

ROGÉRIO TEIXEIRA DE CARVALHO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA LESÃO
BICRUZADA EM JOELHOS DE CADÁVERES.**

Tese apresentada à Universidade
Federal de São Paulo, para obtenção do
título de Doutor em Ciências.

São Paulo
2019

ROGÉRIO TEIXEIRA DE CARVALHO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA LESÃO
BICRUZADA EM JOELHOS DE CADÁVERES.**

Tese apresentada à Universidade Federal de
São Paulo, para obtenção do título de Doutor
em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Rene Jorge Abdalla

Co-orientadores: Dr. Carlos Eduardo da Silveira Franciozi

Dra. Sheila Jean McNeil Ingham

Co-orientadores Internacionais: Dr. James Eugene Tibone

Dr. Thay Q Lee

São Paulo

2019

Carvalho, Rogério Teixeira de

Avaliação Biomecânica da Lesão Bicruzada em Joelhos de Cadáveres. /
Rogério Teixeira de Carvalho--São Paulo, 2019.

XVI, 96f.

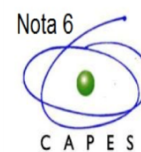
Tese (Doutorado) – Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina. Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Translacional.

Título em inglês: Biomechanical evaluation of bicruciate lesions in cadaveric knees.

Palavras-chave: 1. Joelho 2. Ligamento Cruzado Anterior 3. Ligamento Cruzado Posterior 4. Artroscopia 5. Cadáver



**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM CIRURGIA TRANSLACIONAL
ESCOLA PAULISTA DE MEDICINA**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO PAULO

COORDENAÇÃO: Profa. Dra. LYDIA MASA KO FERREIRA

ORIENTADOR: Prof. Dr. RENE JORGE ABDALLA

CO-ORIENTADORES: Dr. Carlos Eduardo da Silveira Franciozi
Dra. Sheila Jean McNeill Ingham

CO-ORIENTADORES INTERNACIONAIS: Dr. James Eugene Tibone
Dr. Thay Q Lee

DEDICATÓRIA

À **DEUS** pelo dom da vida e pela presença em todos os momentos.

À **SÃO LUCAS**, padroeiro dos médicos, pela proteção, inspiração e exemplo de vida.

À **HIPÓCRATES** e **NICHOLAS ANDRY** pelo pioneirismo na Medicina e na Ortopedia, respectivamente.

À minha mãe, **IVA**, exemplo de humildade, integridade, dignidade, dedicação e amor incondicional à família e à DEUS.

Ao meu pai, **ROBERTO** (*in memorian*), exemplo de retidão, altruísmo, benevolência e companheirismo em todos os momentos.

Aos meus pais, pelo empenho inestimável e participação constante no direcionamento e orientação quanto a busca da melhor educação possível para mim e meus irmãos durante todos esses anos.

Ao meu irmão, **FÁBIO**, pela amizade e solidariedade permanente.

À minha irmã, **THAÍS**, pela amabilidade e encorajamento incessante.

À minha avó, **BERNARDINA** (*in memorian*), exemplo de simpatia, candura, magnanimidade e incentivo ininterrupto. Por me ensinar desde a infância, que os maiores bens a serem almejados são o conhecimento, o respeito ao próximo e a busca da verdade.

AGRADECIMENTOS

À **DEUS** pela saúde para realizar essa tese.

Ao orientador Prof. Dr. **RENE JORGE ABDALLA**, Professor Afiliado e Livre Docente do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo (DOT-EPM/UNIFESP) pela confiança, pelos ensinamentos e supervisão em todas as etapas da tese.

Ao co-orientador no exterior Dr. **JAMES EUGENE TIBONE**, Professor de Cirurgia Ortopédica da Escola de Medicina de *Keck* da *University of Southern da California (USC)*, nos Estados Unidos da América (EUA), pelo exemplo acadêmico, ensinamentos, orientação e viabilização da colaboração no exterior.

