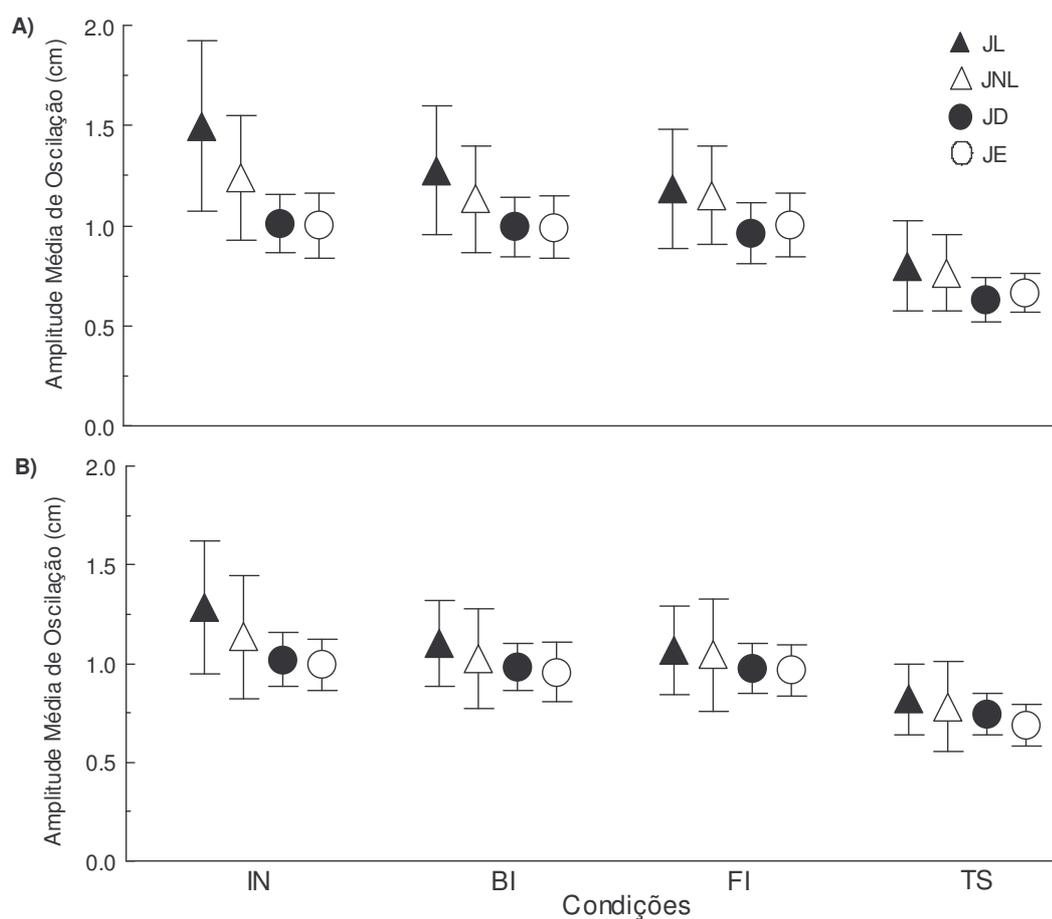


Figura 4.3. Médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação do CP nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).

Por outro lado, os resultados demonstraram que a frequência predominante de oscilação do CP, nas direções AP e ML, não foi diferente entre o GC e o GL. Em ambos os grupos, os resultados são similares entre o apoio em JD e JE e JL e JNL. No entanto, os resultados revelaram que existem

diferenças entre as condições sensoriais, em ambas as direções. Especificamente, a frequência predominante de oscilação do CP, em ambos os grupos, é maior na condição de TS do que nas outras condições. A Figura 4.4 apresenta as médias e desvios padrão da frequência predominante de oscilação do CP, nas direções AP (A) e ML (B), para os GC e GL.

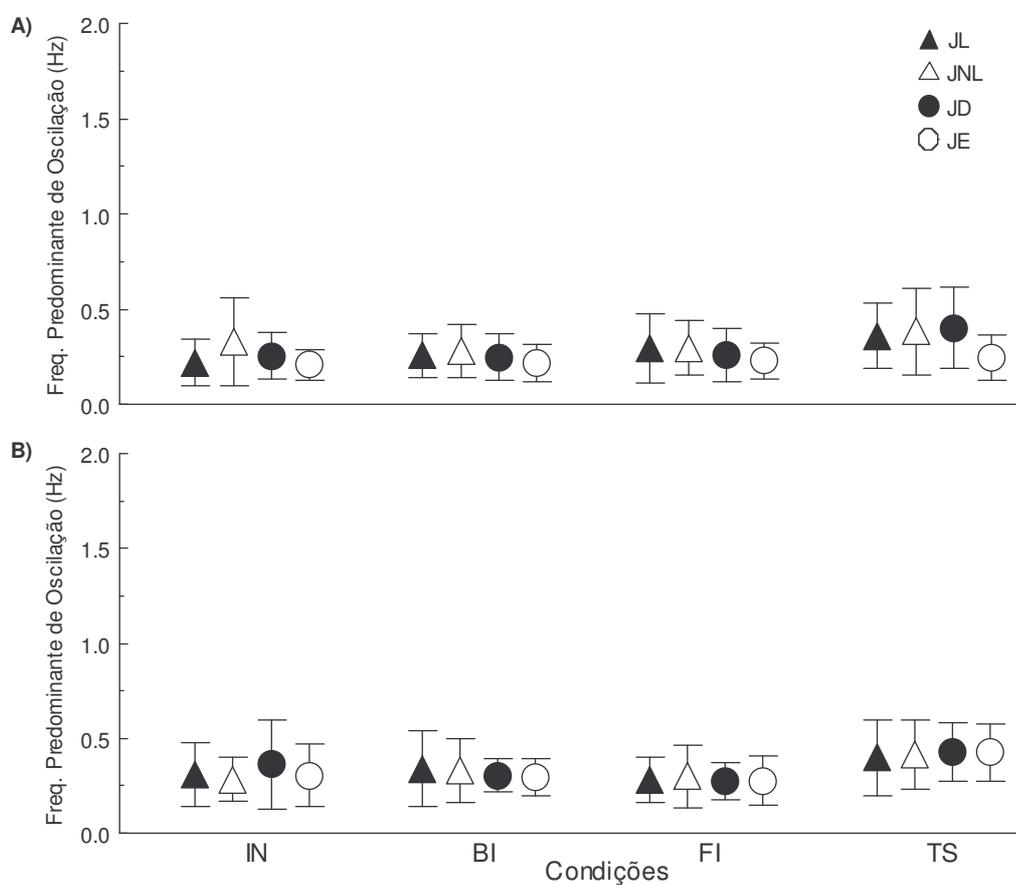


Figura 4.4. Médias e desvios padrão da frequência predominante de oscilação do CP nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).

A MANOVA indicou diferença significativa entre as condições, Wilks'Lambda=0,414, $F(6,49)=11,56$, $p<0,01$; e para as interações: grupo e apoio, Wilks'Lambda=0,847, $F(2,53)=4,77$, $p<0,01$; e apoio e condição, Wilks'Lambda=0,787, $F(6,49)=2,21$, $p<0,05$. No entanto, não revelou diferença significativa entre os grupos, Wilks'Lambda=0,918, $F(2,53)=2,35$, $p>0,05$; entre os apoios, Wilks'Lambda=0,983, $F(2,53)=0,44$, $p>0,05$; e para as interações: grupo e condição, Wilks'Lambda=0,908, $F(6,49)=0,827$, $p>0,05$; e grupo, apoio e condição, Wilks'Lambda=0,899, $F(6,49)=0,916$, $p>0,05$. Testes univariados revelaram diferença significativa para a direção AP e ML, para as condições ($p<0,01$); e diferença significativa para a direção AP, para as interações: grupo e apoio ($p<0,05$) e apoio e condição ($p<0,05$). Testes post hoc indicaram que a frequência predominante de oscilação do CP para a condição de TS foi maior que nas demais condições (IN, BI e FI), tanto para a direção ML quanto AP. Ainda, nenhuma diferença na frequência predominante de oscilação do CP foi observada entre as outras três condições.

4.3.2. Comportamento da trajetória *Rambling*

Assim como no CP, os resultados demonstraram que a amplitude média de oscilação da trajetória *Rambling*, nas direções AP e ML, é maior no GL do que no GC. No GC os resultados são similares entre o apoio em JD e JE. No GL a amplitude média de oscilação da trajetória *Rambling* é maior no apoio em JL do que em JNL e, que o JNL apresenta valores maiores aos observados para o apoio em JD e JE do GC. Além disto, os resultados apontaram que a amplitude média de oscilação da trajetória *Rambling* no GL é

reduzida em todas as condições em que há adição de uma informação sensorial adicional, no entanto, no GC esta redução só ocorre na condição de TS. A Figura 4.5 apresenta as médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação da trajetória *Rambling*, para o GC e GL, nas direções AP (A) e ML (B).

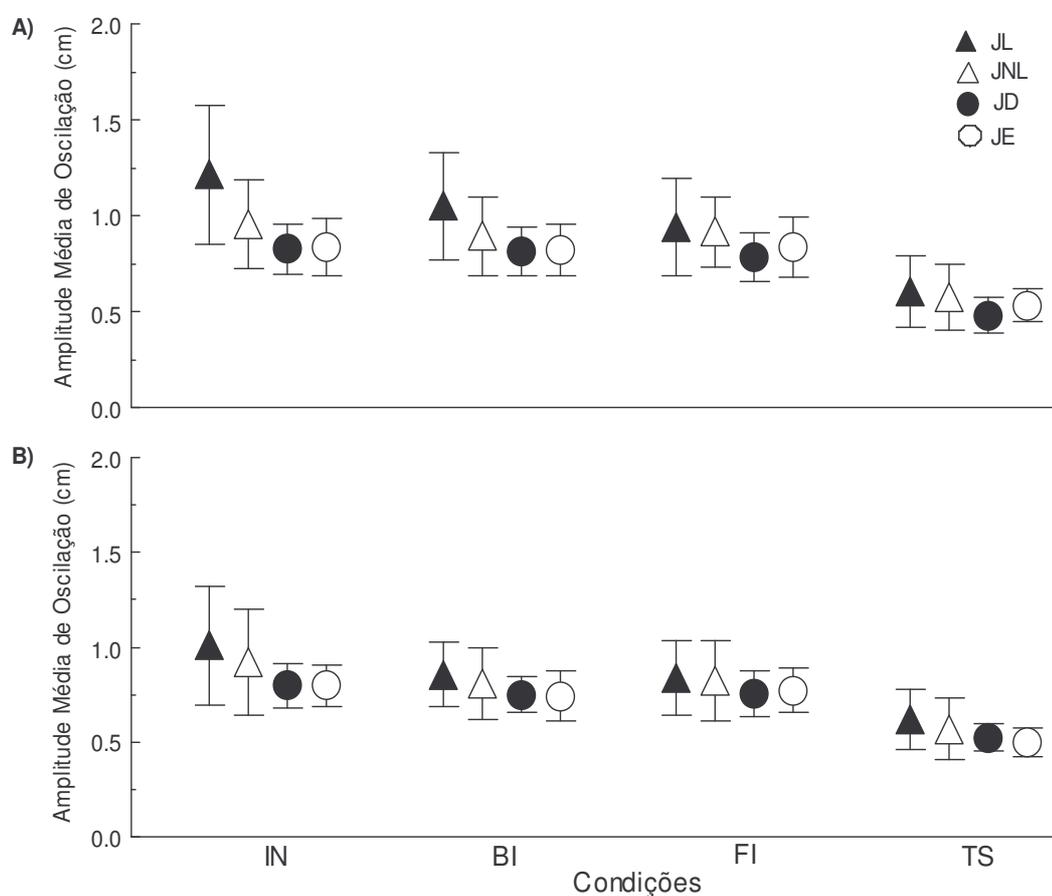


Figura 4.5. Médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação da trajetória *Rambling* nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infra-patelar (BI), com faixa infra-patelar (FI) e com toque suave na barra de toque (TS).

