CAIO OLIVEIRA D'ELIA

**Estudo comparativo da avaliação da rotação dos joelhos
submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior:
feixe duplo x feixe simples**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de Ortopedia e Traumatologia

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Luis Camanho

**São Paulo
2014**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

D'Elia, Caio Oliveira

Estudo comparativo da avaliação da rotação dos joelhos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior: feixe duplo X feixe simples/Caio Oliveira D'Elia. -- São Paulo, 2014.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: Gilberto Luis Camanho.

Descritores: 1.Ligamento cruzado anterior 2.Anatomia 3.Reconstrução do ligamento cruzado anterior 4.Fenômenos biomecânicos 5.Questionários

USP/FM/DBD-402/14

DEDICATÓRIA

Dedico a conclusão deste ciclo em minha vida às pessoas que tornaram isto possível:

*À minha amada esposa **Carolina**, por seu amor incondicional, dedicação e paciência.*

*Aos meus amados filhos, **Manuela e Rodrigo**, que são minha vida.*

*Aos meus amados pais **Ricardo e Regina**, por terem doado suas vidas à nossa família. Devo **tudo** a vocês.*

*Aos meus irmãos **Luciano e Leonardo**, por serem meus verdadeiros, inseparáveis e incondicionais amigos.*

*Às minhas queridas avós **Antonieta e Cléa**, pela contribuição e pelo apoio em minha criação e formação.*

*Ao meu falecido avô **José Alfano**, de quem tenho muita saudade e que, com certeza, está radiante com mais esta conquista.*

*Aos meus sobrinhos, **Ricardo, Pietra, Guilherme e Gabriela**, por renovarem a vida de nossa família a cada dia.*

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Gilberto Luís Camanho**, pelas orientações, pelos ensinamentos, e por ser minha verdadeira inspiração profissional.

Ao amigo Bitar, por estar ao meu lado, me auxiliando, me apoiando e me ensinando desde meu período de Residência.

Ao Prof. Marcos Duarte e à Dra. Maria Isabel Veras Orselli, pela ajuda e contribuição fundamental em todas as etapas deste trabalho.

Aos amigos do Instituto Vita, por todo apoio em minha vida profissional e pessoal.

Aos pacientes que foram voluntários deste estudo, pela paciência, seriedade e boa vontade. Sem vocês esta tese não teria sido possível.

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação: Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A.L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3^a Ed. São Paulo: Serviços de Biblioteca e Documentação; 2011.

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

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE SÍMBOLOS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO.....	2
2 OBJETIVOS	5
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	7
3.1 Anatomia do ligamento cruzado anterior	7
3.2 Epidemiologia da lesão do LCA	8
3.3 Função do LCA - estudos <i>in vitro</i>	8
3.4 Função do LCA - estudos <i>in vivo</i> - feixe simples	11
3.5 Função do LCA - estudos <i>in vivo</i> - feixe duplo.....	12
3.6 Controle da rotação e artrose	13
4 CASUÍSTICA E MÉTODOS.....	15
4.1 Casuística	15
4.2 Técnica Cirúrgica	16
4.2.1 Reconstrução do LCA técnica feixe simples	17
4.2.2 Reconstrução do LCA técnica feixe duplo	18
4.3 Seguimento dos pacientes.....	19
4.4 Protocolo das avaliações dinâmicas	20
4.5 Medidas biomecânicas	22
4.6 Processamento e análise dos dados	24
4.7 Análise estatística	26
5 RESULTADOS	30
5.1 Força máxima de reação ao solo.....	30
5.2 Amplitude de rotação tibial.....	31
5.3 Ângulo máximo de rotação interna e externa.....	34

6 DISCUSSÃO.....	38
7 CONCLUSÕES.....	44
8 ANEXOS.....	46
Anexo A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Grupo LCA FS e FD).....	46
Anexo B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Grupo Controle).....	49
Anexo C - IKDC objetivo	52
Anexo D - IKDC subjetivo	55
8 REFERÊNCIAS	58

LISTA DE ABREVIATURAS

AM	Anteromedial
A&MD	Tarefa Andar & Mudar de direção
ART	Amplitude de rotação tibial
C	Grupo controle
DOM	Dominância
DP	Desvio Padrão
FD	Feixe duplo
FRS	Componente vertical da força de reação ao solo
FS	Feixe simples
G	Enxerto do tendão grácil
IMC	Índice de Massa Corpórea
LCA	Ligamento cruzado anterior
LD	Lado Direito
LE	Lado Esquerdo
LNO	Lado Não Operado
LO	Lado Operado
Max-FRS	Força de reação ao solo normalizada ao peso corpóreo do indivíduo
MI	Membro inferior
MID	Membro inferior direito
MIE	Membro inferior esquerdo
MMSS	Membros superiores
OA	Osteoartrose
PC	Peso Corpóreo
PL	Posterolateral
REmax	Ângulo máximo de rotação externa
RImax	Ângulo máximo de rotação interna

RNM	Ressonância Nuclear Magnética
ST	Enxerto do tendão semitendíneo
TA	Tarefa Andar
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TSAC	Técnica do Sistema Anatômico de Calibração

LISTA DE SÍMBOLOS

Hz	hertz
kg	quilograma
N	Newton
Nm	Newton metro

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Características antropométricas dos grupos.....	15
Tabela 2	Caracterização dos grupos	20
Tabela 3	Comparação entre joelhos esquerdo e direito do grupo controle, quanto às variáveis de interesse.....	27
Tabela 4	Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos não operados dos grupos FS e FD.....	30
Tabela 5	Resultados dos testes comparativos entre os joelhos não operados e operados dos grupos FS e FD.....	31
Tabela 6	Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos não operados dos grupos FS e FD.....	32
Tabela 7	Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos operados dos grupos FS e FD.....	32
Tabela 8	Resultados dos testes comparativos entre os joelhos não operados e operados dos grupos FS e FD.....	33
Tabela 9	Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos não operados dos grupos FS e FD.....	34
Tabela 10	Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos operados dos grupos FS e FD.....	35
Tabela 11	Resultados dos testes comparativos entre os joelhos não operados e operados dos grupos FS e FD.....	36

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Origem femoral do LCA.	7
Figura 2	Inserção tibial do LCA.	7
Figura 3	Inserções e mudanças na orientação e tensão do feixe AM (seta) e PL (linha interrompida) a 0 graus (A) e 90 graus de flexão.	9
Figura 4	Posicionamento do túnel femoral no grupo feixe simples. a) Corte tomográfico no plano sagital de paciente do grupo FS. b) Ilustração representativa da região a ser confeccionado o túnel femoral no grupo FS	18
Figura 5	Ilustração da execução de duas tarefas: acima (A&MD) e abaixo (D&MD).	21
Figura 6	Camêra para análise tridimensional	22
Figura 7	Plataforma de força	23
Figura 8	Ilustração do posicionamento dos marcadores.	24
Figura 9	Representação esquemática da amplitude de rotação tibial no plano transversal do joelho, durante a fase de balanço.	25
Figura 10	Curvas da média de amplitude de rotação tibial nos três grupos (C, FS, FD) durante a fase de apoio do membro em avaliação.	31
Figura 11	Amplitude de rotação tibia (ART): comparação entre joelhos do grupo controle, com joelhos operados dos grupos FS e FD	33

RESUMO

D'Elia CO. *Estudo comparativo da avaliação da rotação dos joelhos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior: feixe duplo X feixe simples* [Tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2014

Em uma tentativa de melhor restabelecer a função normal do ligamento cruzado anterior (LCA), foi proposta a técnica de reconstrução do LCA com feixe duplo (FD). Entretanto, a superioridade desta técnica frente à técnica com feixe simples (FS) ainda não está claramente demonstrada no cenário clínico. O propósito do presente estudo foi avaliar e comparar a amplitude de rotação tibial, o máximo de rotação interna e externa, e a força de reação ao solo de joelhos submetidos à reconstrução anatômica com feixe duplo, a joelhos submetidos à reconstrução com feixe simples, durante a realização de tarefas dinâmicas. Para isso, um total de 75 (setenta e cinco) indivíduos foram avaliados (26 reconstruções feixe duplo, 22 reconstruções feixe simples, 27 indivíduos sem lesão do LCA que formaram um grupo controle). Utilizando um sistema de análise do movimento humano, constituído por 4 câmeras para a análise do movimento, os indivíduos foram avaliados em três tarefas de demandas distintas. Utilizou-se a técnica TSACCAST para o cálculo da rotação interna e externa da tibia. A média da amplitude de rotação tibial, máximo de rotação interna e externa, foi avaliada para cada joelho em cada um dos três grupos. A avaliação clínica destes pacientes foi realizada utilizando-se questionários subjetivo e objetivo (IKDC), assim como artrometria manual. Estas avaliações revelaram que ambos os grupos operados eram semelhantes no que se refere ao resultado clínico pós-operatório. A avaliação da amplitude de rotação tibial, máximo de rotação interna e externa, demonstrou que o joelho operado era semelhante ao joelho não operado e aos joelhos do grupo controle. Também não se verificou diferença significativa nos valores de amplitude de rotação tibial, máximo de rotação interna e externa, quando se comparou o grupo FS ao grupo FD. Desta forma, concluímos que a reconstrução do LCA com a técnica de FS e com a técnica de FD são similares no que se refere ao restabelecimento do controle da rotação da tibia.

Descritores: Ligamento cruzado anterior; Anatomia; Reconstrução do ligamento cruzado anterior; Fenômenos biomecânicos.

ABSTRACT

D'Elia CO. *Evaluation of tibial rotational range during dynamic activities: double-bundle vs. single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction* [Thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2014

In an attempt to better restore the normal function of the two ACL bundles, the ACL reconstruction with two bundles has been proposed. However, the superiority of the double-bundle technique has not been clearly demonstrated in the clinical setting. The purpose of this study was to compare the tibial rotational range, maximal internal and external rotation and ground reaction force of anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstructed knees with single-bundle anterior cruciate ligament reconstructed knees during three different demanding tasks. A total of 75 subjects, (26 with double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, 22 with single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, and 27 healthy control individuals) were evaluated in this study. Using a 4-camera motion analysis system, motion subjects were recorded performing during three different tasks. Using the CAST technique, the internal-external tibial rotation of both knees was calculated. The mean tibial rotational range, maximum internal and external rotation, for each knee, was evaluated for the 3 groups (double-bundle group, single-bundle group, and control group). Clinical assessment, including objective and subjective IKDC scores, and knee arthrometric measurement, revealed restoration of the reconstructed knee stability with no differences between the two anterior cruciate ligament reconstruction groups. The results demonstrated that both groups resulted in tibial rotation range values that were similar to those in the non-injured knees and those in the healthy controls. There were also no significant differences in tibial rotational range, maximal internal and external rotation and ground reaction force between the DB group and the SB group. Therefore, anatomical double-bundle and single-bundle reconstruction are able to restore normal tibial rotation.

Descriptors: Anterior cruciate ligament; Anatomy; Anterior cruciate ligament reconstruction; Biomechanical phenomena.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos 25 anos, o ligamento cruzado anterior (LCA) tem sido uma das estruturas mais estudadas no sistema musculoesquelético. Anatomia, biomecânica e função, epidemiologia e mecanismos de lesão, evolução clínica e formas de tratamento, já foram e continuam sendo extensamente estudados.

A osteoartrose tardia continua a ser uma das mais importantes complicações após a lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) e sua reconstrução¹.

Apesar das causas exatas para o desenvolvimento da OA após a reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) não serem totalmente conhecidas e seu provável aspecto multifatorial, tem sido sugerido que, após a reconstrução do LCA com feixe simples², o controle rotacional da tíbia não seria completamente restabelecido, e isto alteraria as áreas de contato e o padrão de distribuição da pressão na articulação do joelho, contribuindo para o desgaste da cartilagem, condropenia e OA tardia³.

Diversos estudos observaram que a reconstrução do LCA com feixe simples não é capaz de restabelecer o controle rotacional da tíbia aos níveis normais^{1,3-8}.

