

RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR COM A TÉCNICA DE DUPLO FEIXE – AVALIAÇÃO NO LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA

ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION USING THE DOUBLE BUNDLE
TECHNIQUE - EVALUATION IN THE BIOMECHANICS LABORATORY

Caio Oliveira D'Elia¹, Alexandre Carneiro Bitar¹, Wagner Castropil², Antônio Guilherme Padovani Garofo³,
Anita Lopes Cantuária⁴, Maria Isabel Veras Orselli⁵, Isabela Ugo Luques⁶, Marcos Duarte⁷

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo é descrever a metodologia da análise da rotação do joelho utilizando instrumentos do laboratório de biomecânica e apresentar os resultados preliminares de um estudo comparativo com pacientes submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior com a técnica de duplo feixe. **Métodos:** Descreveu-se o protocolo atualmente utilizado em nosso laboratório e realizou-se a análise cinemática tridimensional e medida da amplitude de rotação do joelho de oito pacientes normais (grupo controle) e 12 pacientes operados com a técnica de duplo feixe em três tarefas no laboratório de biomecânica. **Resultados:** Não indicam diferenças significativas entre os lados operados e não operados em relação às amplitudes médias da marcha, da marcha com mudança de direção ou da marcha com mudança de direção ao descer a escada ($p > 0,13$). **Conclusões:** Os resultados preliminares não demonstraram diferença da técnica de reconstrução de LCA em duplo feixe em relação ao lado contralateral e ao grupo controle.

Descritores – Rotação; Ligamento Cruzado Anterior; Reconstrução; Biomecânica

ABSTRACT

Objective: The objective of this study was to describe the methodology of knee rotation analysis using biomechanics laboratory instruments and to present the preliminary results from a comparative study on patients who underwent anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction using the double-bundle technique. **Methods:** The protocol currently used in our laboratory was described. Three-dimensional kinematic analysis was performed and knee rotation amplitude was measured on eight normal patients (control group) and 12 patients who were operated using the double-bundle technique, by means of three tasks in the biomechanics laboratory. **Results:** No significant differences between operated and non-operated sides were shown in relation to the mean amplitudes of gait, gait with change in direction or gait with change in direction when going down stairs ($p > 0.13$). **Conclusion:** The preliminary results did not show any difference in the double-bundle ACL reconstruction technique in relation to the contralateral side and the control group.

Keywords - Rotation; Anterior Cruciate Ligament; Reconstruction; Biomechanics

1 – Mestre em Ciências; Médico Ortopedista do Instituto Vita, SP.

2 – Mestre e Doutor em Ciências; Ortopedista do Instituto Vita, SP.

3 – Médico Ortopedista do Instituto Vita, SP.

4 – Fisioterapeuta do Instituto Vita, SP.

5 – Mestre em Ciências; Instituto de Física da USP, SP.

6 – Mestre em Anatomia Humana pela USP, Pesquisadora do Instituto Vita, SP.

7 – Livre-Docente da Escola de Educação Física e Esporte da USP, SP.

Trabalho realizado no Instituto Vita, São Paulo.

Correspondência: Instituto Vita, Rua Mato Grosso, 306, 1º andar, Higienópolis – 01239-040 – São Paulo, SP, A/C.: Isabela Ugo Luques. E-mail: isabela@vita.org.br

Trabalho recebido para publicação: 25/03/10, aceito para publicação: 14/05/10.

Declaramos inexistência de conflito de interesses neste artigo

INTRODUÇÃO

A avaliação e medida do movimento rotacional que ocorre na articulação do joelho, quando comparada à medida do movimento de flexão e extensão, é uma medida complexa e difícil de ser obtida com precisão na prática clínica. Diferentes métodos já foram elaborados e utilizados com este objetivo⁽¹⁻⁴⁾.

A reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) é um procedimento realizado com relativa frequência⁽⁵⁾, e a despeito da evolução na técnica cirúrgica, materiais de fixação, fontes de enxerto e protocolos de reabilitação, existe ainda uma parcela (10-30%) destes pacientes que não evoluem satisfatoriamente⁽⁶⁻⁹⁾.

Uma das manobras utilizadas na avaliação clínica dos pacientes para avaliar o controle rotacional do joelho é o teste do *pivot-shift*. Esta manobra é extremamente subjetiva e examinador-dependente. Não são incomuns os relatos da presença de *pivot-shift* residual após a reconstrução do LCA com técnica de feixe único⁽⁶⁻⁸⁾.

O LCA é composto por dois feixes (ou bandas) bem definidos: o anteromedial (AM) e o posterolateral (PL). Estudos biomecânicos em cadáveres já demonstraram que a técnica cirúrgica que refaz ambos os feixes do LCA é capaz de oferecer melhor controle da translação anterior da tibia, assim como melhor controle da rotação do joelho decorrente em teoria da reconstrução do feixe posterolateral⁽⁹⁻¹³⁾.

Estudos clínicos já demonstraram que a técnica de duplo feixe oferece melhor controle da translação anterior da tibia sob o fêmur, medidas estas obtidas através do exame físico, utilizando os testes clínicos da gaveta anterior, Lachman e artrometria manual com o KT1000 ou KT 2000⁽¹⁴⁻¹⁶⁾.

Para a correta avaliação e comparação da técnica de reconstrução do LCA com duplo feixe à técnica com feixe único, ainda hoje considerada padrão, faz-se necessário o desenvolvimento de uma metodologia que analise a rotação do joelho de forma mais precisa e objetiva.

O objetivo deste estudo é descrever uma metodologia de análise da rotação do joelho utilizando instrumentos presentes em um laboratório de biomecânica e apresentar os resultados preliminares de um estudo com pacientes submetidos à reconstrução do LCA com a técnica de duplo feixe.

MATERIAIS E MÉTODOS

1) Análise da rotação

As tarefas propostas no presente estudo apresentam mínimo risco à saúde dos sujeitos. Não há nenhum con-

flito de interesse na realização deste estudo. O estudo teve início após ser aprovado pela Comissão Científica e de Ética do Vita Care. Todos os sujeitos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

1.1) Coleta de dados

Para análise cinemática tridimensional, foram utilizadas seis câmeras de vídeo infravermelho (VICON) com frequência de aquisição de 250Hz. Para aquisição dos dados cinéticos, principalmente a força de reação do solo vertical, utilizou-se uma plataforma de força modelo OR6 (AMTI). O protocolo da análise cinemática dos membros inferiores foi padronizado dentro de modelos previamente propostos, e estabelecidos⁽¹⁷⁾.

Marcas retrorefletivas foram colocadas em proeminências anatômicas nas seguintes localizações do corpo: espinha ilíaca anterossuperior direita e esquerda, trocânter maior, epicôndilo lateral e medial do fêmur, ápice da cabeça da fíbula, tuberosidade anterior da tíbia, ápice distal do maléolo lateral e medial⁽¹⁸⁾.

Para minimizar os erros de medição dos dados cinemáticos, utilizamos a técnica de calibração do sistema anatômico (CAST) proposto por Cappozzo *et al*⁽¹⁷⁾. Na utilização da técnica CAST, a primeira etapa da coleta consiste em uma calibração estática na qual o sujeito permanece parado na posição anatômica, alinhado à direção que irá executar a tarefa. Além das marcas anatômicas, os sujeitos utilizaram dois conjuntos de marcas, um na coxa e o outro na perna (Figura 1). Este procedimento foi adotado para definir a posição das marcas