A MANOVA revelou diferença significativa entre os grupos, Wilks'Lambda=0,764, $F(2,53)=8,19$, $p<0,01$; entre os apoios, Wilks'Lambda=0,892, $F(2,53)=3,21$, $p<0,05$; entre as condições, Wilks'Lambda=0,100, $F(6,49)=73,79$, $p<0,01$; e para as interações: grupo e apoio, Wilks'Lambda=0,784, $F(2,53)=7,29$, $p<0,01$; grupo e condição, Wilks'Lambda=0,709, $F(6,49)=3,35$, $p<0,01$; apoio e condição, Wilks'Lambda=0,749, $F(6,49)=2,73$, $p<0,05$. No entanto, não indicou diferença significativa para a interação: grupo, apoio e condição, Wilks'Lambda=0,870, $F(6,49)=1,22$, $p>0,05$. Testes univariados revelaram diferença significativa para a direção AP e ML, para as condições ($p<0,05$); para a interação grupo e condição ($p<0,05$). E diferença significativa apenas para a direção AP para: os apoios ($p<0,05$), e para as interações: grupo e apoio ($p<0,05$); e apoio e condição ($p<0,05$). Post-hoc tests indicaram diferença entre a condição sensorial de informação normal e todas as outras condições (BI, FI e TS) para o GL, para a direção AP e ML.

Por outro lado, os resultados demonstraram que a frequência predominante de oscilação da trajetória *Rambling*, nas direções AP e ML, não foi diferente entre o GC e o GL. No entanto, há diferença entre os apoios em JL, JNL, JD e JE e entre as condições sensoriais, na direção AP. Especificamente, a frequência predominante de oscilação trajetória *Rambling*, em ambos os grupos, é maior na condição de TS do que nas outras condições. A Figura 4.6 apresenta as médias e desvios padrão da frequência predominante de oscilação trajetória *Rambling*, nas direções AP (A) e ML (B), para os GC e GL.

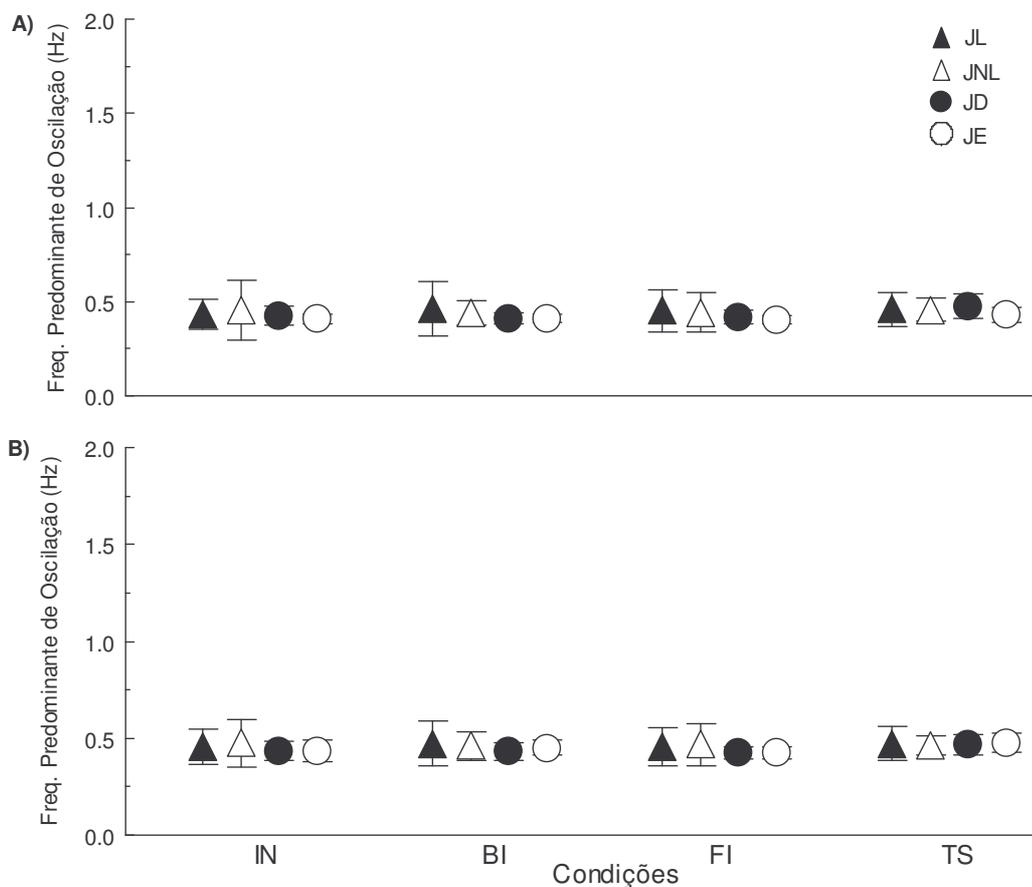


Figura 4.6. Médias e desvios padrão da frequência predominante de oscilação trajetória *Rambling*, nas direções AP (A) e ML (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).

A MANOVA indicou diferença significativa entre os apoios, Wilks'Lambda=0,876, $F(2,53)=3,75$, $p<0,05$; e entre as condições, Wilks'Lambda=0,776, $F(6,49)=2,36$, $p<0,05$. No entanto, não revelou diferença significativa entre os grupos, Wilks'Lambda=0,946, $F(2,53)=1,51$, $p>0,05$; e para as interações: grupo e apoio, Wilks'Lambda=0,933, $F(2,53)=1,90$, $p>0,05$; grupo e condição, Wilks'Lambda=0,852, $F(6,49)=1,42$, $p>0,05$; apoio e condição, Wilks'Lambda=0,945, $F(6,49)=0,476$, $p>0,05$; e grupo, apoio e

condição, Wilks'Lambda=0,859, $F(6,49)=1,33$, $p>0,05$. Testes univariados revelaram diferença significativa para a direção AP e ML, para as condições ($p<0,01$); e diferença significativa para a direção AP, para os apoios ($p<0,05$). Testes post hoc indicaram que a frequência predominante de oscilação da trajetória *Rambling* para a condição de TS foi maior que nas demais condições (IN, BI e FI), apenas na direção AP. Ainda, nenhuma diferença na frequência predominante de oscilação foi observada entre as outras três condições.

4.3.3. Comportamento da trajetória *Trembling*

Assim como na trajetória do CP e na trajetória *Rambling*, os resultados demonstraram que a amplitude média de oscilação da trajetória *Trembling*, nas direções AP e ML, é maior no GL do que no GC. Porém, este comportamento apresenta uma magnitude menor que o das trajetórias do CP e *Rambling*. No GC os resultados são similares entre o apoio em JD e JE. Entretanto, no GL a amplitude média de oscilação da trajetória *Trembling* é maior no apoio em JL do que em JNL e, que o JNL apresenta valores maiores aos observados para o apoio em JD e JE do GC. Além disto, os resultados apontaram que a amplitude média de oscilação da trajetória *Trembling* no GL é reduzida em todas as condições em que há adição de uma informação sensorial adicional, porém, no GC esta redução só ocorre na condição de TS. A Figura 4.7 apresenta as médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação da trajetória *Trembling*, para o GC e GL, nas direções AP (A) e ML (B).

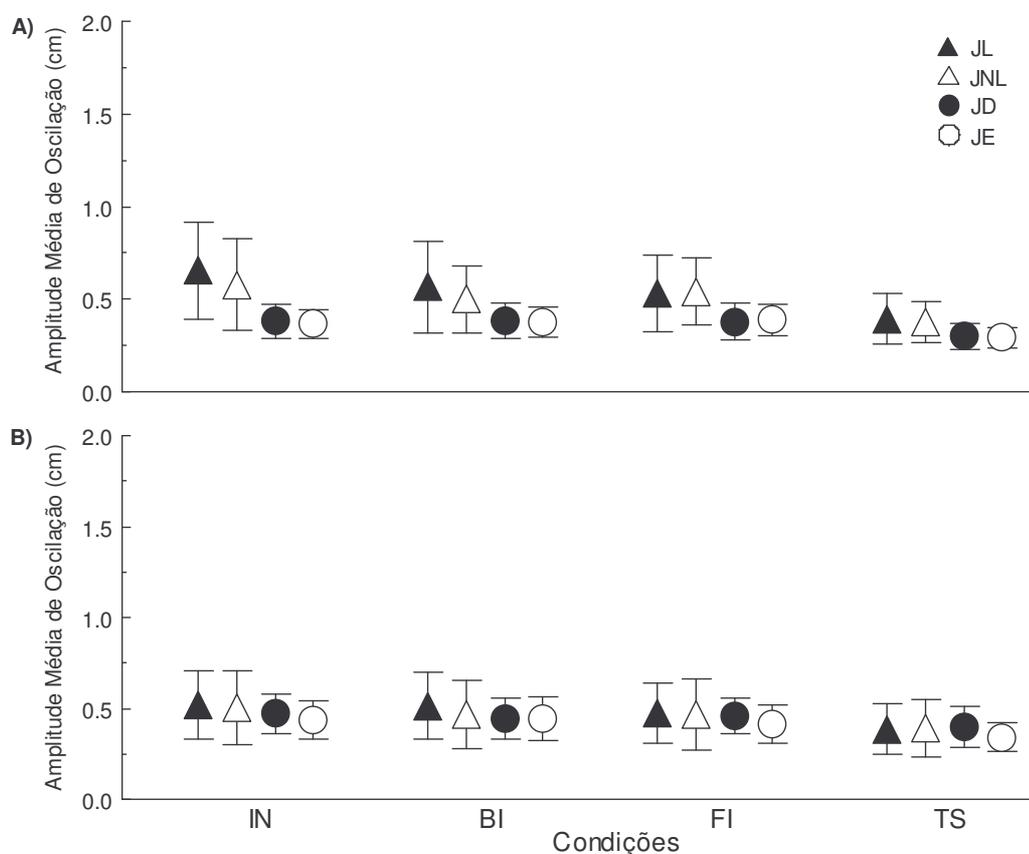


Figura 4.7. Médias e desvios padrão da amplitude média de oscilação da trajetória *Trembling* nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do GL e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do GC, nas condições de informação sensorial normal (IN), com bandagem infra-patelar (BI), com faixa infra-patelar (FI) e com toque suave na barra de toque (TS).