O LCA é constituído pelos feixes anteromedial (AM) e posterolateral (PL). Tradicionalmente, a reconstrução do LCA com FS tem sido realizada reconstruindo-se o feixe AM isoladamente. Entretanto, ambos feixes, AM e PL, possuem funções importantes para a estabilidade articular. Estudos sobre as mudanças de comprimento e das forças *in situ* em cada um dos feixes individualmente indicam que ambos são importantes para um joelho estável. Quando uma força de translação anterior é aplicada à tíbia, o feixe AM é uma importante estrutura estabilizadora quando o joelho se encontra em uma posição mais fletida, enquanto que o feixe PL possui um papel mais importante quando o joelho se encontra em uma posição mais estendida.

Ambos feixes são importantes quando se aplica à tíbia uma força combinada de translação anterior associada a uma força rotacional⁹⁻¹³.

Em uma tentativa de se restabelecer de forma mais efetiva a função do LCA, a reconstrução do LCA com feixe duplo (FD) foi proposta mais recentemente¹⁴⁻¹⁶.

Estudos intraoperatórios e *in vitro* demonstraram que a reconstrução do LCA com FD¹⁷ restabeleceria o controle rotacional da tíbia de forma mais efetiva que as técnicas com feixe simples¹⁸⁻²². Entretanto, a superioridade da técnica com FD ainda não foi demonstrada de forma clara no cenário clínico.

Nos mais recentes estudos clínicos existentes, os pacientes foram acompanhados de forma prospectiva e avaliados utilizando-se escores objetivos e subjetivos. Os escores objetivos são baseados em medidas de frouxidão, como o *pivot-shift* e a artrometria manual²³⁻²⁵. Os resultados dos testes aplicados no pós-operatório demonstram uma melhora significativa na estabilidade articular, porém, no que se refere ao teste de *pivot-shift*, não é possível afirmar de forma definitiva que a função do joelho após a reconstrução do LCA com FD¹⁷ é melhor quando comparada à reconstrução do LCA com FS²⁶.

Os escassos estudos sobre a cinemática do joelho após a reconstrução do LCA com FD apresentam resultados conflitantes^{27-29,30}. Na maioria destes estudos, a cinemática da tíbia em relação ao fêmur ou do joelho foi avaliada somente durante atividades dinâmicas de alta demanda.

2 OBJETIVOS

2 OBJETIVOS

Os objetivos do presente estudo foram: avaliar, *in vivo*, se o controle rotacional da tíbia é restabelecido a níveis normais após a reconstrução do LCA com FS e FD, e qual dos métodos oferece melhor resultado no que se refere ao controle da rotação tibial, em tarefas de demandas biomecânicas distintas e progressivas.

Nossa hipótese era que a reconstrução do LCA com FD ofereceria melhor resultado quando comparado à reconstrução do LCA com FS, no que concerne o restabelecimento do controle rotacional da tíbia em tarefas dinâmicas.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Anatomia do ligamento cruzado anterior

A origem femoral do LCA é na região posterior da superfície da parede medial do côndilo femoral lateral. A origem femoral apresenta uma aspecto oval, medindo de 11 a 24mm de diâmetro (Figura 1)³¹.

Figura 1 - Origem femoral do LCA³¹

As fibras do LCA expandem à medida que se aproximam da inserção tibial. A região de inserção possui, aproximadamente, 11mm (8 a 12mm) de largura e 17mm (14 a 21mm) na direção anteroposterior, localizada à frente e lateral à espinha tibial medial (Figura 2)^{31,32}.

Figura 2 - Inserção tibial do LCA^{31, 32}

O LCA é envolvido por uma membrana sinovial, o que coloca o ligamento em uma posição intra-articular, porém extra-sinovial através de seu curso³³. Girgis *et al.*³¹ dividiram o LCA em duas partes, denominadas feixes, anteromedial (AM) e posterolateral (PL), de acordo com sua inserção tibial.

3.2 Epidemiologia da lesão do LCA

A lesão do LCA é relativamente frequente, principalmente na população jovem e que participa de atividades esportivas. A lesão isolada do LCA corresponde a quase 50% de todas as lesões ligamentares que acometem a articulação do joelho. Estima-se que, na população geral, 1 a cada 3.000 pessoas sofrerá uma lesão do LCA ao ano; 70% destas lesões ocorrerão durante a prática esportiva^{34,35}.

Mulheres apresentam um risco relativo maior que os homens. Messina *et al.*, acompanhando jogadores de basquete de nível colegial, observaram que a taxa de lesão do LCA em mulheres é, aproximadamente, 4 vezes maior nas mulheres, quando comparadas aos homens³⁶.

Devido às técnicas cirúrgicas disponíveis atualmente, uma pessoa lesionada submetida à reconstrução do LCA pode retornar à atividade esportiva intensa em quase 90% dos casos^{23,37}.

3.3 Função do LCA – estudos *in vitro*

O comprimento e a orientação dos feixes mudam à medida que o joelho é fletido passivamente, durante a flexão, o feixe AM fica mais tenso e o PL menos tenso, e, na extensão, o feixe AM fica menos tenso e o PL mais tenso (Figura 3). As funções do LCA como um conjunto de feixes e dos feixes de forma individualizada ainda é motivo de pesquisas e controvérsia.

Figura 3 - Inserções e mudanças na orientação e tensão do feixe AM (seta) e PL (linha interrompida) a 0 graus (A) e 90 graus de flexão^{31,33}

Em relação à cinemática do LCA, o LCA foi e ainda é considerado isométrico por alguns autores. Furia *et al.*, estudando a "isometricidade" do LCA, não encontrou o ponto isométrico ideal. Para este autor, quando se considera o LCA como um todo, ele não pode ser considerado isométrico³⁸. Zavras *et al.*, de forma contraditória, em seu estudo, encontraram uma zona de "isometricidade" no fêmur, na qual o LCA teria menos de 1mm de alteração em seu comprimento durante a flexo-extensão do joelho³⁹.

As mudanças de comprimento das fibras do LCA durante a flexoextensão do joelho nos dão indícios de seu comportamento funcional, o que permite controlar a anteriorização da tíbia e, secundariamente, a rotação interna e externa^{40,41}. É próximo à extensão do joelho que maior parte das fibras do LCA se encontram tensionadas. Durante a flexão do joelho, o feixe AM possui apenas 2-3 mm de mudança em seu comprimento, enquanto o PL possui 5-6 mm de mudança em seu comprimento⁴², sendo assim, o feixe AM é considerado o "mais isométrico".

A função primária do LCA é controlar a translação anterior da tíbia^{41,43}. Amis *et al.*, em um estudo para avaliar o papel do LCA e seus feixes no controle da translação anterior da tíbia, concluíram que, no que se refere ao controle da translação anterior da tíbia, o feixe AM é predominante a 90 graus de flexão e o feixe PL a 20 graus de flexão. Nenhum dos feixes poderia ser considerado isométrico⁴¹.

Gabriel *et al.*¹⁰ estimaram a tensão nas fibras do LCA em duas condições: gaveta anterior e gaveta anterior com uma carga rotatória combinada (simulando a manobra do *pivot shift*). Durante a avaliação com uma força de 134 N de anteriorização da tíbia, em diferentes ângulos de flexão, o feixe PL demonstrou a maior tensão próximo da extensão, enquanto o feixe AM demonstrou aumento da tensão com a flexão do joelho, atingindo o máximo com 60 graus. Com a aplicação de uma força rotacional combinada de 10 Nm de valgo e 5 Nm de rotação interna, demonstrou-se que o feixe PL tem maior tensão em 15 e 30 graus de flexão, enquanto o feixe AM demonstrou tensão semelhante em ambas angulações, e superiores ao feixe PL.

Zantop *et al.* estudaram o impacto da seção isolada dos feixes AM e PL quando se aplica uma força no sentido da translação anterior da tíbia combinada a uma carga rotatória. Demonstram que a translação anterior da tíbia aumenta de forma considerável a 0 e 30 graus, após a seção isolada do feixe PL, quando comparada à translação anterior da tíbia após a seção isolada do feixe AM. Concluiu-se que ambos os feixes possuem papel funcional importante para a estabilidade articular⁴⁴.

O papel do LCA como um todo e de seus feixes no controle passivo da rotação do joelho ainda é controverso. Lorbach *et al.*, em um estudo com cadáveres, demonstraram um aumento somente de 2 a 3 graus na rotação interna-externa com a ausência do LCA⁴⁵.

Lie *et al.* demonstraram que a ausência do LCA gera, além de instabilidade anterior, um aumento da frouxidão rotacional⁴⁶, e que a reconstrução anatômica com feixe simples não seria capaz de restabelecer a última.

3.4 Função do LCA - estudos *in vivo* - feixe simples

Nos últimos 10 anos, surgiram diversas publicações que procuraram avaliar *in vivo* qual o efeito da ausência do LCA e da reconstrução do LCA no controle rotacional da tíbia. Diversos estudos *in vivo*, utilizando a análise tridimensional do movimento, demonstraram rotação anormal do joelho após reconstrução do LCA^{3,4,47,48}.

Brandsson *et al.*, estudando a cinemática do joelho com ausência do LCA e após a reconstrução, verificaram que o controle rotacional não foi alterado com a reconstrução⁴⁹.

Tashman *et al.* verificaram que, durante uma atividade de alta demanda (correr em uma esteira com declive), indivíduos submetidos à reconstrução do LCA apresentavam um padrão de rotação do joelho anormal (padrão em rotação externa), apesar do restabelecimento do controle da translação anterior da tíbia⁶.

Yoo *et al.* também observaram que, em condições dinâmicas, após a reconstrução do LCA, não ocorre o restabelecimento do controle rotacional do joelho⁵⁰.

Georgoulis *et al.* avaliaram a rotação do joelho em 11 indivíduos submetidos à reconstrução do LCA utilizando a técnica de feixe simples com tendões flexores e 11 indivíduos controle, e verificaram que a reconstrução do LCA não restabeleceu o controle rotacional da tíbia. Os joelhos reconstruídos demonstravam uma rotação tibial maior quando comparado ao lado contralateral ($p=0,002$), assim como quando comparado aos joelhos do grupo controle ($p=0,011$). Adicionalmente, não encontraram diferenças entre os joelhos não operados do grupo LCA e os joelhos do grupo controle ($p=0,892$)⁵.

Chouliaras *et al.* compararam pacientes submetidos à reconstrução do LCA com tendões flexores (11 pacientes), a pacientes submetidos à reconstrução do LCA com tendão patelar (11 pacientes), em relação ao controle rotacional do joelho. Nenhuma das duas técnicas foi capaz de restabelecer o controle rotacional a níveis normais⁵¹.

Ristanis *et al.* avaliaram o impacto do posicionamento mais horizontal do túnel femoral no momento da reconstrução, no controle rotacional do joelho. Para isto, estudaram 20 indivíduos submetidos à reconstrução do LCA, divididos em dois grupos de 10 pacientes. Adotaram, para a avaliação, duas posições para o túnel femoral, 10h e 11h (joelho direito). Independente da posição adotada, a rotação do joelho não foi restabelecida ao normal⁸.

3.5 Função do LCA - estudos *in vivo* - feixe duplo

Hemmerich *et al.* compararam pacientes submetidos à reconstrução do LCA com feixe simples (11 pacientes) e feixe duplo (11 pacientes). Neste estudo, não foram encontradas diferenças na amplitude de rotação tibial entre os grupos, porém o ponto médio de rotação (ponto médio entre o máximo de rotação externa a máximo de rotação interna) foi mais próximo ao normal no grupo feixe duplo. O grupo feixe simples adotou uma posição em maior rotação externa²⁹.

Tsarouhas *et al.*, por sua vez, compararam 4 grupos em relação à amplitude de rotação tibial: indivíduos submetidos à reconstrução do LCA com feixe simples, feixe duplo, indivíduos LCA-deficientes e um grupo controle. Não encontraram diferenças entre qualquer um dos grupos avaliados no que se refere à ART, porém os joelhos operados nos grupos FS e FD apresentaram um padrão de menor carga rotacional²⁸.

Em outro estudo, Misonoo *et al.* também compararam 3 grupos em relação à amplitude de rotação tibial: indivíduos submetidos à reconstrução do LCA com feixe simples, feixe duplo, e um grupo controle. Os joelhos reconstruídos apresentaram um padrão de rotação maior que os joelhos com LCA intacto. Não encontraram, porém, diferença no padrão de rotação entre os joelhos submetidos à reconstrução do LCA com feixe simples e feixe duplo ($p=0,91$)²⁷.