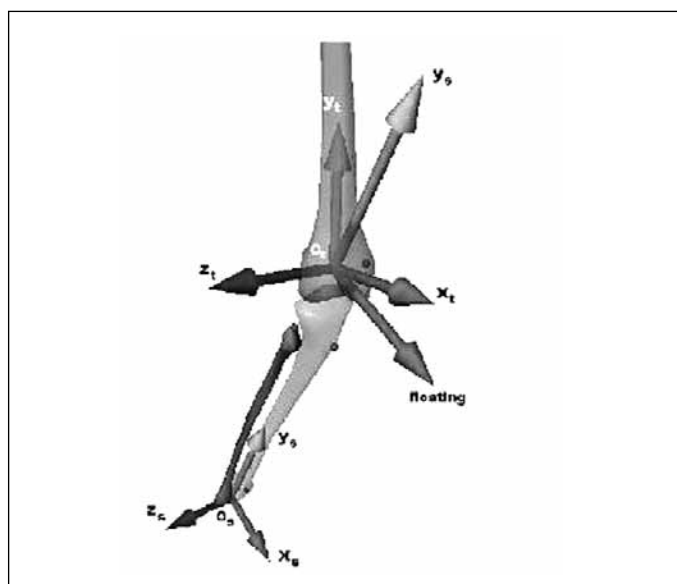


Figura 1 – Posicionamento dos *clusters*, das marcas anatômicas (esquerda) e a convenção adotada para medir os ângulos articulares (direita).

em relação à base dos conjuntos de marcas (*clusters*). Uma vez definidas as posições das marcas, elas foram retiradas e os sujeitos realizaram as tarefas propostas utilizando apenas os conjuntos de marcas.

Assumindo que os segmentos coxa e perna são corpos rígidos e que os *clusters* não se movem em relação às marcas dos respectivos segmentos, o vetor posição das marcas em relação ao respectivo *cluster* não muda em função do movimento do segmento. Assim, com a calibração estática, todos os vetores posição das marcas da coxa e da perna são determinados e descritos a partir do sistema de coordenada local possibilitando a retirada das marcas durante a realização das tarefas⁽¹⁷⁾.

Durante a realização das tarefas, apenas os *clusters* são utilizados no segmento coxa e perna. A partir dos *clusters*, as posições das marcas retiradas são reconstruídas virtualmente por meio de rotinas computacionais escritas em ambiente Matlab (versão 6.5, Mathworks inc) utilizando os vetores posição obtidos na calibração estática.

1.2) Análise de dados

A posição dos eixos e planos articulares (base anatômica) foram determinados como descrito por Cappozzo *et al*⁽¹⁸⁾. Para definição dos eixos articulares, é necessária a determinação dos centros das articulações do quadril, joelho e tornozelo. As coordenadas do centro articular do quadril (x_c , y_c e z_c) são determinadas pelo método híbrido reportado por Andriacchi *et al*⁽¹⁹⁾. O centro articular do joelho é considerado como o ponto médio entre os epicôndilos do fêmur e o centro articular do tornozelo como sendo o ponto médio entre o maléolo lateral e medial (Figura 2).

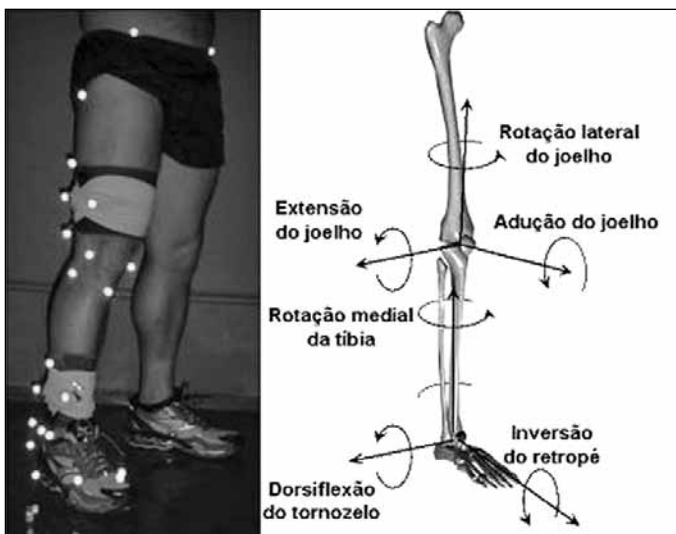


Figura 2 – Sistema de coordenadas articulares do joelho.