A MANOVA revelou diferença significativa entre os grupos, Wilks'Lambda=0,699, $F(2,53)=11,42$, $p<0,01$; entre os apoios, Wilks'Lambda=0,781, $F(2,53)=7,42$, $p<0,01$; entre as condições, Wilks'Lambda=0,245, $F(6,49)=25,11$, $p<0,01$; e para a interação grupo e condição, Wilks'Lambda=0,718, $F(6,49)=3,20$, $p<0,05$. No entanto, não indicou diferença significativa para as interações: grupo e apoio, Wilks'Lambda=0,956,

$F(2,53)=1,22$, $p>0,05$; apoio e condição, Wilks'Lambda=0,826, $F(6,49)=1,72$, $p>0,05$; e grupo, apoio e condição, Wilks'Lambda=0,797, $F(6,49)=2,08$, $p>0,05$. Testes univariados revelaram estas diferenças tanto para a direção AP quanto para a direção ML. Testes univariados revelaram diferença significativa para a direção AP e ML, para as condições ($p<0,05$); diferença significativa para a direção AP, para a interação: grupo e condição ($p<0,05$); e diferença significativa para a direção ML, para os apoios ($p<0,05$). Post-hoc tests indicaram diferença entre a condição de informação sensorial normal e todas as outras condições sensoriais (BI, FI e TS) para o GL, para as direções AP e ML.

Por outro lado, os resultados demonstraram que a frequência predominante de oscilação da trajetória *Trembling*, nas direções AP e ML, não foi diferente entre o GC e o GL. Em ambos os grupos, os resultados são similares entre o apoio em JD e JE e JL e JNL. No entanto, os resultados revelaram que existem diferenças entre as condições sensoriais, em ambas as direções. Especificamente, a frequência predominante de oscilação da trajetória *Trembling*, em ambos os grupos, é maior na direção AP e menor na direção ML, na condição de TS. A Figura 4.8 apresenta as médias e desvios padrão da frequência predominante de oscilação da trajetória *Trembling*, nas direções AP (A) e ML (B), para os GC e GL.

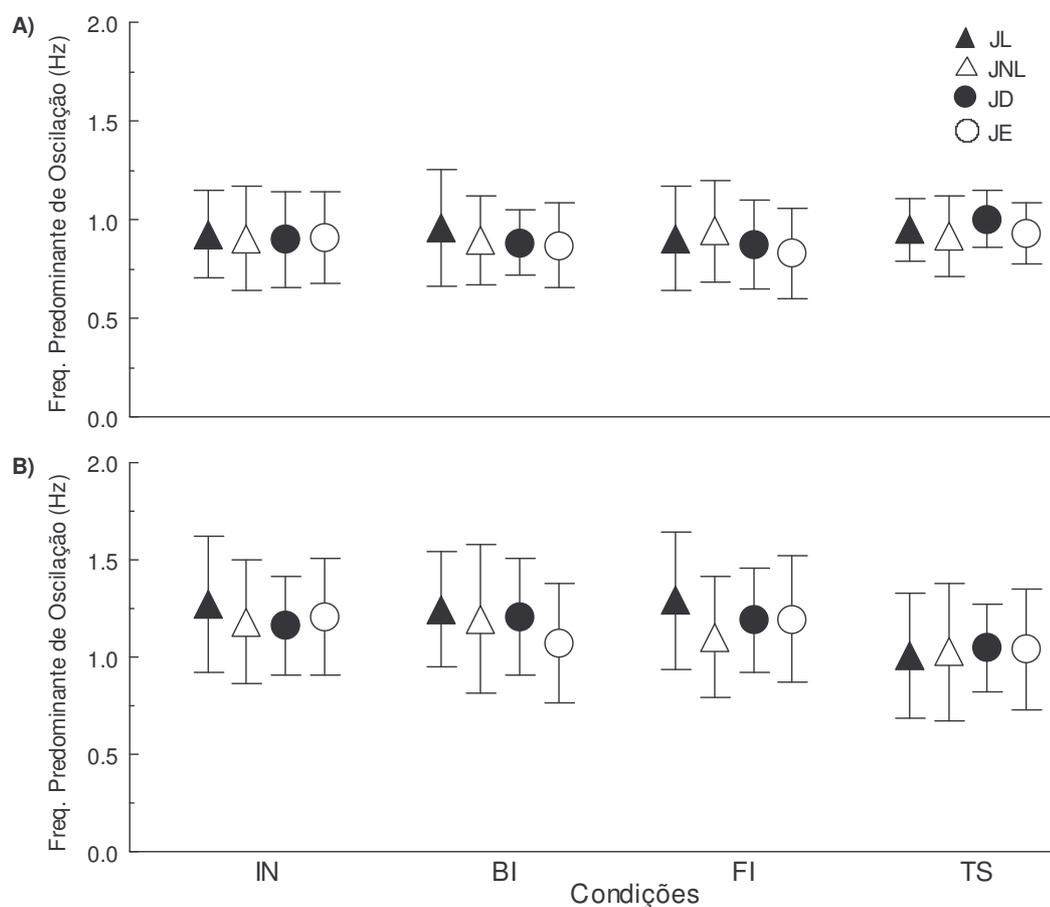


Figura 4.8. Médias e desvios padrão da freqüência predominante de oscilação do *Trembling* nas direções ântero-posterior (A) e médio-lateral (B), nos joelhos lesado (JL) e não-lesado (JNL) do grupo lesado e joelhos direito (JD) e esquerdo (JE) do grupo controle, nas condições de informação sensorial normal (IN), bandagem infra-patelar (BI), faixa infra-patelar (FI) e toque suave na barra de toque (TS).

A MANOVA indicou diferença significativa entre as condições, Wilks'Lambda=0,450, $F(6,49)=9.98$, $p<0,01$. No entanto, não revelou diferença significativa entre os grupos, Wilks'Lambda=0,992, $F(2,53)=0,217$, $p>0,05$; entre os apoios, Wilks'Lambda=0,947, $F(2,53)=1,49$, $p>0,05$; e para as interações: grupo e apoio, Wilks'Lambda=0,986, $F(2,53)=0,381$, $p>0,05$; grupo e condição, Wilks'Lambda=0,869, $F(6,49)=1,23$, $p>0,05$; apoio e condição,

Wilks'Lambda=0,849, $F(6,49)=1,45$, $p>0,05$; e grupo, apoio e condição, Wilks'Lambda=0,823, $F(6,49)=1,76$, $p>0,05$. Testes univariados para as condições revelaram diferença significativa nas direções AP e ML ($p<0,05$). Testes post hoc de Tukey indicaram que a frequência predominante de oscilação da trajetória *Trembling* para a condição de TS foi maior do que nas demais condições (IN, BI e FI), para a direção AP e menor para a direção ML.

4.4. Discussão

O presente estudo investigou os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural e o efeito de diferentes fontes de informação sensorial adicional em indivíduos com lesão do LCA e em indivíduos com joelhos saudáveis, utilizando-se do comportamento do CP e das trajetórias *Rambling* e *Trembling*. A partir dos resultados obtidos neste estudo, verificou-se que os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural são similares em indivíduos com lesão do LCA e em indivíduos com joelhos saudáveis. Entretanto, a performance do controle postural encontra-se comprometida em indivíduos com lesão do LCA quando comparado a indivíduos com joelhos saudáveis. Especificamente, após a lesão do LCA há um maior deslocamento das trajetórias do CP, *Rambling* e *Trembling* na tarefa de apoio monopodal sobre o membro lesado, indicando um prejuízo no desempenho do controle postural. No entanto, a adição de informação sensorial promoveu uma melhora no desempenho do controle postural destes indivíduos. Porém, diferenças foram observadas quanto ao tipo de informação sensorial disponibilizada, sendo que, a informação sensorial proveniente do toque suave foi mais efetiva do que a

utilização de bandagem e de faixa infrapatelar, para o desempenho do controle postural. No caso de indivíduos com joelhos saudáveis, apenas a informação sensorial proveniente do toque suave foi efetiva para a melhora do desempenho do controle postural durante a manutenção da postura em pé.

Embora os efeitos da lesão do LCA e da redução da oscilação corporal frente a adição de informação sensorial tenham sido percebidas na performance do controle postural, os efeitos foram consideravelmente maior para o CP e para a trajetória *Rambling* (dependente de feedback) do que para a trajetória *Trembling* (não dependente de feedback). Este resultado está em concordância com a sugestão original de Zatsiorsky e Duarte (1999, 2000), na qual estes dois mecanismos atuam em regimes diferentes, sendo que, para a atuação do mecanismo *Rambling* é necessário feedback para que ocorram os ajustes necessários e, assim, estimar a posição do corpo no espaço (ZATSIORSKY & DUARTE, 1999). Tal estimativa é importante, segundo Zatsiorsky & Duarte (1999), pelo fato que o sistema de controle postural necessita identificar constantemente uma posição de referência, ou seja, um ponto de equilíbrio e, para que este ponto de equilíbrio seja alcançado é necessária à utilização da comparação entre os parâmetros atuais com os parâmetros que se encontram em um modelo interno de referência. Desta forma, qualquer dificuldade nesta estimativa entre a posição atual e a posição desejada, implica em uma maior oscilação corporal.

De maneira geral, os resultados do presente estudo indicam que indivíduos com lesão do LCA apresentam uma maior dificuldade em estimar a posição do corpo no espaço, uma vez que, apresentaram uma oscilação maior

da trajetória *Rambling*, quando comparados a indivíduos com joelhos saudáveis. Estes resultados sugerem que a lesão do LCA reduz as informações sensoriais, dificultando assim, a estimativa da posição do corpo no espaço, refletindo, desta maneira um *feedback* não tão preciso ao sistema de controle postural. Uma possível explicação para a dificuldade dos indivíduos com lesão do LCA em determinar a posição do corpo no espaço é a redução de informações proprioceptivas, decorrente do comprometimento dos mecanorreceptores presentes no LCA, responsáveis por sinalizar posição e movimento articular (SCHUTTE, DABEZIES & ZIMNY, 1987; BONFIM, PACCOLA & BARELA, 2003). No entanto, é importante destacar que, com a adição de informação sensorial (bandagem infra-patelar, faixa infra-patelar ou toque suave) há uma melhora no desempenho do controle postural, indicando que estas informações são relevantes para o indivíduo com lesão do LCA e que, o mesmo consegue selecioná-la e utilizá-la de maneira favorável. Este efeito favorável da informação sensorial adicional foi percebido por meio da redução do deslocamento das trajetórias investigadas, numa mesma proporção para o CP e para a trajetória *Rambling* e numa escala menor para a trajetória *Trembling*.