3.6 Controle da rotação e artrose

Um dos motivos para o extenso estudo a respeito dos resultados obtidos com o tratamento das lesões do LCA diz respeito à maior prevalência de processo degenerativo do joelho após a lesão do LCA, mesmo após o tratamento cirúrgico^{52,53}.

A gênese da OA após a lesão do LCA é sabidamente multifatorial, sendo os principais preditores de OA a presença de lesões meniscais associadas⁵⁴, a presença de lesões traumáticas da cartilagem no momento da lesão e a contusão óssea (*bone bruise*), este último mais controverso¹.

Mais recentemente, alguns autores têm relacionado a instabilidade rotacional residual, muitas vezes vista no pós-operatório da reconstrução do LCA, à progressão da OA. Jonsson *et al.* verificaram que pacientes com *pivot shift* residual apresentam, após 2 anos de cirurgia, OA com maior frequência, demonstrado por meio de maior captação na cintilografia, assim como pacientes submetidos à meniscectomia também apresentam mais OA⁵⁵.

Stergiou *et al.* propuseram uma teoria para explicar a presença de OA em joelhos LCA-deficientes e em joelhos reconstruídos. Segundo o autor, em função do não restabelecimento do controle rotacional do joelho a níveis normais após a lesão do LCA ou mesmo após a cirurgia, áreas da cartilagem articular, que, em geral, não são submetidas à grande sobrecarga, passam a ser solicitadas, o que facilitaria o desenvolvimento de um processo de condropenia e, secundariamente, a OA. O desenvolvimento de novas técnicas e procedimentos cirúrgicos para a reconstrução do LCA, como enxertos posicionados mais horizontalmente, ou técnicas de duplo feixe, poderiam restabelecer a rotação tibial a níveis normais e, talvez, auxiliar na prevenção de patologias futuras. Entretanto, análises biomecânicas da marcha, *in vivo*, seriam necessárias para avaliar os efeitos destes procedimentos na rotação tibial³.

4 CASUÍSTICA E MÉTODOS

4 CASUÍSTICA E MÉTODOS

4.1 Casuística

Realizou-se, previamente, um estudo-piloto, que avaliou 6 pacientes, operados em diversos momentos, no que se refere à diferença na amplitude de rotação tibial (ART) entre os joelhos operado e não operado, sendo o desvio padrão médio desta diferença de 5 graus. Visando encontrar diferenças de, pelo menos, 5 graus na ART entre joelho operado e não operado entre as duas técnicas avaliadas, incluindo um terceiro grupo controle para estudo, com poder de 80% e confiança de 95%, a amostra necessária em cada grupo seria de 21 sujeitos, baseado no cálculo de amostra para ANOVA, supondo teste bicaudal.

Baseado no estudo-piloto, setenta e cinco indivíduos foram selecionados e avaliados no presente estudo, divididos em três grupos: grupo controle (C) (n=27), grupo reconstrução LCA FS (n=22) e grupo reconstrução LCA FD (n=26). A idade ($p=0,951$) e estatura ($p=0,531$) foram semelhantes nos três grupos. Peso ($p=0,027$) e índice de massa corpórea (IMC) foram superiores no grupo FD ($p=0,015$), quando comparado ao grupo controle, mas similares quando comparado ao grupo FS (Tabela 1).

Tabela 1 - Características antropométricas dos grupos

	Grupo controle (n=27)	Grupo Feixe Simples (n=22)	Grupo Feixe Duplo (n=26)
Idade (anos)	27,07±5,23	27,45±8,11	26,85±6,64
Altura (cm)	1,73±0,10	1,75±0,09	1,76±0,10
Massa (kg)	69,41±11,36	76,18±9,42	78,35±14,61*
IMC (kg/m²)	23,14±2,57	24,87±2,05	25,19±2,94*

Abreviações: IMC, índice de massa corporal; Dados apresentados como média±DP;
*Comparação de Grupo Feixe Duplo vs. Grupo Controle, $p<0,05$; ANOVA, teste *post-hoc* Bonferroni.

Todos participantes concordaram em participar do presente estudo e assinaram o termo de consentimento informado (Anexos A e B). O estudo foi previamente aprovado pelo comitê de ética em pesquisa.

Dezenove homens e 9 mulheres formaram o grupo controle. Estes indivíduos não apresentavam nenhum tipo de alteração em seus sistemas neurológico e/ou musculoesquelético, assim como nenhum histórico de lesão acometendo os membros inferiores (MMII). Vinte homens e 6 mulheres formaram o grupo feixe duplo (FD), e 16 homens e 6 mulheres formaram o grupo feixe simples. Os grupos FS e FD foram formados por pacientes submetidos à reconstrução isolada do LCA entre fevereiro de 2007 e maio de 2010.

Critérios de inclusão:

- Pacientes com lesão isolada do LCA (sem lesão meniscal ou de cartilagem visualizada durante a cirurgia);
- Pacientes tratados com reconstrução isolada do LCA utilizando técnica de feixe simples ou feixe duplo;
- Pacientes submetidos à reconstrução do LCA e considerados como "sucesso clínico" na última avaliação médica.

O "sucesso clínico" no presente estudo foi definido como: pacientes com 10 meses ou mais após a cirurgia, IKDC subjetivo com resultado acima de 75, IKDC objetivo classificado como A ou B, diferença na artrometria manual (KT-1000) menor ou igual a 4 mm e ausência de dor anterior no joelho na última avaliação clínica.

4.2 Técnica cirúrgica

Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados ou diretamente supervisionados por um único cirurgião. O procedimento cirúrgico de reconstrução com FS foi realizado de acordo com Pinczewski *et al.*⁵⁶. O

procedimento cirúrgico de reconstrução com FD foi realizado de acordo com a técnica de Jarvela *et al.*^{23,37} e parâmetros de Zelle *et al.*^{18,19}. O procedimento, independente da técnica, iniciava-se sempre com o exame físico sob anestesia, a fim de se confirmar a lesão. A fonte de enxerto utilizada em todos os pacientes foi o autoenxerto dos tendões semitendíneo (ST) e grácil (G) do membro ipsilateral.

4.2.1 Reconstrução do LCA técnica feixe simples

O procedimento artroscópico na reconstrução LCA FS foi realizado utilizando-se os portais anterolateral alto e anteromedial.

A reconstrução do LCA com FS foi realizada por meio da confecção de um túnel femoral e um túnel tibial. O posicionamento dos túneis utilizou os parâmetros estabelecidos por Pinczewski *et al.*⁵⁶⁻⁵⁸.

Com o joelho flexionado em 120°, um fio guia era posicionado na posição 10 horas (2 horas joelho esquerdo), através do portal AM, então, o túnel femoral (7-10 mm) era perfurado na topografia da origem do feixe anteromedial (AM) (Figura 4). A seguir, o joelho era levado a 90° de flexão, e um único túnel tibial era confeccionado através da tíbia proximal (7-10 mm) na região da inserção do LCA na tíbia.

Figura 4 - Posicionamento do túnel femoral no grupo feixe simples. a) Corte tomográfico no plano sagital de paciente do grupo FS demonstrando localização do túnel femoral. b) Ilustração representativa (em verde) da região a ser confeccionado o túnel femoral no grupo FS⁵⁹.

Não era realizada intercondiloplastia rotineira, o enxerto era inserido através do túnel tibial, em direção ao túnel femoral, e fixado com parafusos de interferência bioabsorvíveis (Mega Fix®, Karl-Storz, Tuttlingen, Germany), no fêmur (de dentro para fora) e na tíbia (de fora para dentro). Para a fixação tibial, o enxerto era tensionado manualmente, e fixado com o joelho em 30 graus de flexão e rotação neutra. Os parafusos de fixação tibial eram inseridos o mais próximo possível à linha articular. Para finalizar, o joelho era submetido à flexo-extensão total, e confirmava-se, com o auxílio do artroscópio, a ausência de impacto do enxerto na região do teto do intercôndilo.

4.2.2 Reconstrução do LCA técnica feixe duplo

O procedimento artroscópico para a reconstrução do LCA com FD era realizado utilizando-se os portais anterolateral alto, anteromedial, e anteromedial acessório.

A reconstrução do LCA com FD foi realizada por meio da confecção de dois túneis femorais e dois túneis tibiais. O posicionamento dos túneis

utilizou os parâmetros estabelecidos por Zelle *et al.*¹⁹ e a técnica cirúrgica utilizou como padrão o descrito por Jarvela *et al.*^{23,37}. Não se realizou intercondiloplastia rotineira, e os enxertos foram inseridos através dos túneis tibiais, em direção aos túneis femorais, e fixados, então, com parafusos de interferência bioabsorvíveis no fêmur (de dentro para fora) e na tíbia (de fora para dentro) (Mega Fix®, Karl-Storz, Tuttlingen, Germany). O enxerto para o feixe posterolateral (PL) era inserido primeiro, seguido pelo anteromedial (AM). Para a fixação tibial, o feixe PL era tensionado e fixado primeiro com o joelho em extensão total e rotação neutra. O feixe AM era, então, tensionado manualmente, e fixado com 30 graus de flexão do joelho e rotação neutra. Ambos feixes foram fixados na tíbia com parafusos de interferência bioabsorvíveis (Mega Fix®, Karl-Storz, Tuttlingen, Germany). Os parafusos foram inseridos o mais próximo possível à linha articular. Para finalizar, o joelho era submetido à flexoextensão total, e confirmava-se com o auxílio do artroscópio a ausência de impacto anterior do enxerto no teto do intercôndilo.

4.3 Seguimento dos pacientes

Os pacientes submetidos ao tratamento cirúrgico (FS e FD) foram avaliados semanalmente até a retirada dos pontos (14 dias de pós-operatório). A partir de então, eram reavaliados mensalmente, até a liberação plena para retornar às atividades esportivas.

Os pacientes podiam retornar às atividades esportivas a partir dos 6 meses de pós-operatório, caso obtivessem plena recuperação da força funcional e estabilidade articular. Considerava-se que o paciente havia obtido plena recuperação da força funcional quando ele demonstrava simetria ao lado não operado, do quadríceps e flexores do joelho (diferença aceitável entre os lados $\leq 15\%$). Medida esta obtida por meio do dinamômetro isocinético (Cybex®), velocidade angular de 60 graus/segundo. A avaliação clínica da estabilidade articular era obtida utilizando-se testes

objetivos e subjetivos. Utilizamos os escores objetivo (IKDC objetivo – Anexo C) e subjetivo (IKDC subjetivo – Anexo D) da *International Knee Documentation Committee* (IKDC)⁶⁰, incluindo a medida da translação tibial anterior por meio do artrômetro manual KT-1000.

4.4 Protocolo das avaliações dinâmicas

O protocolo de testes para avaliar as tarefas dinâmicas foi realizado na média $15,21 \pm 2,16$ meses (máximo: 21 meses; mínimo: 11 meses) após a realização da cirurgia. Antes da coleta de dados, todos pacientes eram submetidos à nova avaliação clínica, e reavaliados quanto aos escores IKDC objetivo e subjetivo (Tabela 2).

Tabela 2 - Caracterização dos grupos

	Grupo Feixe Simples (n=22)	Grupo Feixe Duplo (n=26)
Tempo até a avaliação (meses)	15,59±1,99	14,88±2,29
Lado operado (D:E) #	13:9	16:10
Dominância (D:E) &	18:4	22:4
IKDC subjetivo	90,77±5,53	90,40±5,45
IKDC objetivo (A:B) #	10:12	15:11
KT 1000 diferença (mm)	2,18±1,18	2,08±1,29

Abreviações: D, direito; E, esquerdo. Dados apresentados como média $\pm$ DP; * $p < 0,05$; teste t-Student. #Comparação da distribuição das variáveis qualitativas entre os grupos, $p > 0,05$; teste Qui-Quadrado. & Comparação da distribuição da variável qualitativa entre os grupos, $p > 0,05$; teste da Razão de Verossimilhança.

Os sujeitos da pesquisa realizaram três tarefas de demandas biomecânicas distintas e com complexidades progressivamente maiores. A primeira tarefa era a "Tarefa Andar" (TA), na qual o sujeito deveria andar a uma velocidade confortável e pisar sobre a plataforma de força com o membro a ser analisado. A segunda tarefa era a tarefa "Andar & Mudar de direção" (A&MD) na qual o sujeito deveria andar a uma velocidade confortável, e realizar uma manobra de mudança de direção de 90 graus sobre o pé de apoio (na direção do relógio quando pé de apoio do MID, e

contra a direção do relógio quando pé de apoio do MIE) quando esse tocava a plataforma de força⁶¹. A terceira tarefa era a "Descer escada & Mudar de direção" (D&MD), na qual o sujeito deveria descer uma escada de 4 degraus⁶² e, após o pé de apoio tocar na plataforma de força, realizar uma manobra de mudança de direção de 90 graus sobre esse (na direção do relógio quando pé de apoio do MID, e contra a direção do relógio quando pé de apoio do MIE) (Figura 5).