Todos os ângulos foram calculados em relação à posição estática, ou seja, as variáveis da tentativa dinâmica foram referenciadas em relação à calibração anatômica. A Figura 1 demonstra a posição das marcas retrorefletivas posicionadas nas proeminências anatômicas dos sujeitos, bem como os dois *clusters* utilizados em cada segmento e a convenção adotada no presente estudo para medir os ângulos articulares.

1.3) Tarefas

O objetivo das tarefas foi mimetizar movimentos funcionais do joelho e avaliar a rotação do mesmo em tarefas de dificuldades crescentes.

As tarefas utilizadas foram:

Marcha sem mudança de direção

Nesta tarefa, é solicitado ao indivíduo que caminhe com velocidade confortável, em linha reta, de modo que um dos pés toque no centro da plataforma de força, inserida no chão do laboratório. O participante repete a tarefa até que ele toque corretamente a plataforma no mínimo cinco vezes com cada pé. São analisados os dados referentes à fase de apoio da marcha.

Marcha com mudança de direção

Para a realização desta tarefa, é solicitado ao paciente que caminhe em linha reta até tocar um dos pés na plataforma de força. Neste instante o participante deverá mudar sua direção de movimento em um ângulo de 90° com a trajetória original, girando para o lado do pé que tocará a plataforma. Desta maneira, quando o paciente tocar a plataforma com o pé direito, se deslocará 90° para a direita e, quando tocar com o pé esquerdo, 90° para a esquerda.

Assim como na marcha, esta tarefa é repetida até ser realizada corretamente no mínimo cinco vezes para cada lado. São analisados os ângulos articulares durante a fase de apoio simples (do contato inicial de um dos calcanhares até o contato do calcânhar contralateral) desta tarefa.

Descida da escada com mudança de direção

Para avaliar a descida da escada, utilizamos uma escada especialmente desenhada para este experimento. Ela possui quatro degraus e tem dimensões semelhantes às utilizadas por Georgoulis *et al*⁽²⁰⁾ e Andriacchi *et al*⁽¹⁹⁾ em seus estudos (Figura 3).

É solicitado aos pacientes que desçam os quatro degraus e, ao tocar o solo, onde estiver a plataforma de força, realizem uma mudança na direção de seu movimento de modo que a nova trajetória forme um ângulo de 90° com a antiga (Figura 4).

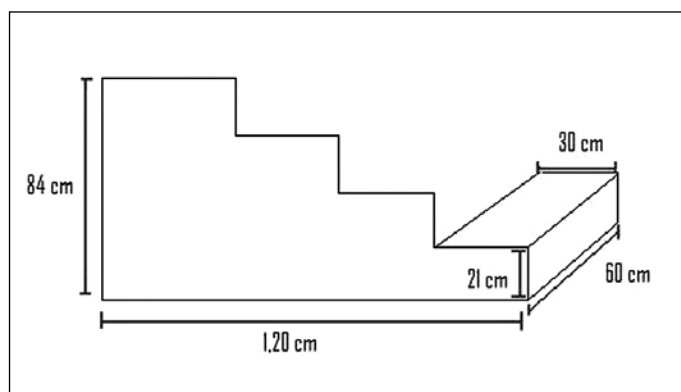


Figura 3 – Esquema da escada utilizada para avaliar a biomecânica do joelho durante a descida da escada com mudança de direção.



Figura 4 – Tarefa da aterrissagem com mudança de direção.

Nesta tarefa também são analisados os ângulos articulares durante a fase de apoio simples (do contato inicial de um dos calcanhares até o contato do calcanhar contralateral). Nas três tarefas, é avaliada a rotação dos dois joelhos em cada paciente (operado e não operado).