Deste modo, parece que o sistema de controle postural se beneficia desta informação adicional fornecida de maneira adequada, tanto no mecanismo que faz uso de *feedback* (*Rambling*) quanto no mecanismo que não recebe a priori esta influência (*Trembling*). Num primeiro momento, poderia se esperar que o mecanismo de funcionamento do sistema de controle postural não dependente de *feedback* (trajetória *Trembling*) não tivesse seu

comportamento alterado em função da adição de informação sensorial, por caracterizar-se prioritariamente como um mecanismo decorrente de ruído do sistema de controle postural. No entanto, parece que em uma situação em que o sistema de controle postural não se encontra completamente ajustado, como em indivíduos com lesão do LCA, o ruído inerente ao sistema também é afetado de alguma maneira. É interessante observar que mesmo em uma situação em que há um prejuízo no envio de informações sensoriais, o sistema de controle postural adapta-se e consegue aproveitar uma informação sensorial adicional disponibilizada e organizá-la juntamente com as demais informações sensoriais, melhorando assim o desempenho do controle postural.

Outro aspecto relevante está relacionado a freqüência de oscilação do sistema de controle postural. Os resultados deste estudo corroboram com as propostas de outros autores (LESTIENE & GURFINKEL, 1988; COLLINS & DE LUCCA, 1993; ZATSIORSKY & DUARTE, 1999), os quais sugeriram que o sistema de controle postural atua em dois regimes, com freqüências diferentes durante a tarefa de manutenção da postura. O mecanismo dependente de *feedback* do sistema, representado neste estudo pela trajetória *Rambling*, apresentou uma freqüência de oscilação menor, ao redor de 0,5 Hz. Esta freqüência é maior que a freqüência de 0,2 Hz citada em outros estudos (LESTIENE & GURFINKEL, 1988; COLLINS & DE LUCCA, 1993; ZATSIORSKY & DUARTE, 1999), no entanto, tal fato justifica-se pela diferença na tarefa realizada. Este estudo utilizou a tarefa de apoio monopodal, enquanto que, os outros estudos utilizaram a tarefa de apoio bipodal, a qual apresenta freqüência de oscilação menor do que a de apoio monopodal. Por

outro lado, o mecanismo não dependente de *feedback*, representado neste estudo pela trajetória *Trembling*, apresentou uma frequência de oscilação ao redor de 1,0 Hz, ou seja, duas vezes maior que a frequência de oscilação da trajetória *Rambling*. Estes valores estão de acordo com as propostas de Collins e DeLuca (1993) e de Zatsiorsky e Duarte (1999) de que o mecanismo de controle de circuito aberto ou não dependente de *feedback* apresenta valores de frequência de oscilação duas a três vezes maiores do que o mecanismo de controle fechado ou dependente de *feedback* do sistema.

No entanto, mesmo que indivíduos com lesão do LCA tenham apresentado um comprometimento da performance do controle postural, identificado neste estudo pelo maior deslocamento das trajetórias do CP, *Rambling* e *Trembling*, não foram identificadas diferenças na frequência de oscilação para estas mesmas trajetórias em função da existência de lesão do LCA. Sendo assim, parece que as alterações no desempenho do controle postural, em indivíduos com lesão do LCA, são decorrentes da quantidade de deslocamento das trajetórias e não da frequência deste deslocamento. Além disto, é interessante destacar que o desempenho do controle postural foi influenciado pela disponibilidade de informação sensorial adicional. As trajetórias do CP e do *Rambling* apresentaram uma redução do deslocamento similar, com diminuição de sua oscilação em todas as condições de informação sensorial adicional (BI, FI e TS). Porém, a trajetória *Trembling* só apresentou redução significativa do deslocamento na situação de TS. Assim, parece que os mecanismos dependentes de *feedback* do sistema são mais susceptíveis à alterações sutis de informação sensorial disponível. No entanto, o mecanismo

não dependente diretamente de *feedback* parece ter seu comportamento alterado somente em condições de informação sensorial adicional mais robusta.

Em resumo, os resultados deste estudo indicam que a performance do controle postural está comprometida após a lesão do LCA. Entretanto, apesar deste comprometimento, os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural apresentam comportamento similar em indivíduos com lesão do LCA quando comparados a indivíduos com joelhos saudáveis. Em indivíduos com lesão do LCA, a diminuição da performance parece ser proveniente da redução de informação sensorial provocada pelo comprometimento dos mecanorreceptores após a lesão do LCA. Em uma situação em que estas informações estão reduzidas e/ou distorcidas há um aumento na dificuldade da tarefa, portanto, ocorre também um aumento do ruído inerente ao sistema neuromuscular, alterando desta forma o desempenho na realização da tarefa.

CAPÍTULO 5. SÍNTESE DOS RESULTADOS, IMPLICAÇÕES E CONCLUSÕES

Nas duas últimas décadas, muitos estudos têm demonstrado diversas implicações decorrentes da lesão do LCA. No entanto, permanecem controvérsias a respeito das reais restrições impostas ao indivíduo após esta lesão específica. Muitas destas controvérsias encontradas na literatura são decorrentes das características heterogêneas individuais e da especificidade da lesão do LCA avaliados, além dos procedimentos metodológicos adotados, que na grande maioria apresentam peculiaridades diversas. Ainda, apesar dos avanços no entendimento das restrições causadas pela lesão do LCA, pouco tem se avançado em relação ao entendimento destas alterações de maneira integrada, abordando o ciclo percepção-ação, ou seja, a informação sensorial e a ação motora. Especificamente, em relação a real restrição sensorial ou a diminuição da informação sensorial disponível, imposta pela lesão do LCA, e a sua implicação nas mais diferentes ações motoras executadas pelo indivíduo

com lesão do LCA. Além disto, grande parte da literatura envolvendo o estudo do LCA tem descrito as alterações perceptíveis após a lesão e a reconstrução do LCA, assim como, proposto os mais diversos tipos de protocolos de reabilitação em fisioterapia para estes indivíduos. Enquanto que, o processo por trás da alteração sensorial e do comportamento motor destes indivíduos, assim como, os meios de intervenção neste processo ainda não foi tão bem explorado.

Deste modo, esta tese procurou avançar no entendimento da alteração sensorial e da alteração motora envolvida na lesão do LCA, buscando relacioná-las ao processo contínuo entre percepção e ação. Especificamente, esta tese investigou o efeito da utilização de informação sensorial adicional na propriocepção e no controle postural de indivíduos com lesão unilateral do LCA e de indivíduos com joelhos saudáveis. Em geral, os resultados dos experimentos conduzidos nesta tese (Capítulos 3 e 4) demonstraram que indivíduos com lesão do LCA apresentam um prejuízo no limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho e um aumento da oscilação corporal em relação a indivíduos com joelhos saudáveis. No entanto, em indivíduos com lesão do LCA, ocorre uma melhora no desempenho sensorial e motor com a adição de informação sensorial adicional, em todas as condições testadas (bandagem infra-patelar, faixa infra-patelar e toque suave). Em indivíduos com joelhos saudáveis esta melhora só ocorre no controle postural na condição de toque suave.

5.1. Restrições impostas pela lesão do Ligamento Cruzado Anterior

A literatura apresenta muitos estudos que descrevem diversas alterações decorrentes da lesão do LCA, envolvendo desde aspectos sensoriais, aspectos musculares específicos e aspectos motores. Na maioria dos estudos, há uma investigação destes aspectos de maneira fragmentada, não possibilitando fazer um relacionamento entre uma possível alteração sensorial e uma alteração motora. Parece claro que estes dois aspectos devam estar interligados, mas a descrição destes dois aspectos em uma mesma população nem sempre é realizada. Nos dois conjuntos de análises apresentados nesta tese, foi possível verificar a ocorrência de alterações sensoriais e motoras apresentadas pelos mesmos indivíduos com lesão do LCA. Em específico, no capítulo 3 é possível verificar este relacionamento entre alteração sensorial e alteração motora em uma mesma população.

De maneira geral, os resultados apresentados nesta tese demonstraram que indivíduos com lesão do LCA apresentam no mínimo uma restrição sensorial, determinada através do aumento do limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho e também uma restrição motora determinada pelo prejuízo no desempenho do controle da postura em uma tarefa que exigia a manutenção do apoio monopodal. Assim, parece que a restrição sensorial, evidenciada pela dificuldade em detectar movimento passivo da articulação do joelho, reduz o desempenho do sistema de controle postural, por meio da alteração da estimativa do posicionamento do corpo e, conseqüentemente, acarreta uma restrição motora, demonstrada aqui pelo aumento da oscilação corporal em apoio monopodal no membro lesado.

Desta maneira, com base nestes resultados, parece evidente o relacionamento estreito entre a informação sensorial e a ação motora e que, com a lesão do LCA que acarreta um prejuízo sensorial, em menor ou maior grau, há um comprometimento do controle motor. Uma possível explicação para esta restrição sensorial presente após a lesão do LCA é o comprometimento dos mecanorreceptores presente no LCA, os quais são responsáveis por sinalizar posição e movimento articular, além de, serem responsáveis pela ativação reflexa da musculatura que cruza a articulação do joelho (JOHANSSON, SJÖLANDER & SOJKA, 1991; SCHUTTE, DABEZIES & ZIMNY, 1987). Por outro lado, a própria redução da função muscular e das atividades funcionais e esportivas pode ser responsável pela redução da informação sensorial disponível e conseqüentemente pelo prejuízo na realização de atividades motoras.

Além disto, é interessante destacar que, os prejuízos observados no desempenho sensorial e motor de indivíduos com lesão do LCA, ocorreram tanto no membro lesado quanto no membro contralateral não lesado. Especificamente, o membro inferior lesado apresenta um desempenho inferior ao membro inferior não lesado e aos membros inferiores direito e esquerdo do grupo controle. Adicionalmente, o membro inferior não lesado também apresenta um prejuízo no desempenho sensorial e motor em relação aos membros inferiores do grupo controle. Uma hipótese para este achado é que apesar da redução das atividades diárias e do desuso da musculatura em função da lesão do LCA, o membro contralateral sadio é sobrecarregado, levando a fadiga do mesmo e conseqüente redução do desempenho quando

comparado a joelhos de um grupo controle. Além disto, com a lesão unilateral do LCA, o sistema de controle motor ajusta-se a esta diferença diminuindo o rendimento do membro inferior contralateral, possibilitando um controle mais harmônico e em fase dos membros inferiores (LEPHART et al., 1997). Enfim, indivíduos com lesão do LCA apresentam uma restrição sensorial e parece haver um relacionamento com a restrição motora presente nesta mesma população.