Ao co-orientador no exterior Dr. **THAY Q LEE**, Professor de Engenharia Biomédica da Universidade da Califórnia *Irvine* e responsável pelo Laboratório de Biomecânica Ortopédica do Hospital dos Militares Veteranos do Exército (EUA), pelo exemplo acadêmico, ensinamentos, orientação e supervisão da pesquisa no exterior.

Ao co-orientador Dr. **CARLOS EDUARDO DA SILVEIRA FRANCIOZI**, Professor Afiliado e Preceptor responsável pela Residência do DOT-EPM/UNIFESP pela colaboração direta, pelos ensinamentos, apoio e amizade fraternal.

À co-orientadora Dra. **SHEILA JEAN MCNEILL INGHAM**, pelos ensinamentos, pelo incentivo e amizade.

À engenheira **MICHELLE H. MCGARRY** e ao **PROF. DR. YASUO ITAMI**, pelo empenho, prestabilidade e contribuição fundamental

para a consecução dos testes biomecânicos e assistência indispensável durante todas as fases do estudo.

Aos **PROF. DR. FLÁVIO FALOPPA, PROF. DR. JOÃO CARLOS BELLOTI e PROF. MARCEL JUN SUGAWARA TAMAOKI**, Professores Orientadores e demais docentes e alunos do Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Translacional da UNIFESP pelos ensinamentos, aprendizado nas aulas e sugestões durante o período de confecção dessa tese.

Aos colegas e amigos do Centro de Traumatologia do Esporte (CETE) do DOT-EPM/UNIFESP, Prof. Dr. Moisés Cohen, Prof. Dr. Mário Ferretti Filho, Prof. Leonardo Addêo Ramos, Dr. Emerson Garms, Dr. Jorge Sayum Filho, Dr. Alexandre Pedro Nicolini, Dr. Marcelo Mitsuro Matsuda, Dr. Daniel Gonçalves Doca, Dr. César Janovsky e aos fisioterapeutas Marcelo Banwart Santos, Raul Frederico Traete, Saulo Sano, Gabriel Peixoto e Fábio Conrado da Costa pelos ensinamentos, amizade e parceria nas atividades do grupo.

Aos membros do DOT-EPM/UNIFESP e residentes pelo apoio, coleguismo, encorajamento e aprendizado constante.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro.

Às secretárias **ROSELI NAZARÉ PEREIRA PASCHOA e ROSELY CALIXTO** pela confiança, incentivo acadêmico e colaboração em todas as etapas da tese.

“A humildade é o princípio do aprendizado”

Hugo de São Vitor

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	IV
AGRADECIMENTOS.....	V
EPÍGRAFE	VII
SUMÁRIO	VIII
LISTAS DE FIGURAS.....	X
LISTA DE TABELAS	XIII
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS, ACRÔNIMOS, SÍMBOLOS.....	XIII
RESUMO	XVV
ABSTRACT	XVIII
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVO	9
3 LITERATURA	11
4 MÉTODO	29
4.1 Desenho do Estudo.....	30
4.2 Amostra	30
4.3 Critérios de inclusão.....	31
4.4 Critérios de não-inclusão.....	31
4.5 Técnica de preparo e posicionamento dos joelhos no sistema de testes biomecânicos.....	31
4.6 Protocolo de Teste e Sequência das Lesões Ligamentares	39
4.7 Análise Estatística	45
5 RESULTADOS	47
5.1 Efeitos de secção sequencial de lesões na translação AP da tibia.....	48
5.2 Efeitos de secção sequencial de lesões para a rotação medial e lateral da tibia	53

5.3 Efeitos de secção sequencial de lesões para a angulação varo e valgo da tíbia	55
6 DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÃO	70
8 REFERÊNCIAS.....	70
NORMAS ADOTADAS.....	88
APÊNDICES	90