2) Pacientes estudados

Os dados que apresentaremos a seguir referem-se às medidas da amplitude de rotação do joelho (medidas em graus) nas tarefas marcha (M), marcha com mudança de direção (marcha CM) e marcha com mudança de direção ao descer uma escada (E). Avaliamos oito pacientes normais (grupo controle) e 12 pacientes operados com a técnica de duplo feixe.

O grupo controle foi composto por oito (N = 8) indivíduos sem cirurgia prévia ou qualquer queixa referente às articulações dos joelhos.

O grupo estudo foi composto por 12 (N = 12) pacientes operados pela técnica de duplo feixe e que haviam recebido alta médica para realizar suas atividades, inclusive esportivas, após avaliação clínica e exames de imagem (ressonância magnética).

Em relação ao grupo controle, comparamos a amplitude de rotação do joelho (em graus) entre os joelhos direito e esquerdo.

No grupo estudo, comparamos a amplitude de rotação (em graus) entre o joelho operado e o lado contralateral normal e entre o joelho operado e os valores obtidos no grupo controle.

Os pacientes dos grupos controle e estudo foram semelhantes em relação ao índice de massa corpórea (IMC) e a idade (Tabela 1).

Tabela 1 – Dados referentes ao IMC e idade dos pacientes avaliados.

IMC	Controle	8	23,8	2,2	24,1	19,1	26,7
p = 0,193	Duplo feixe	12	25,6	3,8	25,3	20,9	31,0
	Total	20	24,9	3,3	24,1	19,1	31,0
IDADE	Controle	8	26,3	8,2	23,0	21,0	46,0
p = 0,572	Duplo feixe	12	24,5	5,5	24,0	16,0	33,0
	Total	20	25,2	6,5	23,0	16,0	46,0

Valor de p referente ao teste t de Student

A técnica cirúrgica consistiu na reconstrução anatômica do LCA utilizando enxerto autólogo dos tendões flexores fixados em dois túneis tibiais e dois túneis femorais independentes⁽²¹⁾ (Figura 5).

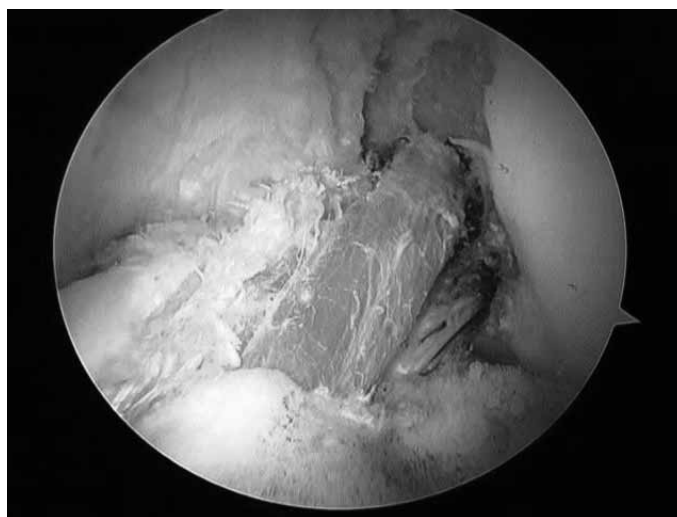


Figura 5 – Visão artroscópica da reconstrução do LCA com técnica de duplo feixe.

RESULTADOS

Não se observaram diferenças nas amplitudes de rotação entre os joelhos esquerdo e direito nos indivíduos do grupo controle em nenhuma das três tarefas realizadas (Tabela 2).

Tabela 2 – Comparação entre joelhos direitos e esquerdos dentro do grupo controle.