Figura 5 - Ilustração da execução de duas tarefas: acima (A&MD) e abaixo (D & MD)

Para as segunda e terceira tarefas, os participantes eram instruídos a: 1) elevar os membros superiores (MMSS) acima da cintura, a fim de que não houvesse interferência dos MMSS com os marcadores refletivos posicionados na coxa (descritos a seguir); 2) garantir que o pé estivesse direcionado para frente, no momento do contato inicial na plataforma de força, e 3) não tocar o pé do membro inferior (MI) na fase de balanço antes de finalizar a mudança de direção. Depois de finalizar a mudança de direção,

os indivíduos andavam mais 3 passos à frente, em direção a um ponto de referência localizado a 90 graus da trajetória original. Todos os indivíduos tiveram tempo para praticar e se adaptar às tarefas antes da aquisição de dados. Eles realizaram 2 séries de 7 a 8 tentativas para cada tarefa. Em cada série, as medidas se referiam somente a um lado do corpo, que era determinado pelo pé que tocava a plataforma de força. A fim de se evitar a fadiga e os efeitos de aprendizado, o lado que seria medido na primeira série de cada tarefa era escolhido de forma randomizada.

4.5 Medidas biomecânicas

Durante as três tarefas descritas acima, a posição do membro inferior (MI), a posição da pelve e as forças de reação do solo foram medidas para cada indivíduo, utilizando um sistema optoeletrônico, composto por quatro câmeras para a análise tridimensional do movimento (Vicon 460, Oxford Metrics, Oxford, UK), e plataforma de força (OR6-2000, AMTI Inc., Watertown, MA) (Figura 6 e 7) e *software* próprio para aquisição e armazenamento dos dados.

Figura 6 - Câmera para análise tridimensional

Figura 7 - Plataforma de força

Para a análise cinemática, a técnica de calibração do sistema anatômico⁶³ foi adotada para determinar os eixos anatômicos dos MMII por meio da colocação de marcadores retrorrefletivos nas seguintes referências anatômicas dos MMII e da pelve: base do segundo pododáctilo, cabeça do quinto metatarso, maléolos lateral e medial, epicôndilos femorais lateral e medial, trocanter maior, ponto médio entre a espinha íliaca pósterio-superior e as duas espinhas íliacas anteriores. Adicionalmente, marcadores técnicos foram colocados, bilateralmente, no terço médio da crista íliaca, na região posterior do calcâneo, e quatro marcas em cada coxa e perna; estes dois últimos conjuntos de marcações foram fixados em uma faixa de neoprene e, então, fixados a cada segmento (coxa e perna) (Figura 8). As câmeras foram posicionadas ao redor da plataforma de força, de forma a capturar imagens anteriores e posteriores, assim como um dos lados do indivíduo durante a execução de todas as tarefas. Os dados correspondentes à análise cinemática (via câmeras) foram coletados em uma frequência de 120 Hz e os dados correspondentes da análise cinética (plataforma de força) foram coletados em uma frequência de 600 Hz.

Figura 8 - Ilustração do posicionamento dos marcadores

4.6 Processamento e análise dos dados

Com o objetivo de se calcular a amplitude de rotação tibial (ART) durante a execução das tarefas dinâmicas, calculou-se, para cada tarefa, o deslocamento angular da tíbia em relação ao fêmur no plano transversal (Figura 9): "Amplitude de Rotação Tibial" (ART). Para o cálculo do ângulo de rotação tibial, não se utilizou como referência a posição neutra dos participantes a fim de se considerar as possíveis diferenças anatômicas entre os joelhos. Todas as medidas foram adquiridas durante a fase de apoio da marcha, correspondendo ao período em que o pé de apoio manteve-se em contato com a plataforma de força, fase esta que corresponde à maior demanda mecânica sobre o joelho.

Figura 9 - Representação esquemática da amplitude de rotação tibial no plano transversal do joelho, durante a fase de balanço³

O componente vertical da "Força de Reação ao Solo" (FRS) foi mensurado a fim de se quantificar o impulso gerado pela carga externa aplicada ao membro de suporte. Impulso aqui definido como a área abaixo da curva da FRS e a duração da fase de apoio, correspondendo, então, a uma medida da carga total aplicada no membro e a duração na qual esta carga é aplicada. Utilizamos o componente vertical do impulso da FRS como dado quantitativo para avaliar se os indivíduos dos diferentes grupos foram capazes de realizar as tarefas de forma semelhante, e, também, verificar se foram capazes de realizar as tarefas de forma semelhante com ambos joelhos (esquerdo/direito, operado/não operado).

O processamento de dados consistiu em aplicar um filtro, do tipo passa-baixa frequência de forma digital (filtro *Butterworth*, de quarta ordem e atraso de fase zero) aos componentes da FRS e às posições correspondentes, com 100Hz e 5Hz como frequências de corte, respectivamente. O início e final da fase de apoio foram identificados utilizando-se o componente vertical da FRS. O processamento de dados e cálculo dos ângulos foram realizados utilizando-se o *software* Visual3D (Versão 4.0, C-motion Inc., Rockville, MD).

A média entre as tentativas foi calculada para cada tarefa e, para ambos os lados de cada indivíduo, para as seguintes variáveis:

- a) Amplitude de Rotação Tibial (ART), definido como o ângulo máximo de rotação interna, representado como valores positivos

- (Rlmax) subtraído do ângulo máximo de rotação externa, representado como valores negativos (REmax) da tibia em relação ao fêmur, no plano transversal, durante a fase de apoio;
- b) Componente vertical do impulso da FRS.

Um mínimo de três e um máximo de cinco tentativas por lado foram consideradas para os cálculos.

Os ângulos de rotação e o componente vertical da FRS, durante o período da fase de apoio, foram utilizados para o cálculo de uma média entre as tentativas, para cada lado dos indivíduos. Estas séries de tentativas foram utilizadas para calcular a média entre indivíduos para o lado operado e não operado (LO e LNO) no grupo feixe duplo, lado operado e não operado (LO e LNO) no grupo feixe simples, lados esquerdo e direito (LE e LD) no grupo controle durante a execução das três tarefas. Não foi possível analisar a influência da dominância, já que somente 4 indivíduos do grupo FD, 4 do grupo controle e 4 do grupo FS, tinham o membro inferior esquerdo como dominante. A FRS foi normalizada ao peso corpóreo do indivíduo (Max-FRS).

4.7 Análise estatística

Na análise estatística, as seguintes variáveis foram comparadas: componente vertical da FRS normalizada pelo peso corporal (Max-FRS), a Amplitude de Rotação Tibial (ART), o ângulo máximo de rotação interna (Rlmax) e o ângulo máximo de rotação externa (REmax).

As comparações realizadas entre os joelhos direito e esquerdo do grupo controle, utilizando o teste-t de *Student*, demonstraram que não havia diferença entre os lados do grupo controle ($p > 0,05$), adotou-se, então, a média entre os joelhos esquerdo e direito como representativo do grupo controle (Tabela 3).

Tabela 3 - Comparação entre joelhos esquerdo e direito do grupo controle, quanto às variáveis de interesse

	Lado esquerdo	Lado direito
Max-FRS TA	1,17±0,07 (n=27)	1,18±0,09 (n=27)
Max-FRS A&MD	1,24±0,16 (n=25)	1,24±0,18 (n=25)
Max-FRS D&MD	1,72±0,40 (n=27)	1,71±0,36 (n=27)
ART TA	11,97±3,65 (n=27)	12,49±3,84 (n=27)
ART A&MD	27,03±5,19 (n=27)	26,81±4,68 (n=27)
ART D&MD	27,35±4,70 (n=27)	27,75±4,57 (n=27)
RI_{max} TA	4,75±4,13 (n=27)	4,04±4,62 (n=27)
RI_{max} A&MD	17,20±5,63 (n=27)	17,43±4,78 (n=27)
RI_{max} D&MD	19,50±5,64 (n=27)	19,20±5,67 (n=27)
RE_{max} TA	-7,22±5,79 (n=27)	-8,45±5,52 (n=27)
RE_{max} A&MD	9,83±6,79 (n=27)	-9,39±5,91 (n=27)
RE_{max} D&MD	-7,85±6,38 (n=27)	-8,55±7,11 (n=27)

Abreviações: TA: Tarefa andar; A&MD: Tarefa andar e mudar de direção; D&MD: Tarefa descer escada e mudar de direção; Max-FRS: Componente vertical da FRS normalizado pelo peso corporal (sem unidades); ART: Amplitude de Rotação Tibial (valores expressos em graus); RI_{max}: ângulo máximo de rotação interna (valores expressos em graus); RE_{max}: ângulo máximo de rotação externa (valores expressos em graus); Dados apresentados como média±DP; *p<0,05, Teste t-Student pareado.

Testes de análise de variância (ANOVA) foram utilizados para comparar Max-FRS, ART, RI_{max} e RE_{max}, dos joelhos do grupo controle aos joelhos não operados dos grupos de pacientes (FS e FD). Também utilizando testes de análise de variância, foram comparadas as mesmas variáveis entre o grupo controle e o lado operado dos grupos de pacientes (FS e FD).

Dentro dos grupos FS e FD, o lado operado (LO) e lado não operado (LNO) foram comparados entre si para as variáveis Max-FRS, ART, RI_{max} e RE_{max}, utilizando testes de análise de variância com medidas repetidas. Contrastes foram criados para comparar diferenças entre o LO e LNO dentro de cada grupo (FS e FD), com o objetivo de determinar se haveria diferenças entre cada grupo de pacientes (FS X FD).

Nível de significância de 0,05 foi adotado nas análises.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Força máxima de reação ao solo

O grupo controle e o LNO de ambos os grupos FS e FD apresentaram padrões similares da Max-FRS, durante a fase de suporte, para cada uma das tarefas, $p>0,05$ (Tabela 4).

Tabela 4 - Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos não operados dos grupos FS e FD

	Grupo Controle #	Grupo Feixe Simples lado não operado	Grupo Feixe Duplo lado não operado
Max-FRS TA	1,17±0,08 (n=27)	1,21±0,18 (n=19)	1,17±0,08 (n=25)
Max-FRS A&MD	1,24±0,16 (n=25)	1,20±0,11 (n=18)	1,19±0,11 (n=25)
Max-FRS D&MD	1,71±0,36 (n=27)	1,67±0,31 (n=20)	1,54±0,26 (n=25)

Abreviações: TA: Tarefa andar; A&MD: Tarefa andar e mudar de direção; D&MD: Tarefa descer escada e mudar de direção; Max-FRS: Componente vertical da FRS normalizado pelo peso corporal (sem unidades); Dados apresentados como média±DP; * $p<0,05$; ANOVA. # utilizada a média dos dois joelhos dos indivíduos do grupo controle.

O LO de ambos os grupos de pacientes, FS e FD, apresentaram padrões mais elevados da Max-FRS quando comparados ao LNO, durante a fase de suporte, na tarefa Andar ($p=0,026$) e na tarefa Descer Escada & Mudar de Direção ($p=0,001$) (Tabela 5). Esta diferença foi observada em ambos os grupos (FS e FD), independentemente da técnica cirúrgica utilizada.

Tabela 5 - Resultados dos testes comparativos entre os joelhos não operados e operados dos grupos FS e FD

	Grupo Feixe Simples		Grupo Feixe Duplo	
	lado não operado	lado operado	lado não operado	lado operado
Max-FRS TA	1,21±0,18 (n=19)	1,24±0,18*	1,17±0,08 (n=25)	1,18±0,08*
Max-FRS A&MD	1,20±0,11 (n=18)	1,22±0,16 (n=18)	1,19±0,11 (n=25)	1,21±0,12 (n=25)
Max-FRS D&MD	1,67±0,31 (n=20)	1,79±0,38*	1,54±0,26 (n=25)	1,69±0,34*

Abreviações: TA: Tarefa andar; A&MD: Tarefa andar e mudar de direção; D&MD: Tarefa descer escada e mudar de direção; Max-FRS: Componente vertical da FRS normalizado pelo peso corporal (sem unidades); Dados apresentados como média±DP; *Comparação do joelho operado vs. joelho não operado no mesmo grupo, $p<0,05$; ANOVA.