5.2. O uso do toque suave para atenuar a oscilação corporal

O controle postural em apoio ereto em pé constitui um meio relativamente mais simples para examinar o controle motor, assim como, o relacionamento entre informação sensorial e ação motora. Além disto, manter o equilíbrio do corpo em apoio monopodal caracteriza-se como uma tarefa mais desafiadora, a qual realmente pode sobrecarregar cada membro inferior, em específico, possibilitando desta maneira que as reais diferenças no desempenho do controle postural possam ficar ainda mais evidentes. Em específico, esta é uma tarefa ainda mais desafiadora para indivíduos com lesão unilateral do LCA, uma vez que será necessário utilizar-se prioritariamente de informações somatossensoriais deste membro em questão; pois como já foi explorado em um estudo anterior, em uma tarefa de manutenção da postura em apoio ereto bipodal não há diferença entre um grupo de indivíduos com lesão e reconstrução do LCA em comparação a indivíduos de um grupo controle (BONFIM & BARELA, 2005). Então, se estes indivíduos apresentam um prejuízo no desempenho do controle postural na tarefa de apoio monopodal

ereto, a qual é comumente utilizada na fase de apoio simples da marcha, no correr e em tantos outros gestos praticados por atletas, um dos desafios dos profissionais envolvidos na reabilitação é propiciar meios para que, de alguma maneira, este controle postural possa tornar-se mais adequado. Assim, pela influência de alguns estudos (JEKA & LACKNER, 1994; 1995) que demonstraram que a oscilação corporal em adultos, em uma tarefa em apoio bipodal, é atenuada pelo toque suave em uma superfície, foi levantada a pergunta se indivíduos com lesão do LCA também poderiam se beneficiar da informação sensorial fornecida através do toque suave em uma superfície estacionária, em uma tarefa em apoio monopodal.

Os resultados obtidos demonstram que indivíduos com lesão do LCA e que indivíduos com joelhos saudáveis utilizaram a informação sensorial adicional, fornecida por meio da superfície de contato estacionária, para reduzir a oscilação corporal. A redução da oscilação corporal nesta condição sensorial induziu os dois grupos a apresentarem um comportamento motor similar, no entanto, a redução corporal observada em indivíduos com lesão do LCA foi maior em função dos mesmos apresentarem na condição sem informação sensorial adicional uma oscilação maior. Assim, parece que a restrição sensorial imposta pela lesão do LCA é importante, acarretando deficiência principalmente na estimativa da posição do corpo em relação aos segmentos e em relação ao ambiente. Por outro lado, quando foi disponibilizado o toque suave, que se caracteriza como uma fonte de referência externa do posicionamento relativo do corpo, as diferenças no comportamento motor foram minimizadas, fazendo crer que a informação sensorial fornecida supriu a

restrição sensorial imposta pela lesão, nesta condição específica. Estes resultados estão de acordo com os estudos de Jeka e Lackner (1994; 1995), em que os autores verificaram uma redução ao redor de 60% na oscilação corporal de indivíduos saudáveis em apoio bipodal, com a utilização do toque suave.

Parece que um dos problemas enfrentados por indivíduos com lesão do LCA é a redução da informação sensorial, a qual afeta o controle motor. Deste modo, se há um prejuízo sensorial e motor nestes indivíduos, a disponibilidade de uma informação adicional poderia favorecer um comportamento motor mais apropriado. Com os resultados dos dois estudos apresentados foi possível verificar que o toque suave em uma barra estacionária é uma poderosa fonte de informação sensorial e caracteriza-se como uma referência externa robusta que possibilita ao sistema de controle postural estimar de uma maneira mais adequada a posição do corpo no espaço e, conseqüentemente, reduzir a oscilação corporal. A magnitude da redução da oscilação corporal foi maior na condição de toque suave, do que nas outras condições de informação sensorial adicional investigada, indicando mais uma vez a característica robusta deste tipo de recurso. Outro fato interessante é que indivíduos sem qualquer restrição de informação sensorial aparente somente obtiveram uma redução da oscilação corporal na situação de toque suave, indicando que esta é uma informação sensorial tão forte que pode influenciar o funcionamento do sistema de controle postural, mesmo que o sistema não apresente prejuízo ou déficit sensorial.

5.3. A influência de outras fontes de informação sensorial adicional

A maioria das lesões do LCA ocorre durante a prática esportiva, logo é interessante propiciar a estes indivíduos uma reabilitação o mais precoce possível e com características dinâmicas. No entanto, após a lesão, a reconstrução e o processo de reabilitação da lesão do LCA podem permanecer algumas deficiências, como por exemplo, restrições sensoriais e motoras, como discutido anteriormente. Além disto, foi abordado que uma maneira de possibilitar uma melhora do controle motor, especificamente o controle postural, é a utilização da estratégia do toque suave em uma barra estacionária. Porém, esta estratégia já reconhecida na literatura e confirmada nesta tese em indivíduos com lesão do LCA caracteriza-se como uma situação estática. No caso de indivíduos com lesão do LCA, em sua maioria atletas, seria interessante proporcionar uma melhora no fornecimento de informação sensorial de uma maneira dinâmica. Deste modo, foram investigadas duas condições sensoriais em que foi fornecida informação sensorial adicional, diretamente em contato com a pele, de maneira passiva, sem haver a necessidade de um contato ativo e controlado em uma superfície estacionária.

De maneira animadora, os resultados demonstraram que indivíduos com lesão do LCA se beneficiaram das duas fontes de informação sensorial adicional investigadas, a bandagem infra-patelar e a faixa infra-patelar. A primeira delas, a bandagem infra-patelar é um recurso leve e simples, que em contato com a pele proporciona um estímulo aos receptores cutâneos. Assim, quando ocorre um movimento articular há um atrito entre a pele e a bandagem, o que sinalizaria o movimento ao indivíduo e permitiria ao

mesmo uma melhor discriminação da posição do corpo no espaço. A segunda fonte de informação sensorial investigada, a faixa infra-patelar, é um recurso amplamente utilizado na prática ortopédica e desportiva no tratamento de tendinites patelares, mesmo sem qualquer evidência científica de sua efetividade. A faixa infra-patelar pode também ser considerada um recurso relativamente simples e de colocação mais fácil pelo próprio indivíduo do que a bandagem, por apresentar um fecho aderente em velcro. Este tipo de recurso foi também investigado, pois além de possibilitar o estímulo aos receptores cutâneos relacionados ao tato, poderia também estimular os receptores relacionados a pressão superficial, em função da faixa infra-patelar possuir um pequena almofada que permanece em contato com o ligamento da patela. No entanto, os resultados não demonstraram diferença entre a condição sensorial de bandagem infra-patelar e a condição sensorial de faixa infra-patelar, tanto para o limiar para detecção de movimento passivo quanto para o controle postural.

Apesar de não haver diferença entre estes dois tipos de fonte de informação sensorial adicional, o interessante é que uma origem passiva de informação sensorial possibilitou uma melhora do limiar para detecção de movimento passivo e uma diminuição da oscilação corporal em indivíduos com lesão do LCA. Este resultado é em parte similar ao de alguns estudos (por exemplo, BEYNNON et al., 1999; BIRMINGHAM et al., 1998; CALLAGHAN et al., 2002), nos quais foi observada melhora na capacidade proprioceptiva com a utilização de órteses funcionais e bandagens em indivíduos com diferentes lesões de joelho. Entretanto, estas órteses funcionais, em geral, apresentam

algum grau de restrição ao movimento articular normal do joelho e, além disto, apresentam uma área de cobertura bem maior do joelho, podendo inclusive estimular um número maior de receptores cutâneos. Ainda, estes estudos somente investigaram o aspecto sensorial e nenhum aspecto relacionado ao comportamento motor. Deste modo, o presente estudo foi além ao investigar o efeito de diferentes recursos no aspecto sensorial e no aspecto motor, em uma mesma população, possibilitando um entendimento mais amplo e abrangente da restrição imposta pela lesão do LCA.

Diferentemente, indivíduos com joelhos saudáveis não apresentaram melhora no desempenho da detecção de movimento passivo da articulação do joelho e do controle postural com estes dois tipos de recursos investigados. Isto pode ter ocorrido pelo fato destes indivíduos não apresentarem deficiência sensorial e, portanto, não se beneficiaram deste estímulo adicional. Parece que apenas indivíduos com algum déficit proprioceptivo são beneficiados com o uso destes recursos, obtendo assim uma melhora da capacidade proprioceptiva e de estimativa do posicionamento dos segmentos corporais. Por outro lado, em indivíduos em que o sistema sofreu algum dano, resultando em redução das informações sensoriais, como tem sido sugerido no caso de indivíduos com lesão e reconstrução do LCA (BONFIM & BARELA, 2005; BONFIM, PACCOLA & BARELA, 2003), esta adição de informação sensorial é importante para a melhora do funcionamento do sistema somatossensorial e de controle postural.

5.4. Influência da informação sensorial adicional nos mecanismos de controle postural

Foi possível observar que os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural descritos por Zatsiorsky e Duarte (1999, 2000) em indivíduos sadios em apoio bipodal, foram similares na tarefa de apoio monopodal em indivíduos com lesão do LCA e também em indivíduos com joelhos sadios. Os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural, representados nesta tese pelas trajetórias *Rambling* e *Trembling*, apresentaram características similares as descritas em outros estudos. A trajetória *Rambling*, a qual depende de *feedback* do sistema, apresentou uma maior trajetória e uma baixa frequência de oscilação. Enquanto que, a trajetória *Trembling*, descrita como decorrente do ruído inerente ao sistema, apresentou uma menor trajetória e uma frequência de oscilação duas vezes maior que a trajetória *Rambling*.

Apesar dos mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural apresentarem características similares em indivíduos com lesão do LCA quando comparados a indivíduos com joelhos sadios, a performance do controle postural encontra-se prejudicada em indivíduos com lesão do LCA. Particularmente, os resultados do capítulo 4 demonstraram que a trajetória do CP e da trajetória *Rambling* apresentam um maior deslocamento em indivíduos com lesão do LCA, principalmente quando em apoio monopodal sobre o membro lesado. Ainda, a trajetória *Trembling* também apresentou um maior deslocamento em indivíduos com lesão do LCA, no entanto, de magnitude menor que as anteriores. Além disto, foi observado que nas condições em que

foi disponibilizada uma informação sensorial adicional, houve uma melhora da performance do controle postural, representada por uma redução do deslocamento das trajetórias do CP, *Rambling* e *Trembling*. No entanto, para a trajetória *Trembling* esta redução só foi observada na condição de toque suave.

No caso do mecanismo representado pela trajetória *Rambling* é necessário *feedback* para que ocorram os ajustes necessários e, assim, estimar a posição do corpo no espaço (Zatsiorsky & Duarte, 1999). No caso de indivíduos com lesão do LCA, o maior deslocamento da trajetória *Rambling* pode ser explicado pela dificuldade na estimativa entre a posição atual e a posição desejada, implicando em uma maior oscilação corporal. Porém, com a adição de informação sensorial é observado que este mecanismo dependente de *feedback* apresenta um melhor ajuste, indicando que as fontes de informação sensorial disponibilizadas forneceram condições para uma melhor estimativa de movimento e de posicionamento do corpo no espaço.