		Média	D.P.
Escada	Direito	30,0	4,7
p = 0,593	Esquerdo	31,6	8,0
Marcha CM	Direito	26,4	5,3
p = 0,834	Esquerdo	26,9	6,4
Marcha	Direito	12,4	4,1
p = 0,949	Esquerdo	12,5	4,7

Valor de p referente ao teste t-pareado (N = 8 indivíduos)

Durante a análise do grupo estudo, detectamos duas falhas na obtenção dos dados (um na tarefa da escada – paciente nº 8, e outro na de mudança de direção – paciente nº 11). Por isso, notam-se diferenças do número de pacientes avaliados nas Tabelas 2 a 4.

Três pacientes do grupo estudo (nº 3, nº 4 e nº 9) apresentavam cirurgias prévias de reconstrução do LCA com técnica de feixe simples no joelho contralateral, por isso notam-se diferença no número de pacientes avaliados da Tabela 2 (em que comparamos apenas os pacientes operados de um joelho com o contralateral sem lesão) em relação às Tabelas 3 e 4 nas quais a comparação foi realizada entre o joelho operado com a técnica de duplo feixe e os dados obtidos do grupo controle.

Não se encontrou diferença na média da amplitude de rotação do joelho entre os joelhos operados com técnica de duplo feixe e o joelho contralateral sem lesão (Tabelas 3, 4 e 5).

Tabela 3 – Comparação entre os joelhos operados com técnica de duplo feixe e os contralaterais não operados (isto é, desconsiderando os pacientes #3, #4 e #9).

		Média	D.P.	Mediana	Mínimo	Máximo
Escada (N = 8 pacientes)	Contralateral	28,4	7,6	30,0	16,7	38,2
p = 0,199	Operado	26,0	5,2	26,0	17,3	34,4
Marcha CM (N = 8 pacientes)	Contralateral	27,9	5,6	27,0	20,0	39,3
p = 0,131	Operado	24,5	5,8	24,1	17,7	36,8
Marcha (N = 9 pacientes)	Contralateral	12,4	3,2	12,2	8,0	19,3
p = 0,264	Operado	11,8	2,9	10,7	8,3	16,8

Valor de p referente ao teste t-pareado.

DISCUSSÃO

A lesão do LCA tem um impacto extremamente negativo sobre a articulação do joelho. Sabe-se que o indivíduo que sofre uma ruptura do LCA tem maior incidência de osteoartrose (OA)⁽²²⁾. Entre os diversos fatores envolvidos na gênese da OA após a ruptura do LCA, um dos mais estudados é o fator mecânico, causado pela perda da estabilidade articular^(23,24). Mesmo com as modernas técnicas de reconstrução, ainda não foi possível demonstrar uma menor incidência de OA nos indivíduos operados^(25,26).

A presença de *pivot-shift* residual após a cirurgia de reconstrução do LCA parece ter maior correlação com a presença de OA que a própria instabilidade anterior. A avaliação clínica feita com o teste do *pivot-shift* procura avaliar o grau de instabilidade rotacional causado pela lesão do LCA. Como sabemos, esta é uma medida examinador-dependente e relativamente subjetiva.

O laboratório de biomecânica tem se demonstrado um instrumento efetivo e confiável na avaliação dos movimentos articulares do joelho. O método utilizado no presente estudo é validado e confere maior objetividade na avaliação dos movimentos articulares do joelho^(17,18).

A técnica considerada padrão na reconstrução do LCA é a técnica com feixe único. Esta técnica é muito eficiente em controlar a translação da tibia sob o fêmur, mas não é tão eficiente em controlar a rotação da tibia sob o fêmur. Estudos de cinemática já demonstraram que a reconstrução do LCA com técnica de feixe único é incapaz de restabelecer a cinemática normal da articulação^(9,13).

Uma das formas de se avaliar o controle rotacional na articulação do joelho é a medida da amplitude total de rotação. O joelho contralateral normal tem sido frequentemente utilizado como parâmetro de normalidade para avaliar o resultado da reconstrução do LCA.