LISTAS DE FIGURAS

Figura 1 – Posição para a radiografia sob estresse posterior a 90° de flexão. A- com o aparelho Telos, B- ajoelhado.....	5
Figura 2 – Espécime intacta descongelada na vista frontal.....	32
Figura 3 - Espécime após dissecação com remoção da pele de tecido subcutâneo.....	33
Figura 4 – Aparato customizado para os testes biomecânicos.....	36
Figura 5 – Espécime montada no aparato customizado de testes a 90°.....	38
Figura 6 - Fluxograma dos testes realizados para avaliação cinemática dos joelhos.....	42
Figura 7 – Separação artroscópica com o probe das duas bandas do LCP a 90°de flexão.....	43
Figura 8 - Sequência da lesão bicruzada para o Grupo 1: A – LCA e LCP intactos, B – secção completa do LCA, C – secção completa da banda AL do LCP, D – secção completa do LCA e do LCP. Sequência da lesão bicruzada para o Grupo 2: E - LCA e LCP intactos, F – secção completa do LCA, G – secção completa da banda PM do LCP, D – secção completa do LCA e do LCP.....	43
Figura 9 – Translação anteroposterior da tibia conforme o ângulo de flexão do joelho expresso na média ± erro padrão. Aumento na translação AP foi estatisticamente significante em comparação com o estado intacto em todas as posições testadas após a secção do LCA, lesão bicruzada incompleta e lesão bicruzada completa. * $p < 0.05$	51

Figura 10– Rotação medial e lateral da tíbia conforme o ângulo de flexão do joelho expresso na média \pm erro padrão. * $p < 0.05$53

Figura 11 – Rotação varo e valgo da tíbia conforme o ângulo de flexão do joelho expresso na média \pm erro padrão. * $p < 0.05$55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados demográficos e antropométricos dos doadores.....	48
Tabela 2 – Dados coletados (em milímetros) para a translação anterior ou posterior da tíbia após carga aplicada de 40 N na direção anterior e posterior da tíbia.....	49
Tabela 3 – Resultados do teste de inferência (valor de p) para comparação das diferentes situações experimentais, conforme o ângulo de flexão do joelho para a translação anterior e posterior da tíbia.....	50
Tabela 4 – Estimativa do corte, sensibilidade, especificidade e área sob a curva ROC (<i>Receiver Operating Characteristic Curve</i>) entre as diferentes situações experimentais comparadas, conforme o ângulo de flexão do joelho para a translação anterior e posterior da tíbia.....	51
Tabela 5 – Resultados do teste de inferência (valor de p) para comparação das diferentes situações experimentais, conforme o ângulo de flexão do joelho para a rotação medial e lateral da tíbia.....	53
Tabela 6 – Resultados do teste de inferência (valor de p) para comparação das diferentes situações experimentais, conforme o ângulo de flexão do joelho para a rotação varo e valgo da tíbia.....	56

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS, ACRÔNIMOS E SÍMBOLOS

°	Grau
%	Por cento
ANOVA	Análise de variância de medidas repetidas
AP	Anteroposterior
BI	<i>Bicruciate injury</i>
CA	Compressão axial
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
cm	Centímetro
CESF	Carlos Eduardo da Silveira Franciozi
CPL	Compartimento posterolateral
COM	Compartimento posteromedial
DOT	Departamento de Ortopedia e Traumatologia
DTP	Deslocamento tibial posterior
EPM	Escola Paulista de Medicina
et al.	e outros [do latim <i>et alli</i>]
EUA	Estados Unidos da América
FAPESP	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
ICRS	<i>International Cartilage Regeneration & Joint Preservation Society</i>
IKDC	<i>International Knee Documentation Committee</i>
Inc	<i>Incorporation</i> (corporação)
IL	Illinois
KLT	<i>Knee Laxity Tester</i>
LBC	Lesão bicruzada completa