5.2 Amplitude de rotação tibial

A Figura 10 demonstra as curvas das médias da ART de acordo com o tempo, nos três grupos.

Figura 10 - Curvas da média de amplitude de rotação tibial nos três grupos (C, FS, FD) durante a fase de apoio do membro em avaliação. As linhas azuis e vermelhas representam os grupos feixe simples e feixe duplo, respectivamente. A linha sólida e a linha pontilhada representam o joelho operado e o joelho não operado, respectivamente. O grupo controle é representado pela área cinza, que representa seus respectivos desvios padrão.

O grupo controle e o LNO, de ambos grupos FS e FD, apresentaram padrões similares de ART durante a fase de suporte, em cada uma das tarefas: andar, andar e mudar de direção, e descer escada e mudar de direção, $p>0,05$ (Tabela 6).

Tabela 6 - Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos não operados dos grupos FS e FD

	Grupo Controle #	Grupo Feixe Simples lado não operado	Grupo Feixe Duplo lado não operado
ART TA	12,23±3,35 (n=27)	15,00±6,90 (n=22)	13,49±4,28 (n=26)
ART A&MD	26,92±4,80 (n=27)	28,03±6,40 (n=22)	27,76±5,22 (n=26)
ART D&MD	27,55±4,39 (n=27)	27,39±4,83 (n=22)	27,91±5,44 (n=26)

Abreviações: TA: Tarefa andar; A&MD: Tarefa andar e mudar de direção; D&MD: Tarefa descer escada e mudar de direção; ART: Amplitude de Rotação Tibial (valores expressos em graus). Dados apresentados como média±DP; * $p<0,05$; ANOVA. # utilizada a média dos dois joelhos dos indivíduos do grupo controle.

O grupo controle e o lado operado, de ambos grupos FS e FD, apresentaram padrões semelhantes de ART durante toda fase de suporte, em cada uma das tarefas: andar, andar e mudar de direção, e descer escada e mudar de direção (Tabela 7).

Tabela 7 - Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos operados dos grupos FS e FD

	Grupo Controle #	Grupo Feixe Simples lado operado	Grupo Feixe Duplo lado operado
ART TA	12,23±3,35 (n=27)	15,16±7,31 (n=22)	14,29±4,41 (n=26)
ART A&MD	26,92±4,80 (n=27)	28,67±5,63 (n=22)	28,72±5,39 (n=26)
ART D&MD	27,55±4,39 (n=27)	27,99±5,10 (n=22)	29,25±5,14 (n=26)

Abreviações: TA: Tarefa andar; A&MD: Tarefa andar e mudar de direção; D&MD: Tarefa descer escada e mudar de direção; ART: Amplitude de Rotação Tibial (valores expressos em graus); Dados apresentados como média±DP; * $p<0,05$; ANOVA. # utilizada a média dos dois joelhos das pessoas do grupo controle.

O LNO e o LO de ambos grupos, FS e FD, apresentaram padrões semelhantes de ART durante a fase de suporte, em cada uma das tarefas: andar, andar e mudar de direção, e descer escada e mudar de direção (Tabela 8 e Figura 11).

Tabela 8 - Resultados dos testes comparativos entre os joelhos não operados e operados dos grupos FS e FD

	Grupo Feixe Simples		Grupo Feixe Duplo	
	lado não operado	lado operado	lado não operado	lado operado
ART TA	15,00±6,90 (n=22)	15,16±7,31 (n=22)	13,49±4,28 (n=26)	14,29±4,41 (n=26)
ART A&MD	28,03±6,40 (n=22)	28,67±5,63 (n=22)	27,76±5,22 (n=26)	28,72±5,39 (n=26)
ART D&MD	27,39±4,83 (n=22)	27,99±5,10 (n=22)	27,91±5,44 (n=26)	29,25±5,14 (n=26)

Abreviações: TA: Tarefa andar; A&MD: Tarefa andar e mudar de direção; D&MD: Tarefa descer escada e mudar de direção; ART: Amplitude de Rotação Tibial (valores expressos em graus); Dados apresentados como média±DP; *Comparação do joelho operado vs. joelho não operado no mesmo grupo, $p<0,05$; ANOVA.

Figura 11 - Amplitude de rotação tíbia (ART): comparação entre joelhos do grupo controle, com joelhos operados dos grupos FS e FD, durante as três tarefas avaliadas: andar (TA), andar e mudar de direção (A&MD), e descer escada e mudar de direção (D&MD)

Dados apresentados como média±DP; $p<0,05$, ANOVA. Grupo controle representado pela média entre joelhos esquerdos e direitos.

5.3 Ângulo máximo de rotação interna e externa

O grupo controle e o LNO de ambos os grupos FS e FD apresentaram padrões similares no que se refere ao ângulo máximo de rotação interna e externa, durante a fase de suporte, para cada uma das tarefas, $p>0,05$ (Tabela 9).

Tabela 9 - Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos não operados dos grupos FS e FD

	Grupo Controle #	Grupo Feixe Simples lado não operado	Grupo Feixe Duplo lado não operado
RI_{max} TA	4,40±3,72 (n=27)	7,59±10,11 (n=22)	3,59±5,31 (n=26)
RI_{max} A&MD	17,31±4,56 (n=27)	14,51±8,40 (n=22)	15,59±6,44 (n=26)
RI_{max} D&MD	19,35±5,11 (n=27)	17,57±7,90 (n=22)	17,36±6,79 (n=26)
RE_{max} TA	-7,83±5,20 (n=27)	-7,41±7,65 (n=22)	-9,89±5,98 (n=26)
RE_{max} A&MD	-9,61±5,89 (n=27)	-13,52±10,40 (n=22)	-12,17±7,34 (n=26)
RE_{max} D&MD	-8,20±6,20 (n=27)	-9,82±7,42 (n=22)	-10,55±7,52 (n=26)

Abreviações: TA: Tarefa andar; A&MD: Tarefa andar e mudar de direção; D&MD: Tarefa descer escada e mudar de direção; Max-FRS: Componente vertical da FRS normalizado pelo peso corporal (sem unidades); ART: Amplitude de Rotação Tibial (valores expressos em graus); RI_{max}: ângulo máximo de rotação interna (valores expressos em graus); RE_{max}: ângulo máximo de rotação externa (valores expressos em graus); Dados apresentados como média±DP; * $p<0,05$; ANOVA. # utilizada a média dos dois joelhos dos indivíduos do grupo controle.

O LO de ambos os grupos de pacientes, FS e FD, apresentaram padrões similares no que se refere ao ângulo máximo de rotação interna e externa, durante a fase de suporte, para cada uma das tarefas ($p<0,05$) (Tabela 10).

Tabela 10 - Resultados dos testes comparativos entre o grupo controle e joelhos operados dos grupos FS e FD

	Grupo Controle #	Grupo Feixe Simples lado operado	Grupo Feixe Duplo lado operado
RI_{max} TA	4,40±3,72 (n=27)	7,78±8,70 (n=22)	3,92±6,45 (n=26)
RI_{max} A&MD	17,31±4,56 (n=27)	15,81±7,06 (n=22)	15,02±5,87 (n=26)
RI_{max} D&MD	19,35±5,11 (n=27)	18,92±6,32 (n=22)	17,10±6,64 (n=26)
RE_{max} TA	-7,83±5,20 (n=27)	-7,38±6,18 (n=22)	-10,38±6,41 (n=26)
RE_{max} A&MD	-9,61±5,89 (n=27)	-12,86±9,57 (n=22)	-13,70±7,42 (n=26)
RE_{max} D&MD	-8,20±6,20 (n=27)	-9,08±6,39 (n=22)	-12,50±7,93 (n=26)

Abreviações: TA: Tarefa andar; A&MD: Tarefa andar e mudar de direção; D&MD: Tarefa descer escada e mudar de direção; Max-FRS: Componente vertical da FRS normalizado pelo peso corporal (sem unidades); ART: Amplitude de Rotação Tibial (valores expressos em graus); RI_{max}: ângulo máximo de rotação interna (valores expressos em graus); RE_{max}: ângulo máximo de rotação externa (valores expressos em graus); Dados apresentados como média±DP; *p<0,05; ANOVA. # utilizada a média dos dois joelhos das pessoas do grupo controle.

O LNO e o LO de ambos grupos, FS e FD, apresentaram padrões semelhantes no que se refere aos ângulos máximos de rotação interna e externa, durante a fase de suporte, em cada uma das tarefas: andar, andar e mudar de direção, e descer escada e mudar de direção (Tabela 11).

Tabela 11 - Resultados dos testes comparativos entre os joelhos não operados e operados dos grupos FS e FD

	Grupo Feixe Simples		Grupo Feixe Duplo	
	lado não operado	lado operado	lado não operado	lado operado
RI_{max} TA	7,59±10,11 (n=22)	7,78±8,70 (n=22)	3,59±5,31 (n=26)	3,92±6,45 (n=26)
RI_{max} A&MD	14,51±8,40 (n=22)	15,81±7,06 (n=22)	15,59±6,44 (n=26)	15,02±5,87 (n=26)
RI_{max} D&MD	17,57±7,90 (n=22)	18,92±6,32 (n=22)	17,36±6,79 (n=26)	17,10±6,64 (n=26)
RE_{max} TA	-7,41±7,65 (n=22)	-7,38±6,18 (n=22)	-9,89±5,98 (n=26)	-10,38±6,41 (n=26)
RE_{max} A&MD	-13,52±10,40 (n=22)	-12,86±9,57 (n=22)	-12,17±7,34 (n=26)	-13,70±7,42 (n=26)
RE_{max} D&MD	-9,82±7,42 (n=22)	-9,08±6,39 (n=22)	-10,55±7,52 (n=26)	-12,50±7,93 (n=26)

Abreviações: TA: Tarefa andar; A&MD: Tarefa andar e mudar de direção; D&MD: Tarefa descer escada e mudar de direção; Max-FRS: Componente vertical da FRS normalizado pelo peso corporal (sem unidades); ART: Amplitude de Rotação Tibial (valores expressos em graus); RI_{max}: ângulo máximo de rotação interna (valores expressos em graus); RE_{max}: ângulo máximo de rotação externa (valores expressos em graus); Dados apresentados como média±DP; *Comparação do joelho operado vs. joelho não operado no mesmo grupo, p<0,05; ANOVA.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Neste estudo, comparamos joelhos submetidos à reconstrução do LCA com técnica de FS a joelhos submetidos à reconstrução do LCA com técnica de FD, quanto a Max-FRS, ART, RImax e REmax. Comparamos, ainda, estes joelhos a um grupo controle (sem lesão prévia do LCA), e aos joelhos não operados nos grupos FS e FD, criando, desta forma, um controle interno. Estas comparações foram realizadas avaliando os joelhos em três tarefas distintas: Andar, Andar & Mudar de Direção e Descer Escada & Mudar de Direção. Tarefas estas que simulam atividades do dia a dia e/ou esportivas que podem causar instabilidade.

Este é o primeiro estudo que avalia e compara: Max-FRS, ART, RImax e REmax, em tarefas de demanda biomecânica crescente (Andar, Andar & MD, Descer escada & MD), em joelhos submetidos à reconstrução do LCA com FS e FD, comparando-os a um grupo controle. Na maioria dos estudos, avalia-se o joelho em uma tarefa única, com demanda biomecânica semelhante^{27,30}.

As tarefas que envolvem mudança de direção utilizadas no presente estudo foram modificadas a fim de amplificar a ART e avaliar o joelho em tarefas de maior solicitação. Sabe-se que a carga externa aplicada ao joelho durante qualquer tarefa é um ponto-chave quando se avaliam as angulações às quais o joelho é submetido (ART, RImax e REmax). Como forma de controlar esta carga aplicada ao joelho, e, conseqüentemente, a intensidade na qual as tarefas foram realizadas, mensuramos a FRS e calculamos o componente vertical do impulso. O conhecimento desta variável permite avaliar se a carga aplicada ao joelho foi semelhante entre os lados (média dos lados do grupo C, LO e LNOP) e grupos (C, FS e FD) nas diversas tarefas. O presente estudo também foi controlado no que se refere ao IMC.