No presente estudo, verificamos que a reconstrução do LCA com técnica de duplo feixe foi eficiente no que se refere ao controle da rotação do joelho. Em relação aos resultados obtidos na amostra, considerando pacientes operados pela técnica de duplo feixe, os resultados não indicam diferenças significativas entre os lados operados e não operados em relação às amplitudes médias da marcha, da marcha com mudança de direção ou da marcha com mudança de direção ao descer a es-

Tabela 4 – Comparação entre as medidas dos joelhos operados com técnica de duplo feixe e as medidas resumo dos joelhos do grupo controle (isto é, para cada paciente do grupo controle, considera-se a média das amplitudes do joelho direito e esquerdo).

	Grupo	N	Média	D.P.	Mediana	Mínimo	Máximo
Escada	Controle	8	30,8	5,1	29,9	22,8	38,5
p = 0,088	Duplo feixe	11	26,4	5,2	27,1	17,3	34,4
	Total	19	28,2	5,5	28,6	17,3	38,5
Marcha CM	Controle	8	26,7	5,0	26,4	19,0	33,3
p = 0,756	Duplo feixe	11	25,8	6,8	24,2	17,7	39,9
	Total	19	26,1	6,0	26,1	17,7	39,9
Marcha	Controle	8	12,5	3,1	12,0	8,5	17,6
p = 0,423	Duplo feixe	12	11,4	2,7	10,5	8,3	16,8
	Total	20	11,8	2,8	11,1	8,3	17,6

Valor de p referente ao teste t de Student, sendo p1 para o teste corrigido devido à desigualdade de variâncias.

Tabela 5 – Tabela descritiva das amplitudes para os joelhos operados pela técnica de duplo feixe segundo perna dominante.

	Dominância	N	Média	D.P.	Mediana	Mínimo	Máximo
Escada	Não	3	25,9	6,9	22,3	21,7	33,9
	Sim	8	26,6	5,0	27,2	17,3	34,4
	Total	11	26,4	5,2	27,1	17,3	34,4
Marcha CM	Não	3	26,6	11,7	22,3	17,7	39,9
	Sim	8	25,4	5,1	24,8	19,8	36,8
	Total	11	25,8	6,8	24,2	17,7	39,9
Marcha	Não	3	10,7	2,6	10,2	8,4	13,6
	Sim	9	11,6	2,8	10,7	8,3	16,8
	Total	12	11,4	2,7	10,5	8,3	16,8

cada ($p > 0,13$). Estas amplitudes médias também não foram diferentes quando comparados os grupos controle e estudo ($p > 0,05$).

A metodologia aqui utilizada permite a avaliação de pacientes com lesões multiligamentares, deformidades angulares e/ou torcionais dos membros inferiores e qualquer outra situação clínica que possam vir associadas a alterações da rotação do joelho. Este tipo de avaliação pode futuramente se tornar mais um instrumento para auxiliar na tomada de decisão no tratamento destes pacientes.

Apesar de utilizarmos uma metodologia validada, aplicamos esta metodologia a um grupo de pacientes nunca antes avaliado por este método (indivíduos controle e pacientes submetidos a reconstrução com técnica

de duplo feixe). Nossos resultados devem, portanto, ser encarados como indicativos, visto nossa restrita casuística. Desde o ano de 2006, nosso grupo já realizou 87 reconstruções do LCA com técnica de duplo feixe; estes pacientes serão envolvidos em nossas avaliações, aumentando com isso nossa casuística.

CONCLUSÕES

Acreditamos que o laboratório de biomecânica seja uma ferramenta útil para avaliarmos objetivamente a rotação do joelho. Os resultados preliminares não demonstram diferença da técnica de reconstrução de LCA em duplo feixe em relação ao lado contralateral e ao grupo controle.