Por outro lado, seria esperado que o mecanismo representado pela trajetória *Trembling* não fosse influenciado pela lesão do LCA e também pela utilização de informação sensorial adicional, por ser um mecanismo não dependente de *feedback* e decorrente principalmente de ruído inerente ao sistema neuromuscular. No entanto, foi observado que este mecanismo também foi influenciado pela lesão do LCA, apresentando um deslocamento maior quando em apoio sobre o membro com lesão do LCA. No entanto, apenas a condição sensorial de toque suave possibilitou uma alteração do mecanismo representado pela trajetória *Trembling*, indicando que, mesmo este mecanismo que não depende diretamente de *feedback* foi influenciado por esta

manipulação sensorial. Isto pode ter ocorrido em função da condição de toque suave caracterizar-se como uma informação sensorial robusta o suficiente para influenciar o funcionamento do sistema que já se encontra alterado pela lesão ligamentar.

Em relação a frequência predominante de oscilação, os resultados deste estudo foram coincidentes com os de outros estudos (COLLINS & DE LUCCA, 1993; LESTIENE & GURFINKEL, 1988; ZATSIORSKY & DUARTE, 1999), sendo possível identificar que os dois mecanismos, de funcionamento do sistema de controle postural atuam em regimes com frequências diferentes durante a tarefa de manutenção da postura. Especificamente, a trajetória *Rambling* apresentou uma frequência de oscilação menor, ao redor de 0,5 Hz, enquanto que, a trajetória *Trembling* apresentou uma frequência de oscilação ao redor de 1,0 Hz, ou seja, duas vezes maior que a frequência de oscilação da trajetória *Rambling*. No entanto, apesar dos indivíduos com lesão do LCA terem apresentado um maior deslocamento das trajetórias *Rambling* e *Trembling*, não foram identificadas diferenças na frequência predominante de oscilação para estas trajetórias em função da existência de lesão do LCA. Sendo assim, parece que o comprometimento da performance do controle postural, após a lesão do LCA, é decorrente da quantidade de deslocamento das trajetórias e não da frequência deste deslocamento.

5.5. Importância e Implicações na Área de Reabilitação

Os resultados verificados em indivíduos com lesão do LCA, para o limiar para detecção de movimento passivo e para a oscilação corporal, nas condições em que foi disponibilizada informação sensorial adicional são bastante animadores e importantes para a área de reabilitação. Em particular, nas duas condições sensoriais (bandagem e faixa infra-patelar) em que a informação sensorial adicional foi fornecida de maneira passiva e sem exigir o contato com uma superfície de contato. Este resultado é importante, pois evidencia que além da barra de toque, outras fontes de informação sensorial adicional também propiciam um melhor desempenho sensorial e motor, no caso deste estudo, em indivíduos com lesão do LCA.

A informação proveniente do toque suave é, sem dúvida, mais robusta do que a proveniente da bandagem e da faixa infra-patelar, entretanto, estas duas formas de adição de informação sensorial, provavelmente através do estímulo aos receptores cutâneos, propiciam meios para melhorar a estimativa da posição do corpo e, conseqüentemente, melhoram o desempenho do sistema de controle postural. Desde modo, em função destes recursos poderem ser afixados diretamente a pele do indivíduo e permitirem a realização de atividades dinâmicas, indicam a possibilidade de utilização em situações de reabilitação e até mesmo de readaptação à prática esportiva. Isto porque, muitos dos protocolos propostos na reabilitação da lesão do LCA e na preparação do atleta ao retorno à sua prática esportiva são constituídos por exercícios e treinamentos, em grande parte, dinâmicos e seria inviável de serem realizados com o auxílio de uma barra de toque estacionária.

Além disto, os resultados evidenciaram que em indivíduos que sofreram alguma lesão, resultando em redução das capacidades proprioceptivas, como no caso de indivíduos com lesão, esta adição de informação sensorial é crucial para melhora no funcionamento do sistema, com relação a obtenção de informação sensorial e controle postural. Portanto, estes pressupostos podem ser estendidos para outras lesões que acarretem algum tipo de restrição sensorial. Em suma, estes resultados são bastante promissores, pois indicam que o fornecimento de fontes adicionais de informação sensorial pode ser decisivo para pacientes que apresentam algum comprometimento na aquisição de estímulos sensoriais.

5.6. Direções Futuras

Apesar da presente tese ter avançado no conhecimento sobre o relacionamento entre informação sensorial e ação motora em indivíduos com lesão do LCA e sobre os efeitos da adição de informação sensorial, os resultados encontrados também abrem novos questionamentos que necessitam de futuras investigações. Primeiro, os resultados encontrados nos dois conjuntos de análises conduzidos nesta tese confirmaram a restrição sensorial e motora presente em indivíduos com lesão do LCA e indicaram um relacionamento entre os mesmos. Segundo, o benefício proporcionado pela utilização de informação sensorial adicional é bastante promissor, uma vez que, indica uma possibilidade nova e diferente de intervenção na lesão e na reabilitação do LCA. No entanto, será que este benefício ocorre também em atividades dinâmicas, como por exemplo, o andar, o correr e o saltar? Ainda,

não é certo que este benefício continue ocorrendo continuamente e que não ocorra uma adaptação dos receptores cutâneos, dificultando assim, a manutenção do envio de informações a respeito do movimento da articulação do joelho e de alterações do posicionamento do segmento em relação ao corpo do indivíduo e ao ambiente.

Foi observado que o limiar para detecção de movimento passivo e a oscilação corporal é maior em indivíduos com lesão do LCA, os quais apresentam uma restrição sensorial, mas que, por outro lado, estes indivíduos foram beneficiados com informação sensorial adicional. Deste modo, assim como em indivíduos com lesão do LCA, será que indivíduos com outras lesões que acarretam alguma restrição sensorial podem ser beneficiados com as fontes de informação sensorial adicional investigadas nesta tese? Além disto, a partir dos resultados do conjunto de análises descritos no Capítulo 4, foi possível perceber que os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural investigados (*Rambling* e *Trembling*), em indivíduos com lesão do LCA e em indivíduos com joelhos saudáveis parece ocorrer de maneira similar. No entanto, é interessante notar que a performance do controle postural foi influenciada pela lesão do LCA e também pela utilização de informação sensorial adicional. Deste modo, seria interessante investigar se em outras condições de restrição sensorial também há uma alteração da performance do controle postural, ainda, seria interessante verificar o comportamento destes mecanismos em situações de treinamento e de regimes de reabilitação. Além disto, será que as semelhanças e diferenças encontradas nos mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural, em

indivíduos com lesão do LCA, são as mesmas em outras lesões ligamentares e/ou musculoesqueléticas?

Finalmente, pode ser que estes pressupostos possam beneficiar os indivíduos com lesão do LCA em protocolos de reabilitação. Assim, será que o sistema de controle postural pode ser manipulado em uma situação específica de treinamento? Ainda, será que os recursos utilizados neste estudo podem ser benéficos no processo de reabilitação e podem possibilitar uma melhor adaptação e aceleração deste processo? Uma resposta positiva para esta questão poderia indicar que o sistema de controle postural pode ser “manipulado”. Deste modo, indivíduos com lesão do LCA e populações com alguma restrição sensorial poderiam ser beneficiados com atividades que incluam informação sensorial adicional, com o intuito de melhorar o controle sensorial e motor.

5.7. Conclusões

Considerando os resultados descritos, a discussão exposta previamente neste capítulo e os objetivos propostos inicialmente na introdução desta tese, são possíveis as seguintes conclusões:

- Em indivíduos com lesão do LCA, o limiar para detecção de movimento passivo da articulação do joelho, nas posições de 15 e 45 graus, para as direções de flexão e de extensão, está aumentado, ou seja, encontra-se prejudicado quando comparado a indivíduos com joelhos saudáveis;

-
- Indivíduos com lesão do LCA apresentam uma melhora na detecção de movimento passivo da articulação do joelho, nas posições de 15 e 45 graus, para as direções de flexão e de extensão, com a adição de duas fontes de informação sensorial distintas. Especificamente, estes indivíduos apresentaram uma redução do limiar nas condições em que foi utilizada a bandagem infra-patelar e a faixa infra-patelar. No entanto, indivíduos com joelhos saudáveis não se beneficiam desta informação adicional, possivelmente por não apresentarem alteração sensorial;
 - O controle postural em apoio monopodal sobre o membro lesado e sobre o membro não lesado, de indivíduos com lesão do LCA está prejudicado em relação a indivíduos com joelhos saudáveis. Especificamente, há um aumento da área de deslocamento do centro de pressão, uma maior amplitude média de oscilação e uma maior velocidade média de oscilação. Porém, não há diferença entre estes indivíduos em relação a frequência mediana de oscilação;
 - A informação sensorial adicional melhorou o desempenho do controle postural de indivíduos com lesão do LCA e de indivíduos com joelhos saudáveis. No entanto, em indivíduos com lesão do LCA esta melhora no controle postural ocorreu nas três condições de informação sensorial adicional, ou seja, bandagem infra-patelar, faixa infra-patelar e toque suave. Em indivíduos com

joelhos saudáveis, esta melhora só ocorreu na condição de toque suave.

- Finalmente, apesar da performance do controle postural estar comprometida após a lesão do LCA, os mecanismos de funcionamento do sistema de controle postural são similares em indivíduos com lesão do LCA quando comparados a indivíduos com joelhos saudáveis. Foi possível observar o funcionamento do sistema de controle postural em dois mecanismos distintos, um de baixa frequência de oscilação e dependente de *feedback* do sistema e um de alta frequência de oscilação e não dependente de *feedback* do sistema.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDALLA, R. J., COHEN, M., GORIOS, C.: Lesão parcial do LCA. Parte II - Classificação e história natural. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 30, n. 8, p. 547-554, 1995.

ALFONSO, V.S., ORQUIN, E.G., LOPEZ, A.S., SANCHIS, V.V., RODRIGO, P.G.: Epidemiología de las lesiones del ligamento cruzado anterior. Revista Ortopedia Traumatologia, v. 37IB, n. 1, p. 9-15, 1993.

AMIS, A. A., DAWKINS, G.P. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. Journal Bone Joint Surgery, v. 73-B, p. 260-267, 1991.

ARNOCZKY, S. D.: Anatomy of the anterior cruciate ligament. Clinical Orthopaedics, v.. 172, p. 19-25, 1983.

BACH, J. M., HULL, H. L., PATTERSON, H. A. Direct measurements of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament. Journal of Biomechanics, v. 30, p. 281-283, 1997

BARRACK, R. L., SKINNER, H.B., BUCKLEY, S. L. Proprioception in the cruciate deficient Knee. American Journal Sports Medicine, v. 17, n. 1, p.1-6, 1989.

BARRETT, D.S. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *Journal Bone Joint Surgery*, v. 73-B, p. 833-837, 1991.

BARELA, J.A. Ciclo percepção-ação no desenvolvimento motor. In Teixeira, L.A. (Ed.), *Avanços em comportamento motor*, p. 40-61, 2001. São Paulo, Movimento.

BARELA, J.A. Estratégias de controle em movimentos complexos: Ciclo percepção-ação no controle postural. *Revista Paulista Educação Física.*, v. s3, p. 79-88, 2000.