Esta medida quantitativa de como a tarefa estava sendo realizada pelos sujeitos foi utilizada normalizando a FRS ao peso corpóreo do

indivíduo (Max-FRS). Isto foi feito para se certificar de que os grupos e lados avaliados realizavam as tarefas de forma semelhante, já que isto poderia afetar o resultado das análises. Não se encontrou nenhuma associação entre ART e Max-FRS, indicando que todos indivíduos realizaram as três tarefas com "carga" semelhante em ambos os lados. Desta forma, os resultados das demais variáveis puderam ser analisados e comparados adequadamente.

Estudos anteriores demonstraram que a reconstrução do LCA com FS não é capaz de restabelecer a cinemática normal do joelho^{3-5,7,47,48,51,64,65}. Georgoulis *et al.* demonstraram um aumento no ângulo máximo de rotação interna em joelhos sem LCA durante o andar, quando examinados $7,6 \pm 4,3$ semanas após a lesão⁷.

Ristanis *et al.*⁴, utilizando um sistema optoeletrônico, detectaram um aumento na ART, em joelhos clinicamente estáveis, após a reconstrução do LCA com FS, durante a fase de mudança de direção, após descer uma escada, quando comparado ao lado não operado e a um grupo controle.

De forma semelhante, utilizando um sistema radiográfico dinâmico, em uma tarefa de corrida em declive na esteira, Tashman *et al.*⁶⁶ detectaram um controle rotacional anormal no joelho submetido à reconstrução do LCA com FS. Eles demonstraram que os joelhos operados apresentavam maiores ângulos de rotação externa máxima (REmax) e adução, quando comparados ao joelho contralateral. Porém, não verificaram diferença na média da ART entre os joelhos operados e não operados.

Baseados nos resultados de estudos anteriores^{4,10,49,67-70}, a hipótese inicial do presente estudo era que a reconstrução do LCA-FD seria mais efetiva que a reconstrução do LCA-FS no controle da rotação da tíbia no plano transversal em tarefas dinâmicas e de cargas progressivas.

O resultado da análise cinemática do joelho após a reconstrução do LCA com FD ainda não está bem estabelecido. Tsarouhas *et al.*³⁰ avaliaram a rotação tibial e o momento de rotação durante uma manobra de mudança de direção, e não observaram diferenças na ART em joelhos submetidos à reconstrução do LCA com FD, quando comparados a joelhos submetidos à

reconstrução do LCA com FS. Porém, observaram menor momento rotacional nos joelhos submetidos à reconstrução do LCA, independente da técnica utilizada.

Hemmerich *et al.*²⁹ não observaram diferenças na ART entre joelhos submetidos à reconstrução do LCA com FS, FD e joelhos sem lesão do LCA, em uma manobra de mudança de direção. Porém, observaram que o grupo submetido à reconstrução do LCA com FS apresentava uma mudança no padrão de rotação, apresentando-se com um padrão angular em maior rotação externa, enquanto que o grupo submetido à reconstrução do LCA com FD mantinha um padrão de rotação mais próximo ao grupo controle.

Misonoo *et al.*²⁷ demonstraram uma redução na ART em joelhos submetidos à reconstrução do LCA com FS e FD quando comparados a joelhos normais. Não foram observadas diferenças entre os grupos FS e FD. Os autores sugerem que ocorreu uma hipercorreção do controle rotacional da tibia com as técnicas cirúrgicas empregadas por eles.

Os resultados do presente estudo estão de acordo com estes e outros estudos, como de Tsarouhas *et al.* e Claes *et al.*^{29,30}, que também não encontraram diferenças entre joelhos reconstruídos com a técnica de FD e joelhos sem lesão em tarefas dinâmicas.

Infelizmente, uma comparação direta entre todos estudos *in vivo* não é possível em função da variabilidade entre as técnicas cirúrgicas empregadas, fontes de enxerto, métodos de fixação e posicionamento dos túneis, assim como as diferentes tarefas utilizadas para se avaliar a rotação tibial e seus componentes (ART, RImax, REmax).

O presente estudo não verificou diferenças entre joelhos reconstruídos com técnica FD e FS, no que se refere a todas as variáveis avaliadas. Estes resultados dão suporte biomecânico aos estudos clínicos que não tem demonstrado diferença clínica entre as duas técnicas de reconstrução do LCA^{26,71}; assim como corrobora com estudos biomecânicos que não demonstraram diferenças quanto ao controle da rotação entre a técnica FS e a técnica FD.

Ainda há grande discussão sobre qual seria o posicionamento ideal dos túneis na reconstrução do LCA^{72,73}.

Já se demonstrou, em estudos experimentais, que a posição dos túneis femorais e tibiais tem papel importante no controle do movimento da tíbia em relação ao fêmur. Um estudo experimental prévio demonstrou que a reconstrução do LCA-FD, quando realizada com 2 túneis femorais e 2 túneis tibiais, é mais eficiente que a técnica com 2 túneis femorais e 1 tibial, no que se refere ao restabelecimento das tensões adequadas no enxerto e no controle da translação anterior da tíbia a níveis comparáveis ao joelho com LCA intacto²⁰. Adicionalmente, uma técnica mais anatômica com 2 túneis femorais e 2 túneis tibiais tem se correlacionado com melhores resultados clínicos no que se refere à estabilidade⁷⁴. Quando da realização da técnica com 2 túneis femorais e 2 túneis tibiais, a confecção do túnel femoral do feixe PL, em uma posição mais rasa e distal (joelho 90 graus de flexão) em relação ao túnel para o feixe AM, tem um melhor efeito em estabilizar o joelho quando este é submetido a uma força combinada de valgo e anteriorização da tíbia associado à rotação interna⁴⁴.

A técnica cirúrgica empregada no presente estudo para a reconstrução com FD utilizou 2 túneis femorais e 2 túneis tibiais. O túnel femoral PL foi confeccionado em uma posição mais rasa e distal (joelho 90 graus de flexão) em relação ao túnel para o feixe AM. O feixe PL foi fixado com o joelho em extensão total e o feixe AM fixado com o joelho em 30 graus de flexão.

Existe, também, uma discussão se o posicionamento mais horizontalizado do túnel femoral também contribuiria para um melhor controle rotacional da tíbia sob o fêmur⁷⁴⁻⁷⁶. No presente estudo, a técnica utilizada para confecção do túnel femoral por meio do portal AM possibilita o posicionamento mais anatômico e horizontalizado deste túnel^{72,73}.

Estudos experimentais que procuraram avaliar e comparar as técnicas FD e FS demonstraram que o feixe PL teria uma maior importância em controlar a rotação, quando o joelho se encontra mais próximo da extensão^{10,44}, sugerindo que a reconstrução com FS não seria suficiente para restabelecer o controle rotacional da tíbia.

A reconstrução do LCA com FS seria incapaz de controlar a rotação da tíbia^{30,51}. Desta forma, o adequado posicionamento do feixe PL na técnica com FD seria um importante fator no controle da rotação do joelho durante atividades dinâmicas.

Uma das limitações dos métodos para análise do movimento humano que se utilizam de marcadores cutâneos, como o presente estudo, se refere aos erros gerados pelo movimento relativo entre a pele e as estruturas ósseas, assim como a identificação das referências anatômicas. Para minimizar tais erros relacionados à movimentação dos marcadores, adotamos a Técnica do Sistema Anatômico de Calibração (TSAC)^{61-65,67,78-80}. Nesta técnica, reduz-se o número de marcadores posicionados diretamente sobre a pele. Adicionalmente, somente o mesmo avaliador participou do posicionamento dos marcadores e na aquisição dos dados.

O método utilizado neste estudo já demonstrou ser preciso na avaliação do movimento humano, Alexander *et al.*⁷⁸, testaram a precisão deste sistema baseado em marcadores na pele, comparando-o a marcadores colocados em um fixador de Ilizarov, que estava rigidamente fixo ao osso. Utilizando o método em questão, o erro utilizando os marcadores fixados na pele quando comparados aos marcadores fixados ao osso foi de menos de 3mm para translação e menos de 3 graus para rotação, ou seja, um erro menor quando comparado a métodos mais antigos utilizados para a análise do movimento humano^{17,79}.

Por não se tratar de um estudo clínico, para se avaliar qual seria a melhor técnica de reconstrução (FS ou FD) e sim um estudo biomecânico que avaliou, exclusivamente, a variável rotação e alguns de seus componentes, foram estruturados grupos homogêneos de pacientes submetidos a mesma técnica cirúrgica, seja ela FS ou FD, e que poderiam ser considerados como sucesso clínico.

Portanto, os resultados e as conclusões do presente estudo devem ser considerados dentro da metodologia aplicada, e sua extrapolação para situações e grupos de pacientes distintos ao de nossa amostra deve ser realizada de forma criteriosa.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Utilizando-se o presente método de análise do movimento humano, concluímos que:

1. Não foram encontradas diferenças na amplitude de rotação tibial, no ângulo máximo de rotação interna e no ângulo máximo de rotação externa após a reconstrução do LCA com FS ou FD, quando comparados os joelhos operados (FS e FD), aos joelhos não operados e aos joelhos do grupo controle;
2. Não foram encontradas diferenças na amplitude de rotação tibial, no ângulo máximo de rotação interna e no ângulo máximo de rotação externa, quando foram comparados joelhos submetidos à reconstrução do LCA com FS a joelhos submetidos à reconstrução FD.

8 ANEXOS

Anexo A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Grupo LCA FS e FD)

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: SEXO: .M ☐ F ☐

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

ENDEREÇO Nº APTO:

BAIRRO: CIDADE

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

2. RESPONSÁVEL LEGAL.....

NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)

DOCUMENTO DE IDENTIDADE :SEXO: M ☐ F ☐

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

ENDEREÇO: Nº APTO:

BAIRRO: CIDADE:

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

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA

Estudo comparativo e randomizado da avaliação da rotação dos joelhos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior: Feixe Duplo vs. Feixe Simples

PESQUISADOR : Gilberto Luis Camanho

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 16254

UNIDADE

DO

HCFMUSP:

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO ☐

RISCO MÉDIO ☐

RISCO BAIXO X

RISCO MAIOR ☐

4. DURAÇÃO DA PESQUISA : 24 meses.

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP

1. O senhor(a) apresenta um problema em um importante ligamento do joelho, o ligamento cruzado anterior. O senhor(a) terá que ser operado afim de sanar este problema.
2. O objetivo do presente estudo é o de comparar o resultado objetivo de dois tipos de operação para refazer este ligamento (reconstrução do ligamento cruzado anterior).
3. O ligamento cruzado anterior é um ligamento muito importante para a estabilidade e controle dinâmico dos movimentos do joelho, ele localiza-se dentro de sua articulação.
4. Após avaliação de exames de imagem e exame físico com comprovação do seu diagnóstico de lesão do ligamento cruzado anterior, obedecendo-se os critérios de inclusão e exclusão já estabelecidos, o médico escolherá a qual técnica cirúrgica o Sr(a). será submetido(a) para reconstrução do ligamento lesado.
5. Caso o senhor(a) aceite participar a escolha da técnica será feita através de sorteio (como no cara ou coroa). O Sr(a) poderá ser submetido(a) a uma técnica de reconstrução ligamentar com um único feixe ou por duplo feixe.
6. Ambas as cirurgias são boas, o que queremos avaliar é se em casos como o seu uma é melhor que a outra. As duas técnicas cirúrgicas já são indicadas e realizadas normalmente nos centros clínicos e já são bem documentadas na literatura científica com comprovado resultado benéfico aos pacientes.
7. O objetivo do estudo será verificar se existem diferenças na evolução dos pacientes submetidos a estas duas técnicas tanto nos aspectos relatados pelo paciente quanto nos resultados de exames clínicos e de imagem pós-cirúrgicos. Para isto o Sr(a). também será submetido a alguns testes em um laboratório de biomecânica após a cirurgia.
8. O Sr(a). não terá sua função prejudicada de nenhuma forma independentemente da técnica de reconstrução ligamentar ao qual será submetido(a).
9. A avaliação realizada no laboratório consiste em três tarefas (andar em linha reta, andar e mudar de direção e descer uma escada e mudar de direção). Estas atividades correspondem a atividades que o Sr(a). realiza em seu dia a dia e não oferecem nenhum risco a sua saúde.
10. Em qualquer etapa do estudo, o Sr(a). terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é o Dr. Caio Oliveira D' Elia, que pode ser encontrado no endereço: Rua Mato Grosso nº306 1 andar, Telefone(s) 3123 8482. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail: cappesq@hcnnet.usp.br.
11. É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição.
12. Direito de confidencialidade – As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgado a identificação de nenhum paciente.