LBI	Lesão bicruzada incompleta
LCA	Ligamento cruzado anterior
LCP	Ligamento cruzado posterior
LCM	Ligamento colateral medial
LCL	Ligamento colateral lateral
kg	Quilograma
KOOS	<i>Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score</i>
MA	Massachusetts
mm	Milímetro
N	Newton
NC	<i>North Carolina</i>
Nm	Newton metro
OBL	<i>Orthopaedic Biomechanics Laboratory</i>
PVC	Policloreto de vinila
ROC	<i>Receiver Operating Characteristic</i>
RMJ	Ressonância magnética do joelho
RTC	Rogério Teixeira de Carvalho
UFS	<i>Universal Force/Moment Sensor</i>
UNIFESP	Universidade Federal de São Paulo
USA	<i>United States of America</i>
USC	<i>University of Southern California</i>

RESUMO

Introdução: A lesão bicruzada do joelho é considerada limitante e pode levar a perda da estabilidade anteroposterior e rotacional do joelho. A compreensão dos diferentes estágios de acometimento ligamentar é fundamental para o diagnóstico correto. **Objetivo:** Quantificar os efeitos da secção seletiva e sequencial do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) e das bandas Anterolateral (AL) e Posteromedial (PM) do Ligamento Cruzado Posterior (LCP) na estabilidade do joelho para a translação AP e rotação da tibia, em cadáveres humanos, em diferentes posições angulares. **Método:** Foi utilizado um sistema de testes customizado acoplado a uma máquina universal de ensaios mecânicos, com 20 N de compressão axial e aplicação de cargas (40 N de carga tibial anterior e posterior + 2,8 Nm de torque tibial para rotação medial e lateral + 8,5 Nm de torque tibial para a rotação varo e valgo) de forma independente e contínua durante a flexão de doze joelhos cadavéricos congelados a fresco. Dados cinemáticos foram coletados pelo sistema digital Microscribe® 3DLX para quatro condições experimentais do joelho: intacto, secção do LCA, lesão bicruzada incompleta (LBI) (secção do LCA + secção da banda AL ou PM do LCP) e lesão bicruzada completa (LBC) (secção do LCA e LCP) nas posições angulares 0°, 30°, 60° e 90° de flexão do joelho. Uma análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) com uma correção *post-hoc* de Tukey foi usada para analisar as variações na cinemática a 0°, 30°, 60° e 90° de flexão do joelho. A significância foi estabelecida em $p < 0,05$. **Resultados:** Em comparação com a condição joelho intacto, a LBI e a LBC mostraram aumento estatisticamente significativo da translação tibial anteroposterior (AP) total ($p < 0,001$). O maior aumento foi observado a 90° de flexão após a ressecção da LBC ($p < 0,001$). O ponto de corte acima de 15 mm em relação à condição intacta

pode ser usado para identificar a LBC da LBI para avaliar a translação tibial AP total a 90°. Todas as condições, após a secção ligamentar, apresentaram aumento estatisticamente significante comparado com a condição intacta na rotação medial e lateral da tibia, na estabilidade varo e valgo em todos os ângulos de flexão testados, principalmente a 90°, mas as alterações foram pequenas em comparação com a translação tibial AP total. **Conclusão:** Houve aumento progressivo estatisticamente significante da translação tibial AP total após a LBI e LBC em todas as angulações testadas, sendo a 0° a posição mais estável e a 90° a mais instável. Na rotação medial e lateral da tibia e na rotação varo e valgo foram verificados incrementos de menor magnitude após a LBI e a LBC. A maior variação foi observada na translação tibial AP total em 90° acima de 15 mm, podendo ser indicativa de LBC em comparação com a condição joelho intacto.