BARELA, J.A. Perspectiva dos sistemas dinâmicos: teoria e aplicação no estudo de desenvolvimento motor. In Pellegrini, A.M. (Ed.), *Coletânea de estudos: comportamento motor I*, p. 11-28, 1997. São Paulo, Movimento.

BARELA, J.A., JEKA, J.J., CLARK, J.E. Postural control en children. Coupling to dynamic somatosensory information. *Experimental Brain Research*, v.150, p.434-442, 2003.

BARELA, J.A., JEKA, J.J., CLARK, J.E. The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. *Infant Behavior Development*, v.22, p.87-102, 1999.

BEYNNON, B.D., RYDER, S.H., KONRADSEN, L., JOHNSON, R.J., JOHNSON, K., RENSTRÖM, P.A. The effect of anterior cruciate ligament trauma and bracing on knee proprioception. *American Journal Sports Medicine*, v.27, p.150-155, 1999.

BIRMINGHAM, T.B., KRAMER, J.F., INGLIS, J.T. et al. Effect of a neoprene sleeve on knee joint position sense during open kinetic chain and supine closed kinetic chain test. *American Journal Sports Medicine*, v.26, p. 562-566, 1998.

BOLLEN, S.: Ligament injuries of the knee - limping forward? *British Journal Sports Medicine*, v.32, p. 82-84, 1998.

BONFIM, T.R., BARELA, J.A. Controle Postural após a Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior. *Fisioterapia & Pesquisa*, v. 11, n. 1, p. 11-18, 2005.

BONFIM, T.R., PACCOLA, C.A.J., BARELA, J.A. Proprioceptive and behavior impairment in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Archives Physical Medicine Rehabilitation*, v.84, n.8, p. 1117-1123, 2003.

BONFIM, T.R., POLASTRI, P.F., BARELA, J.A. Efeito do toque suave e da informação visual no controle da posição em pé em adultos. *Revista Brasileira de Educação Física e Esportes*, v. 20, n.1, p. 15-25, 2006.

BORSA, P.A, LEPHART, S.M., IRRGANG, J.J., SAFRAN, M.R., FU, F.H. The effects of joint position and direction of joint motion on proprioceptive sensibility in anterior cruciate ligament-deficient athletes. *American Journal Sports Medicine*, v.25, n.3, p.336-340, 1997.

CABAUD, H. E.: Biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clinical Orthopaedics*, n. 172, p. 26-31, 1983.

CALLAGHAN, M.J., SELFE, J., BAGLEY, P.J., OLDHAM, J.A. The effects of patellar tapping on knee joint proprioception. *Journal Athletic Training*, v.37, n.1, p.19-14, 2002.

CARTER, N.D., JENKINSON, T.R., WILSON, D., JONES, D.W., TORODE, S.A. Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. *British Journal Sports Medicine*, v.31, p.209-212, 1997.

COHEN, M., PECCIN, M.S., CICONELLI, R. Specific Questionnaire for Knee Symptoms: Lysholm Knee scoring - Translation and validation for portuguese language. In: *Anais Isakos Congress*, 2003.

COLLINS, J.J.; DE LUCA, C.J. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analyses of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, v. 95, p. 308-318, 1993.

CORRIGAN, J.P., CASHMAN, W.F., BRADY, M.P. Proprioception in the cruciate deficient Knee. *Journal. Bone Joint Surgery*, v.74-B, p.247-250, 1992.

DANIEL, D.M., STONE, M.L., DOBSON, B.E., FITHIAN, D.E., ROSSMAN, D.J., KAUFMAN, K.R.: Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *American Journal Sports Medicine*, v. 22, n. 5, p. 632-643, 1994.

DAVIDS, K., KINGSBURY, D., GEORGE, K., O'CONNELL, M., STOCK, D. Interacting constraints and the emergence of postural behavior in ACL-deficient subjects. *Journal Motor Behavior*, v.31, n.4, p.358-366, 1999.

DIJKSTRA, T.M.H. A gentle introduction to the dynamic set-point model of human postural control during perturbed stance. *Human Movement Science*, v. 19. p. 567-595, 2000.

DUARTE, M. Análise estabilográfica da postura ereta humana quase-estática. Tese de Livre Docência. Universidade de São Paulo. 87p., 2000.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. On the fractal properties of natural human standing. *Neuroscience Letters*, v. 283, p. 173-176, 2000.

DUTHON, V.B., BAREA, C., ABRASSART, S., FASEL, J.H., FRITSCHY, D., MÉNÉTREY, J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, v.14, p. 204-213, 2006.

FREMERAY, R.W., LOBENHOFFER, P., ZEICHEN, J., SKUTEK, M., BOSCH, U., TSCHERNE, H.: Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament. *Journal Bone Joint Surgery*, v. 82B, n. 6, p. 801-806, 2000.

FRIDÉN, T., ROBERTS, D., ZÄTTERSTRÖM, R., LINDSTRAND, A., MORITZ, U.: Proprioception after an acute knee ligament injury: A longitudinal study on 16 consecutive patients. *Journal Orthopaedic Research*, v. 15, n. 5, p. 637-644, 1997.

FRIDÉN, T., ZÄTTERSTRÖM, R., LINDSTRAND, A., MORITZ, U. Disability in anterior cruciate ligament insufficiency. An analysis of 19 untreated patients. *Acta Orthopædica Scandinavica*, v.61, n.2, p.131-135, 1990.

FU, F.H., HARNER, C.D., JOHNSON, D.L., MILLER, M.D., WOO, S.L-Y.: Biomechanics of knee ligaments. Basic concepts and clinical application. *Journal Bone Joint Surgery*, v. 75A, n. 11, p. 1716-1727, 1993.

FU, F. H., SCHULTE, K. R.: Anterior cruciate ligament surgery 1996. State of the art? *Clinical Orthopaedics*, v. 325, p. 19-24, 1996.

- GIRGIS, F. G., MARSHALL, J. L., MONAJEM, A.R.S.: The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clinical Orthopaedics*, v. 106, p. 216-231, 1975.
- GOOD, L., ROOS, H., GOTTLIEB, D.J., RENSTROM, P.A., BEYNNON, B.D.: Joint position sense is not changed after disruption of the anterior cruciate ligament. *Acta Orthopædica Scandinavica*, v. 70, n. 2, p. 194-198, 1999.
- HARNER, C.D, BAEK, G.H., VOGRIN, T.M., CARLIN, G.J., KASHIWAGUCHI, S., WOO, S.L. Quantitative analyses of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy*, v. 15, n.7, p. 741-749, 1999.
- HARRISON, E.L., DUENKEL, N., DUNLOP, R., RUSSEL, G. Evaluation of single-leg standing following anterior cruciate ligament surgery and rehabilitation. *Physical Therapy*, v.74, n.3, p.245-252, 1994.
- HAUS, J., HALATA, Z.: Innervation of the anterior cruciate ligament. *Internal Orthopedics*, v. 14, p. 293-296, 1990.
- HENRIKSSON, M., LEDIN, T., GOOD, L. Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction and functional rehabilitation. *American Journal Sports Medicine*, v.29, n.3, p.359-366, 2001.
- HOGERVORST, T., BRAND, R.A. Mechanoreceptors in joint function. *Journal Bone Joint Surgery*, v.80A, n.9, p.1365-1378, 1998.
- HOLDEN, M., VENTURA, J., LACKNER, J.R. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *Journal Vestibular Research*, v.4, p.285-301, 1994.
- HORAK, F.B., MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium. In: L.B.Rowell & J.T. Shepherd (Eds.), *Handbook of Physiology*(pp. 255-292). New York: Oxford University Press, 1996.
- JEKA, J.J. Light touch contact as a balance aid. *Physical Therapy*, v.77, n.5, p.476-487, 1997.
- JEKA, J.J., LACKNER, J.R. Fingertip contact influences human postural control. *Experimental Brain Research*, v.100, p.495-502, 1994.

JEKA, J.J., LACKNER, J.R. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Experimental Brain Research*, v.103, p.267-276, 1995.

JEKA, J.J.; SCHÖNER, G.; DIJKSTRA, T.; RIBEIRO, P.; LACKNER, J.R. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. *Experimental Brain Research*, v. 113, p. 475-483, 1997.

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. *Archives Orthopedic Trauma Surgery*, v.115, p.162-166, 1996.

JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P., SOJKA, P.: A sensory role for the cruciate ligaments. *Clinical Orthopaedics*, n.. 268, p. 161-178, 1991.

JOHNSON, R. J., BEYNNON, B. D., NICHOLS, C. E., RENSTROM, P. A. : The treatment of injuries of the anterior cruciate ligament. *Journal Bone Joint Surgery*, v. 74A, n. 1, p. 140-151, 1992.

KENNEDY, J. C., WEINBERG, H. W., WILSON, A. S.: The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. As determined by clinical and morphological studies. *Journal Bone Joint Surgery*, v. 56A, p. 223-235, 1974.

KRISHNAMOORTHY, V.; SLIJPER, H.; LATASH, M.L. Effects of different types of light touch on postural sway. *Experimental Brain Research*, v.147, p.71-19, 2002.

LEPHART, S.M., KOCHER, M.S., FU, F.H., BORSA, P., HARNER, C.D.: Proprioception following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal Sports Rehabilitation*, v. 1, p. 188-196, 1992.

LEPHART, S.M., PINCIVERO, D.M., GIRALDO, J.L., FU, F.H. The Role of Proprioception in the Management and Rehabilitation of Athletic Injuries. *American Journal Sports Medicine*, v.25, p.1, p.130-137, 1997.

LESTIENNE, F.G.; GURFINKEL, V.S. Posture as an organizational structure based on a dual process: A form basis to interpret changes of posture in

weightlessness. In: POMPEIANO, O.; ALLUM, J.H.J. (Eds) Progress in brain research, Amsterdam, v.4, p. 307-313: Elsevier Scienc, 1988.

LYSHOLM, M., LEDIN, T., ODKVIST, L. M., GOOD, L.. Postural control - a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. Scandinavian Journal Medicine Science Sports, v.8, n.6, p. 432-438, 1998.

MACDONALD, P.B., HEDDEN, D., PACIN, O., SUTHERLAND, K. Proprioception in anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed Knees. American Journal Sports Medicine, v.24, n.60, p. 774-778, 1996.

MENZ, H.B., LORD, S.R., FITZPATRICK, R.C. A tactile stimulus applied to the leg improves postural stability in young, old and neuropathic subjects. Neuroscience Letters, v.406, p.23-26, 2006.

NEWELL, K.M. Constraints on the development of coordination. In M.G. Wade & H.T.A. Whittings (Eds). Motor Developmet in children: Aspects of coordination and control (pp. 341-360). Boston: Martinus Nijhoff, 1986.

NOYES, F. R., MATTHEWS, D. S., MOOAR, P. A., GROOD, E. S.: The symptomatic anterior cruciate-deficient. Part II: The results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability. Journal Bone Joint Surgery, v. 65A, n. 2, p. 163-174, 1983b.