13. Despesas e compensações: não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação.
14. Compromisso do pesquisador de utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo "Estudo comparativo e randomizado da avaliação da rotação dos joelhos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior: Feixe Duplo vs. Feixe Simples".

Eu discuti com o Dr. Caio Oliveira D' Elia sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do paciente/representante
legal

Data ____ / ____ / ____

Assinatura da testemunha

Data ____ / ____ / ____

para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

(Somente para o responsável do projeto)

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo

Data ____ / ____ / ____

Anexo B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Grupo Controle)**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP****DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU
RESPONSÁVEL LEGAL**

1. NOME:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M ☐ F ☐

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

ENDEREÇO Nº APTO:

BAIRRO: CIDADE

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

2. RESPONSÁVEL LEGAL

NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)

DOCUMENTO DE IDENTIDADE : SEXO: M ☐ F ☐

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

ENDEREÇO: Nº APTO:

BAIRRO: CIDADE:

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

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA

Estudo comparativo e randomizado da avaliação da rotação dos joelhos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior: Feixe Duplo vs. Feixe Simples

PESQUISADOR : Gilberto Luis Camanho

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 16254

UNIDADE DO HCFMUSP:

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO ☐RISCO MÉDIO ☐

RISCO BAIXO X

RISCO MAIOR ☐

4. DURAÇÃO DA PESQUISA : 24 meses.

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP

1. O objetivo do presente estudo é o de comparar o resultado objetivo de dois tipos de operação para refazer o ligamento cruzado anterior (reconstrução do ligamento cruzado anterior).
2. O ligamento cruzado anterior é um ligamento muito importante para a estabilidade e controle dinâmico dos movimentos do joelho, ele localiza-se dentro de sua articulação.
3. O Sr(a) não possui nenhum tipo de problema acometendo seus membros inferiores, portanto é o candidato ideal para compararmos com indivíduos que já tiveram o joelho operado. Desta forma estamos convidando-o(a) para formar o chamado “Grupo Controle”, este grupo será formado por indivíduos sem problemas nas articulações dos membros inferiores.
4. O Sr(a) caso aceite participar será submetido a uma avaliação física feita em um laboratório de marcha.
5. A avaliação realizada no laboratório consiste em três tarefas (andar em linha reta, andar e mudar de direção e descer uma escada e mudar de direção). Estas atividades correspondem a atividades que o Sr(a). realiza em seu dia a dia e não oferecem nenhum risco a sua saúde.
6. Em qualquer etapa do estudo, o Sr(a). terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é o Dr. Caio Oliveira D’ Elia, que pode ser encontrado no endereço: Rua Mato Grosso n306 1 andar, Telefone(s) 3123 8482. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail: cappel@hcnet.usp.br.
7. É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição.
8. Direito de confidencialidade – As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgado a identificação de nenhum paciente.
9. Despesas e compensações: não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação.
10. Compromisso do pesquisador de utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “Estudo comparativo e randomizado da avaliação da rotação dos joelhos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior: Feixe Duplo vs. Feixe Simples”.

Eu discuti com o Dr. Caio Oliveira D’ Elia sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha

participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do paciente/representante
legal

Data ____/____/____

Assinatura da testemunha

Data ____/____/____

para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

(Somente para o responsável do projeto)

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo

Data ____/____/____

Anexo C - IKDC objetivo

Name: _____ Date Of

Birth: ____/____/____

Gender: ☐ F ☐ M

Age: _____

Date of Examination: ____/____/____

Generalized Laxity:☐ tight☐ normal☐ lax**Alignment:**☐ obvious varus☐ normal☐ obvious valgus**Patella Position:**☐ obvious baja☐ normal☐ obvious alta**Patella Subluxation/Dislocation:**☐ centered☐ subluxable☐ subluxed☐ dislocated**Range of Motion (Ext/Flex):**

Index Side: _____ passive ____/____/____

active ____/____/____

Opposite Side: _____ passive ____/____/____

active ____/____/____

SEVEN GROUPS	FOUR GRADES			*Group
Grade	A	B	C	D
1				NORMAL
2			NEARLY	ABNORMAL
			NORMAL	SEVERELY
				ABNORMAL

1. Effusion	☐ None	☐ Mild	☐ Moderate	☐ Severe
2. Passive Motion Deficit				
Lack of extension:	☐ <3°	☐ 3 to 5°	☐ 6 to 10°	☐ >10°
Lack of flexion	☐ 0 to 5°	☐ 6 to 15°	☐ 16 to 25°	☐ >25°
3. Ligament Examination (manual, instrumented, x-ray)				
Lachman(25° flex-134N)	☐ >10mm(+)	☐ -1 to 2mm	☐ 3 to 5mm	☐ 6 to
10mm		(1+)	(2+)	
		☐ <-1 to -3	☐ <-3 stiff	

Lachman (25° flex) manual max	☐ -1 to 2mm	☐ 3 to 5mm	☐ 6 to 10mm	☐
>10mm				
Anterior endpoint:	☐ firm		☐ soft	
Total AP Translation (25° flex)	☐ 0 to 2mm	☐ 3 to 5mm	☐ 6 to 10mm	☐
>10mm				
Total AP Translation (70° flex)	☐ 0 to 2mm	☐ 3 to 5mm	☐ 6 to 10mm	☐
>10mm				
Posterior Drawer Test (70° flex)	☐ 0 to 2mm	☐ 3 to 5mm	☐ 6 to 10mm	☐
>10mm				
Med Joint Opening (20° flex/valgus rot)	☐ 0 to 2mm	☐ 3 to 5mm	☐ 6 to 10mm	☐
>10mm				
Lat Joint Opening (20° flex/varus rot)	☐ 0 to 2mm	☐ 3 to 5mm	☐ 6 to 10mm	☐
>10mm				
External Rotation Test (30° flex prone)	☐ <5°	☐ 6 to 10°	☐ 11 to 19°	☐ >20°
External Rotation Test (90° flex prone)	☐ <5°	☐ 6 to 10°	☐ 11 to 19°	☐ >20°
Pivot Shift	☐ equal	☐ +glide	☐ ++(clunk)	☐
+++ (gross)				
Reverse Pivot Shift	☐ equal	☐ glide	☐ gross	☐
marked				
4. Compartment Findings				
			crepitation with	
Crepitus Ant. Compartment	☐ none	☐ moderate	☐ mild pain	☐ >mild
pain				
Crepitus Med. Compartment	☐ none	☐ moderate	☐ mild pain	☐ >mild
pain				
Crepitus Lat. Compartment	☐ none	☐ moderate	☐ mild pain	☐ >mild
pain				
5. Harvest Site Pathology				
	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
severe				
6. X-ray Findings				
Med. Joint Space				

severe	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
Lat. Joint Space	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
severe	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
Patellofemoral	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
severe	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
Ant. Joint Space (sagittal)	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
severe	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
Post. Joint Space (sagittal)	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
severe	☐ none	☐ mild	☐ moderate	☐
7. Functional Test				
One Leg Hop (% of opposite side)	☐ $\geq 90\%$	☐ 89 to 76%	☐ 75 to 50%	☐ $< 50\%$

Anexo D - IKDC subjetivo

Nome completo: _____ Email: _____

Endereço: _____ complemento: _____

Cidade: _____ - _____ Data de hoje: ____/____/____ Telefone: (____) _____

Idade atual: _____ Joelho: ☐ Direito ☐ Esquerdo Data da lesão: ____/____/____

Cirurgia e data da cirurgia: _____

Sintomas*:

**Marque os sintomas no nível de atividade mais alto que você acredite que possa realizar sem sintomas significantes, mesmo se você não esteja, de fato, realizando-as neste nível..*

Qual o nível mais alto de atividade você conseguiu realizar sem dor significativa no joelho?

- ☐ Atividades muito exigentes (desgastantes) como saltar ou esportes com movimentos torcionais como no basquete ou futebol
- ☐ Atividades exigentes (desgastantes) como trabalho físico pesado, esqui ou jogar tênis.
- ☐ Atividades moderadas como trabalho físico moderado, corrida ou “cooper”(jogging)
- ☐ Atividades leves como andar, trabalho de casa ou no quintal, jardim.
- ☐ Incapaz de realizar qualquer outra atividade devido a dor no joelho.

Durante as últimas 4 semanas, ou desde a sua lesão, com que frequência você sente dor?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Nunca	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	Constantemente

Se você tem dor, qual a intensidade dessa dor?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Sem dor	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	Pior dor sentida

Durante as últimas 4 semanas, ou desde a sua lesão, com que intensidade seu joelho ficou rígido (endurecido) ou inchado?

- ☐ Não ficou
- ☐ Levemente
- ☐ Moderadamente
- ☐ Muito
- ☐ Extremamente

Qual é o nível mais alto de atividade que você pode realizar sem inchar (edemaciar) o seu joelho?

- ☐ Atividades muito exigentes (desgastantes) como saltar ou esportes com movimentos torcionais como no basquete ou futebol
- ☐ Atividades exigentes (desgastantes) como trabalho físico pesado, esqui ou jogar tênis
- ☐ Atividades moderadas como trabalho físico moderado, corrida ou “cooper”(jogging)
- ☐ Atividades leves como andar, trabalho de casa ou no quintal, jardim
- ☐ Incapaz de realizar qualquer outra atividade devido a dor no joelho

Durante as últimas 4 semanas, ou desde a sua lesão, seu joelho travou ou teve a “sensação de ficar preso”?

- ☐ Sim ☐ Não

Qual é o nível de atividade mais alto que você pode realizar sem sentir um “falseio ou falha” significativa em seu joelho?

- ☐ Atividades muito exigentes (desgastantes) como saltar ou esportes com movimentos torcionais como no basquete ou futebol.
- ☐ Atividades exigentes (desgastantes) como trabalho físico pesado, esqui ou jogar tênis.
- ☐ Atividades moderadas como trabalho físico moderado, corrida ou “cooper”(jogging).
- ☐ Atividades leves como andar, trabalho de casa ou no quintal, jardim.
- ☐ Incapaz de realizar qualquer outra atividade devido a dor no joelho.

ATIVIDADES NO ESPORTE:

Qual o nível de atividade mais alto que você pode realizar numa frequência regular?

- ☐ Atividades muito exigentes (desgastantes) como saltar ou esportes com movimentos torcionais como no basquete ou futebol.
- ☐ Atividades exigentes (desgastantes) como trabalho físico pesado, esqui ou jogar tênis.
- ☐ Atividades moderadas como trabalho físico moderado, corrida ou “cooper”(jogging).
- ☐ Atividades leves como andar, trabalho de casa ou no quintal, jardim.
- ☐ Incapaz de realizar qualquer outra atividade devido a dor no joelho.

Quanto o seu joelho afeta sua habilidade de:

		Nenhuma dificuldade	Dificuldade mínima	Dificuldade moderada	Dificuldade extrema	Incapaz de realizar
a.	Subir escadas	☐	☐	☐	☐	☐
b.	Descer escadas	☐	☐	☐	☐	☐
c.	Ajoelhar-se	☐	☐	☐	☐	☐
d.	Agachamento	☐	☐	☐	☐	☐
e.	Sentar com seu joelho dobrado	☐	☐	☐	☐	☐
f.	Subir numa cadeira	☐	☐	☐	☐	☐
g.	Correr em linha reta	☐	☐	☐	☐	☐
h.	Saltar e cair sobre perna envolvida	☐	☐	☐	☐	☐
i.	Parar e reiniciar rapidamente	☐	☐	☐	☐	☐

FUNÇÃO:

Que nota você daria para a função do seu joelho numa escala de 0 a 10 , sendo 10 função normal, excelente e 0 sendo incapacidade de realizar qualquer das atividades usuais do seu dia-a-dia?