REFERÊNCIAS

1. Ishibashi Y, Tsuda E, Tazawa K, Sato H, Toh S. Intraoperative evaluation of the anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with the OrthoPilot navigation system. *Orthopedics*. 2005;28(10 Suppl):1277-82.
2. Ishibashi Y, Tsuda E, Yamamoto Y, Tsukada H, Toh S. Navigation evaluation of the pivot-shift phenomenon during double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: is the posterolateral bundle more important? *Arthroscopy*. 2009;25(5):488-95.
3. Ristanis S, Giakas G, Papageorgiou CD, Moraiti T, Stergiou N, Georgoulis AD. The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2003;11(6):360-5.
4. Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W. Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2004;32(4):975-83.
5. Brown CH Jr, Carson EW. Revision anterior cruciate ligament surgery. *Clin Sports Med*. 1999;18(1):109-71.
6. Lubowitz JH, Poehling GG. Techniques in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: as simple as ABC, or putting the cart before the horse? *Arthroscopy*. 2008;24(10):1089-91.
7. Muneta T, Koga H, Morito T, Yagishita K, Sekiya I. A retrospective study of the midterm outcome of two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled semitendinosus tendon in comparison with one-bundle reconstruction. *Arthroscopy*. 2006;22(3):252-8.
8. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Tanabe Y, Tohyama H. Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: comparisons among 3 different procedures. *Arthroscopy*. 2006;22(3):240-51.
9. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res*. 2004;22(1):85-9.
10. Mae T, Shino K, Miyama T, Shinjo H, Ochi T, Yoshikawa H, et al. Single-versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator. *Arthroscopy*. 2001;17(7):708-16.
11. Mochizuki T, Muneta T, Nagase T, Shirasawa S, Akita KI, Sekiya I. Cadaveric knee observation study for describing anatomic femoral tunnel placement for two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2006;22(4):356-61.
12. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2002;30(5):660-6.
13. Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, Fu FH, Petersen W. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med*. 2007;35(2):223-7.
14. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Kuriwaka M, Ito Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Single- versus double-bundle multistranded hamstring tendons. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86(4):515-20.
15. Hamada M, Shino K, Horibe S, Mitsuoka T, Miyama T, Shiozaki Y, et al. Single-versus bi-socket anterior cruciate ligament reconstruction using autogenous multiple-stranded hamstring tendons with endoButton femoral fixation: A prospective study. *Arthroscopy*. 2001;17(8):801-7.
16. Siebold R, Dehler C, Ellert T. Prospective randomized comparison of double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2008;24(2):137-45.
17. Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Croce UD. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996;11(2):90-100.
18. Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1995;10(4):171-8.
19. Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62(5):749-57.
20. Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, Mitsou A, Stergiou N. Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med*. 2003;31(1):75-9.
21. Jarvela T, Moisala AS, Sihvonen R, Jarvela S, Kannus P, Jarvinen M. Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring autografts and bioabsorbable interference screw fixation: prospective, randomized, clinical study with 2-year results. *Am J Sports Med*. 2008;36(2):290-7.
22. Shefelbine SJ, Ma CB, Lee KY, Schrupf MA, Patel P, Safran MR, et al. MRI analysis of in vivo meniscal and tibiofemoral kinematics in ACL-deficient and normal knees. *J Orthop Res*. 2006;24(6):1208-17.
23. Logan MC, Williams A, Lavelle J, Gedroyc W, Freeman M. Tibiofemoral kinematics following successful anterior cruciate ligament reconstruction using dynamic multiple resonance imaging. *Am J Sports Med*. 2004;32(4):984-92.
24. Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W. Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2004;32(4):975-83.
25. Jomha NM, Borton DC, Clingeffer AJ, Pinczewski LA. Long-term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;(358):188-93.
26. Brandsson S, Karlsson J, Sward L, Kartus J, Eriksson BI, Kärrholm J. Kinematics and laxity of the knee joint after anterior cruciate ligament reconstruction: pre- and postoperative radiostereometric studies. *Am J Sports Med*. 2002;30(3):361-7.