NOYES, F. R., MOOAR, P. A., MATTHEWS, D. S., BUTLER, D.L.: The symptomatic anterior cruciate-deficient. Part I: The long-term functional disability in atheletically active individuals. Journal Bone Joint Surgery, v. 65A, n.2, p. 154-162, 1983a.

OLIVEIRA, L.F., SIMPSON, D.M., NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. Physiological Measurement, v.17, p. 305-312, 1996.

PAP, G., MACHNER, A., NEBELUNG, W., AWISZUZ, F.: Detailed analysis of proprioception in normal and ACL-deficient knees. Journal. Bone Joint Surgery, v. 81B, n. 5, p. 764-768, 1999.

Peccin, M.S. Questionário Específico para Sintomas do Joelho Lysholm Knee Scoring Scale – Tradução e Validação para a Língua Portuguesa. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de São Paulo, 2001.

PETERSEN, W., HANSEN, U. Blood supply of the anterior cruciate ligament. An Immunohistochemical study in human cadavers. *Journal Orthopaedic Science*, v. 5, p. 332-334, 1996.

PETERSEN, W., TILLMANN, B. Anatomy and function of the anterior cruciate ligament. *Orthopade*, v. 31, p. 710-718, 2002

POLASTRI, P.F. & BARELA, J.A. Percepção-ação no desenvolvimento motor de crianças portadoras de Síndrome de Down. *Revista Sobama*, v. 7, n.1, p.1-8, 2002.

PRYMKA, M., SCHMIDT, K., JEROSH, J. Proprioception in patients suffering from chondropathia patellae. *Internal Journal Sports Medicine*, v.19, p.S60, 1998.

REIDER, B., ARCAND, M.A., DIEHL, L.H., MROCZEK, K., ABULENCIA, A., STROUD, C. et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, v.19, n.1, p. 2-12, 2003.

RILEY, M.A.; STOFFREGEN, T.A., MICHAEL, J.G., TURVEY, M.T. Postural stabilization for the control of touching. *Human Movement Science*, v.18, p.795-817, 1999.

ROBERTS, D., FRIDÉN, T. , ZÄTTERSTRÖM, R., LINDSTRAND, A. , MORITZ, U.: Proprioception in people with anterior cruciate ligament-deficient knees: Comparison of symptomatic and asymptomatic patients. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy*, v. 29, n. 10, p. 587-594, 1999.

SAMPAIO, T.C.F.V.S., SOUZA, J.M.G.: Reeducação proprioceptiva nas lesões do ligamento cruzado anterior do joelho. *Rev Bras Ortop*, v. 29, n. 5, p. 303-309, 1994.

SCHULTZ, R.A, MILLER, D.C., KERR, C.S., MICHELI, L. Mechanoreceptores in human cruciate ligaments. *Journal Bone Joint Surgery*, v.66A, p.1072-1076, 1984.

SCHUTTE, M.J., DABEZIES, E.J., ZIMNY, M.L. Neural anatomy of the human cruciate ligament. *Journal Bone Joint Surgery*, v. 69A, p.243-247, 1987.

SHIRAIISHI, M., MIZUTA, H., KUBOTA, K., OTSUKA, Y., NAGAMOTO, N., TAKAGI, K. Stabilometric assessment in the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Clinical Journal Sport Medicine*, v.6, n.1, p. 32-39, 1996.

TROPP, H., ODENRICK, P., GILLQUIST, J. Stabilometry recordings in functional mechanical stability of the ankle joint. *Internal Journal Sports Medicine*, v. 6, p.180-182, 1985.

ZANTOP, T., PETERSEN, W., FU, F. Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. *Operative Techniques in Orthopaedics*, v.15, p. 20-28, 2005

ZATSIORSKY, V.; KING, D.L. An algorithm for determining line location from posturographic recordings. *Journal Biomechanics*, v. 31, p. 161-164, 1998.

ZATSIORSKY, V.; DUARTE, M. Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control*, v.3, p. 28-38, 1999.

ZATSIORSKY, V.; DUARTE, M. Rambling and trembling in quiet stand. *Motor Control*, v.3, p. 185-200, 2000.

ZÄTTERSTRÖM, R., FRIDÉN, T., LINDSTRAND, A., MORITZ, U. The effect of physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. *American Journal Sports Medicine*, v. 22, n.4, p.531-536, 1994.

ZIMNY, M.L., SCHUTTE, M., DABEZIES, E. Mechanoreceptores in the human anterior cruciate ligament. *Anatomic. Record*, v. 214, p. 204-209, 1986.

WANG, C., WALKER, P. S., WOLF, B.: The effect of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee. *Journal Biomechanics*, v. 6, p. 587-596, 1973.

WHITESIDE, L. A., SWEENEY Jr, R.E.: Nutrient pathways of the cruciate ligaments. A experimental study using the hydrogen wash-out technique. *Journal Bone Joint Surgery*, v. 62A, p. 176-180, 1980.

**ANEXO 1. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E
ESCLARECIDO**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto: USO DA INFORMAÇÃO SENSORIAL NA REABILITAÇÃO DE INDIVÍDUOS COM LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Declaração: Eu declaro que tenho mais que 18 anos e aceito participar do projeto de pesquisa coordenado pelo Prof. José Angelo Barela, no Laboratório para Estudos do Movimento (LEM) - Depto. de Educação Física - Instituto de Biociências - UNESP/RC e no Setor de Ortopedia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP.

Objetivo: Eu entendo que os objetivos deste projeto são examinar a sensação de movimento da articulação do joelho e o controle postural em adultos jovens com joelhos normais e com lesão unilateral do ligamento cruzado anterior (LCA).

Procedimentos: Os procedimentos deste projeto requerem uma visita ao LEM (adultos jovens com joelhos normais) ou ao Setor de Ortopedia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP (adultos jovens com joelhos com lesão unilateral do ligamento cruzado anterior). Nesta oportunidade participarei de 2 experimentos. No 1º experimento ficarei deitado sobre uma maca e minha perna será apoiada em um aparelho. Este aparelho movimentará minha perna lentamente e terei apenas que apertar um botão quando sentir que meu joelho foi movimentado pelo aparelho. Neste experimento poderei ou não ter uma faixa ou esparadrapo afixado ao meu joelho E no 2º experimento ficarei em pé sobre uma perna de cada vez com os olhos fechados, podendo ou não apoiar meu dedo indicador em uma barra de toque, ou ainda, estar com uma faixa ou esparadrapo afixado em ao joelho.

Riscos: Eu entendo que eu não corro risco algum decorrente da participação neste projeto.

Confidencialidade: Eu entendo que todas as informações coletadas no estudo são confidenciais e que meu nome não será divulgado em momento algum. Ainda, toda e qualquer informação será utilizado para fins acadêmicos.

Benefícios: Eu entendo que o desenvolvimento deste projeto e a minha participação não me proporcionará qualquer benefício, sendo que este projeto busca apenas aprender mais sobre o comportamento sensorial e motor da articulação do joelho após a lesão do LCA.

Liberdade para interromper a participação: Eu entendo que a qualquer momento posso pedir para interromper a minha participação na realização do experimento. Eu também entendo que, se assim eu desejar, o responsável pelo estudo irá fornecer os resultados da minha participação em outra oportunidade.

Identificação do coordenador do estudo: Prof. Dr. JOSÉ ANGELO BARELA Laboratório para Estudos do Movimento Depto de Educação Física - IB - UNESP/RC Av: 24-A, 1515 - Bela Vista Rio Claro – SP CEP: 13505-900 Fone: (19) 3526-4312	Identificação da responsável pelas avaliações: Prof. Ms. THATIA REGINA BONFIM Laboratório para Estudos do Movimento Depto de Educação Física - IB - UNESP/RC Av: 24-A, 1515 - Bela Vista Rio Claro – SP CEP: 13505-900 Fone: (19) 3526-4312
---	--

Nome do Participante: _____

Data de Nascimento: _____

Endereço: _____ **Cidade/Estado:** _____

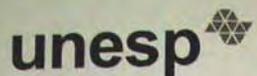
CEP: _____ **Telefone:()** _____

RG: _____ **CPF:** _____

Assinatura do Participante

Assinatura do Responsável pelo estudo

**ANEXO 2. PARECER DE APROVAÇÃO DO CÔMITE DE ÉTICA
DO IB/UNESP/RC**



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Rio Claro
Seção Técnica Acadêmica
Comitê de Ética em Pesquisa



Rio Claro, 25 de março de 2004.

Ofício CEP 23/2004

Prezado senhor:

Informo que em reunião realizada em **16.03.2004**, o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), aprovou o projeto de pesquisa intitulado *Uso da informação na reabilitação de indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior*, sob sua responsabilidade, protocolo 007943, datado de 18/12/2003.

Sendo o que se apresenta para o momento, reitero meus protestos de consideração e coloco-me à disposição para eventuais esclarecimentos.

Atenciosamente,


Prof. Dra. **Rosa Maria Feiteiro Cavalari**
Coordenadora do Comitê

UNESP - IB - RIO CLARO - 25-MAR-2004 17:00:00001946

Ilmo. Sr.
Prof. Dr. JOSÉ ANGELO BARELA
DD. Docente do Departamento de Educação Física - IB
UNESP - CRC

APÊNDICE 1. CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES DO GL

QUADRO COM AS CARACTERÍSTICAS GERAIS DOS PARTICIPANTES DO GRUPO LESADO

Participante	Gênero	Idade	Massa (kg)	Altura (m)	Joelho Lesado	Tempo de lesão (meses)	Dominância pedal para apoio	Pontuação do Lysholm (JL)
01	M	27	76.3	1.66	E	22	D	78
02	M	20	87.7	1.86	D	23	E	46
03	M	26	78.9	1.7	E	17	E	51
04	M	21	71.2	1.71	D	32	D	50
05	M	29	75.9	1.69	E	24	E	70
06	M	20	73.9	1.75	E	2	D	48
07	M	32	79	1.75	D	24	D	81
08	M	22	60	1.83	E	17	E	55
09	M	18	55.3	1.66	E	24	E	76
10	F	19	52.9	1.56	D	36	E	85
11	M	24	80.3	1.84	E	24	E	67
12	M	29	71.6	1.73	D	18	E	51
13	M	18	56.5	1.73	D	14	D	85
14	M	26	85.6	1.7	E	32	D	55
15	M	19	61.4	1.75	D	2	E	80
16	F	18	52.2	1.52	D	4	E	80
17	M	21	71.1	1.76	E	19	E	81
18	M	26	72.6	1.58	E	24	E	65
19	M	33	65.8	1.72	E	24	E	81
20	M	24	70.2	1.69	E	11	E	37
21	M	23	60	1.71	E	31	E	90
22	M	23	72	1.72	D	10	E	90
23	M	29	62	1.63	D	32	E	55
24	M	24	66	1.67	D	11	E	36
25	M	22	73.7	1.72	D	4	E	90
26	M	21	71.2	1.78	D	31	E	95
27	M	27	89.3	1.76	E	32	E	74
28	M	21	69	1.73	D	21	E	58

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)