FUNÇÃO ANTES DE SUA LESÃO NO JOELHO:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>Não poder Sem Limitação realizar atividades de vida diária</i>	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

FUNÇÃO ATUAL DO SEU JOELHO:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>Não poder Sem Limitação realizar atividades de vida diária</i>	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

Se você realizou seu tratamento, qual seu grau de satisfação com o atendimento que recebeu ?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>Extremamente Insatisfeito</i>	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
<i>Satisfeito</i>											

Se você foi submetido a uma cirurgia no Instituto Vita, qual seu grau de satisfação com seus resultados?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>Extremamente Insatisfeito</i>	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
<i>Satisfeito</i>											

**** Você tem alguma sugestão de como melhorar nosso atendimento aos pacientes como você?**

9 REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

1. Fithian DC, Paxton EW, Stone ML, Luetzow WF, Csintalan RP, Phelan D, Daniel DM. Prospective trial of a treatment algorithm for the management of the anterior cruciate ligament-injured knee. *Am J Sports Med.* 2005;33(3):335-46.
2. Morimoto Y, Ferretti M, Ekdahl M, Smolinski P, Fu FH. Tibiofemoral joint contact area and pressure after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2009;25(1):62-9.
3. Stergiou N, Ristanis S, Moraiti C, Georgoulis AD. Tibial rotation in anterior cruciate ligament (ACL)-deficient and ACL-reconstructed knees: a theoretical proposition for the development of osteoarthritis. *Sports Med.* 2007;37(7):601-13.
4. Ristanis S, Stergiou N, Patras K, Vasiliadis HS, Giakas G, Georgoulis AD. Excessive tibial rotation during high-demand activities is not restored by anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2005;21(11):1323-9.
5. Georgoulis AD, Ristanis S, Chouliaras V, Moraiti C, Stergiou N. Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;454:89-94.
6. 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.
7. 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.
8. Ristanis S, Stergiou N, Siarava E, Ntoulia A, Mitsionis G, Georgoulis AD. Effect of femoral tunnel placement for reconstruction of the anterior cruciate ligament on tibial rotation. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(9):2151-8.

9. Zantop T, Wellmann M, Fu FH, Petersen W. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):65-72.
10. 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.
11. Takahashi M, Doi M, Abe M, Suzuki D, Nagano A. Anatomical study of the femoral and tibial insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of human anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2006;34(5):787-92.
12. Takahashi M, Matsubara T, Doi M, Suzuki D, Nagano A. Anatomical study of the femoral and tibial insertions of the anterolateral and posteromedial bundles of human posterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(11):1055-9.
13. Chhabra A, Starman JS, Ferretti M, Vidal AF, Zantop T, Fu FH. Anatomic, radiographic, biomechanical, and kinematic evaluation of the anterior cruciate ligament and its two functional bundles. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88 Suppl 4:2-10.
14. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, Minami A. Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy.* 2004;20(10):1015-25.
15. Mae T, Shino K, Miyama T, Shinjo H, Ochi T, Yoshikawa H, Fujie H. Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator. *Arthroscopy.* 2001;17(7):708-16.
16. Takeuchi R, Saito T, Mituhashi S, Suzuki E, Yamada I, Koshino T. Double-bundle anatomic anterior cruciate ligament reconstruction using bone-hamstring-bone composite graft. *Arthroscopy.* 2002;18(5):550-5.
17. Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech.* 1997;30(7):729-32.
18. Zelle BA, Brucker PU, Feng MT, Fu FH. Anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Med.* 2006;36(2):10.

19. Zelle BA, Vidal AF, Brucker PU, Fu FH. Double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: anatomic and biomechanical rationale. *J Am Acad Orthop Surg*. 2007;15(2):87-96.
20. Petersen W, Tretow H, Weimann A, Herbort M, Fu FH, Raschke M, Zantop T. Biomechanical evaluation of two techniques for double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: one tibial tunnel versus two tibial tunnels. *Am J Sports Med*. 2007;35(2):228-34.
21. Noyes FR. The Function of the human anterior cruciate ligament and analysis of single and double-bundle graft reconstructions. *Sports Health*. 2009;11(1):66-75.
22. 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.
23. 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.
24. 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.
25. Yamamoto Y, Hsu WH, Woo SL, Van Scyoc AH, Takakura Y, Debski RE. Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sports Med*. 2004;32(8):1825-32.
26. Meredith RB, Vance KJ, Appleby D, Lubowitz JH. Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Am J Sports Med*. 2008;36(7):1414-21.
27. Misonoo G, Kanamori A, Ida H, Miyakawa S, Ochiai N. Evaluation of tibial rotational stability of single-bundle vs. anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction during a high-demand activity - a quasi-randomized trial. *Knee*. 2012;19(2):87-93.
28. Tsarouhas A, Iosifidis M, Spyropoulos G, Kotzamitelos D, Tsatalas T, Giakas G. Tibial rotation under combined in vivo loading after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2011;27(12):1654-62.

29. Hemmerich A, van der Merwe W, Batterham M, Vaughan CL. Double-bundle ACL surgery demonstrates superior rotational kinematics to single-bundle technique during dynamic task. *Clin Biomech.* 2011;26(10):998-1004.
30. Tsarouhas A, Iosifidis M, Kotzamitelos D, Spyropoulos G, Tsatalas T, Giakas G. Three-dimensional kinematic and kinetic analysis of knee rotational stability after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2010;26(7):885-93.
31. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1975(106):216-31.
32. Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(2):257-62.
33. Ellison AE, Berg EE. Embryology, anatomy, and function of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am.* 1985;16(1):3-14.
34. Sutton KM, Bullock JM. Anterior cruciate ligament rupture: differences between males and females. *J Am Acad Orthop Surg.* 2013;21(1):41-50.
35. Peterson JR, Peterson ED. Anterior cruciate ligament injury in the athlete - an update in prevention strategies. *S D Med.* 2012;65(11):421, 3, 5 passim.
36. Messina DF, Farney WC, DeLee JC. The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes. *Am J Sports Med.* 1999;27(3):294-9.
37. Jarvela T. Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomize clinical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(5):500-7.
38. Furia JP, Lintner DM, Saiz P, Kohl HW, Noble P. Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned, and reconstructed. *Am J Sports Med.* 1997;25(3):346-52.
39. Zavras TD, Race A, Bull AM, Amis AA. A comparative study of 'isometric' points for anterior cruciate ligament graft attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001;9(1):28-33.

40. Amis AA. The functions of the fibre bundles of the anterior cruciate ligament in anterior drawer, rotational laxity and the pivot shift. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(4):613-20.
41. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(2):260-7.
42. Kurosawa H, Yamakoshi K, Yasuda K, Sasaki T. Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clin Orthop Relat Res.* 1991(265):233-40.
43. Furman W, Marshall JL, Girgis FG. The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58(2):179-85.
44. Zantop T, Herbolt 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.
45. Lorbach O, Pape D, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D, Seil R. Influence of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament on external and internal tibiofemoral rotation. *Am J Sports Med.* 2010;38(4):721-7.
46. Lie DT, Bull AM, Amis AA. Persistence of the mini pivot shift after anatomically placed anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;457:203-9.
47. 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.
48. Ristanis S, Stergiou N, Patras K, Tsepis E, Moraiti C, Georgoulis AD. Follow-up evaluation 2 years after ACL reconstruction with bone-patellar tendon-bone graft shows that excessive tibial rotation persists. *Clin J Sport Med.* 2006;16(2):111-6.
49. Brandsson S, Karlsson J, Sward L, Kartus J, Eriksson BI, Karrholm 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.

50. Yoo JD, Papannagari R, Park SE, DeFrate LE, Gill TJ, Li G. The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on knee joint kinematics under simulated muscle loads. *Am J Sports Med.* 2005;33(2):240-6.
51. Chouliaras V, Ristanis S, Moraiti C, Stergiou N, Georgoulis AD. Effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with quadrupled hamstrings and bone-patellar tendon-bone autografts: an in vivo study comparing tibial internal-external rotation. *Am J Sports Med.* 2007;35(2):189-96.
52. Fink C, Hoser C, Benedetto KP, Hackl W, Gabl M. [Long-term outcome of conservative or surgical therapy of anterior cruciate ligament rupture]. *Der Unfallchirurg.* 1996;99(12):964-9.
53. Fithian DC, Paxton LW, Goltz DH. Fate of the anterior cruciate ligament-injured knee. *Orthop Clin North Am.* 2002;33(4):621-36, v.
54. Fink C, Hoser C, Hackl W, Navarro RA, Benedetto KP. Long-term outcome of operative or nonoperative treatment of anterior cruciate ligament rupture--is sports activity a determining variable? *Int J Sports Med.* 2001;22(4):304-9.
55. Jonsson H, Riklund-Ahlstrom K, Lind J. Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery. *Acta Orthop Scand.* 2004;75(5):594-9.
56. Pinczewski LA, Deehan DJ, Salmon LJ, Russell VJ, Clingeleffer A. A five-year comparison of patellar tendon versus four-strand hamstring tendon autograft for arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2002;30(4):523-36.
57. Pinczewski LA, Lyman J, Salmon LJ, Russell VJ, Roe J, Linklater J. A 10-year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: a controlled, prospective trial. *Am J Sports Med.* 2007;35(4):564-74.
58. Yunes M, Richmond JC, Engels EA, Pinczewski LA. Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis. *Arthroscopy.* 2001;17(3):248-57.
59. Zantop T, Wellmann M, Fu FH, Petersen W. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):65-72.

60. Metsavaht L, Leporace G, Riberto M, de Mello Sposito MM, Batista LA. Translation and cross-cultural adaptation of the Brazilian version of the International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form: validity and reproducibility. *Am J Sports Med.* 2010;38(9):1894-9.
61. Shefelbine SJ, Ma CB, Lee KY, Schrumphf MA, Patel P, Safran MR, Slavinsky JP, Majumdar S. MRI analysis of in vivo meniscal and tibiofemoral kinematics in ACL-deficient and normal knees. *J Orthop Res.* 2006;24(6):1208-17.
62. Andriacchi TP, Dyrby CO. Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *J Biomech.* 2005;38(2):293-8.
63. 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.
64. Moraiti C, Stergiou N, Ristanis S, Georgoulis AD. ACL deficiency affects stride-to-stride variability as measured using nonlinear methodology. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(12):1406-13.
65. Papadonikolakis A, Cooper L, Stergiou N, Georgoulis AD, Soucacos PN. Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11(4):235-43.
66. Tashman S. Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004;32(4):975-83.
67. Andersen HN, Dyhre-Poulsen P. The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5(3):145-9.
68. Crawford C, Nyland J, Landes S, Jackson R, Chang HC, Nawab A, Caborn DN. Anatomic double bundle ACL reconstruction: a literature review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(8):946-64; discussion 5.
69. Dienst M, Burks RT, Greis PE. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am.* 2002;33(4):605-20, v.
70. Fu FH, Shen W, Starman JS, Okeke N, Irrgang JJ. Primary anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary 2-year prospective study. *Am J Sports Med.* 2008;36(7):1263-74.

71. Song EK, Oh LS, Gill TJ, Li G, Gadikota HR, Seon JK. Prospective comparative study of anterior cruciate ligament reconstruction using the double-bundle and single-bundle techniques. *Am J Sports Med.* 2009;37(9):1705-11.
72. Howell SM, Hull M, McAllister D. Be sensible and cautious about criticizing tunnel placement in ACL reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(17):e133.
73. Meuffels DE, Poldervaart MT, Diercks RL, Fievez AWFM, Patt TW, van der Hart CP, Hammacher ER, van der Meer F, Goedhart EA, Lenssen AF, Muller-Ploeger SB, Pols MA, Saris DBF. Guideline on anterior cruciate ligament injury a multidisciplinary review by the Dutch Orthopaedic Association. *Acta Orthopaedica.* 2012;83(4):379-86.
74. 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.
75. Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, Steadman RJ, Fu FH, Woo SL. Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. 2002 Richard O'Connor Award paper. *Arthroscopy.* 2003;19(3):297-304.
76. Yamamoto Y. Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sports Med.* 2004;32(8):1825-32.
77. Tsuda E, Ishibashi Y, Fukuda A, Tsukada H, Toh S. Comparable results between lateralized single- and double-bundle ACL reconstructions. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(4):1042-55.
78. Alexander EJ, Andriacchi TP. Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J Biomech.* 2001;34(3):355-61.
79. Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Croce UD. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech.* 1996;11(2):90-100.
80. Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech.* 1995;10(4):171-8.