ABSTRACT

Background: The bicruciate knee lesion is considered disabling and can cause a loss of anteroposterior and rotational knee stability. The understanding of the different stages of a ligamentous damage is crucial for its proper diagnosis. **Purpose:** To quantify the effects of a sequential sectioning of ACL and PCL bundles on AP translation and rotational knee stability in different angles of flexion using human cadaveric models. **Methods:** A custom testing system assembled with an universal machine for mechanical tests was used, 20 N of axial compression and loads(40-N anterior and posterior tibial load + 2.8 Nm tibial torque for internal and external rotation + 8.5 Nm tibial torque for varus and valgus rotation) were independently and continuously applied during flexion of twelve fresh-frozen cadaveric knees. Kinematics data was recorded using a Microscribe 3DLX digital system for four experimental knee states: intact, ACL cut, incomplete bicruciate tear (ACL cut + PCL AL bundle cut or PCL PM bundle) and complete bicruciate tear (ACL and PCL cut) in knee flexion positions of 0°, 30°, 60° and 90°. A repeated measures analysis of variance (ANOVA) with a post-hoc Tukey correction was used to analyze the variations in kinematics and forces in each of the knee flexion positions. Significance was set at $p < 0.05$. **Results:** In comparison to the intact knees, incomplete BI and complete BI showed a statistically significant increase of total anteroposterior tibial translation ($p < 0.001$). The largest increase was observed at 90° of knee flexion after a complete bicruciate resection ($p < 0.001$). A difference greater than 15 mm from the intact knee condition could be used as a threshold to identify a complete BI from an incomplete BI evaluating the total antero-posterior translation at 90°. All sectioned states had statistically significant increases compared with the intact condition in

internal-external rotation and varus-valgus stability at all tested flexion angles, mainly at 90°, nonetheless changes were small in comparison with total antero-posterior tibial translation. **Conclusion:** There was a statistically significant progressive increase in total AP tibial translation after incomplete and complete BI at all angles tested, 0° was the most stable position and 90° the most unstable. For internal and external rotations, varus and valgus rotations had only small increments in knee laxity after the incomplete BI and the complete BI. The largest variation was verified in total AP tibial translation after complete BI at 90° of flexion above 15 mm, being indicative of complete bicruciate lesion in comparison with the intact knee condition.

1 INTRODUÇÃO

O ligamento cruzado posterior (LCP) é o restritor estático primário da translação posterior da tíbia sob o fêmur entre 0° e 130° de flexão do joelho (BUTLER et al., 1980; GROOD et al., 1988) e atua como restritor secundário na adução, abdução e rotação lateral da tíbia sob o fêmur (VELTRI et al., 1995; KENNEDY et al., 2013). O LCP possui dois feixes principais, a banda anterolateral (AL), mais espessa, que apresenta maior comprimento com média de 12,1 milímetros (mm) e a banda posteromedial (PM), mais delgada e com média de comprimento de 8,9 mm (RACE & AMIS et al., 1994; AHMAD et al., 2003). A origem femoral da banda anterolateral (AL) fica localizada no quadrante superior e lateral da face interna do côndilo femoral medial (CFM) a 4 mm da cartilagem articular, enquanto que a banda posteromedial (PM) fica localizada no quadrante inferior e lateral da face interna do CFM a 9 mm da cartilagem articular (KENNEDY et al., 2013; LAPRADE et al., 2015). Outro componente variável do LCP, apesar de inconstante, são os dois ligamentos meniscofemorais (anterior ao LCP conhecido como ligamento de Humphrey e posterior ao LCP, o ligamento de Wrisberg), que apresentam a origem no fêmur, inferior a banda PM (VAN DOMMELEN & FOWLER et al., 1989; GUPTE et al., 2003) e com função ainda não plenamente estabelecida, com relevância na estabilização da porção posterior do menisco lateral (GUPTE et al., 2003). A inserção tibial do LCP é ampla e localizada 10 mm abaixo da superfície articular, na fossa intercondilar posterior, entre os terços posteriores do menisco medial e lateral (VOOS et al., 2012).

O comportamento biomecânico do LCP tem relação com a função das bandas AL e PM, que variam no comprimento e tensão das fibras ligamentares, conforme a posição angular do joelho, sendo a banda AL tensionada durante a extensão, a 90° e flexão acima de 120° , enquanto a banda PM é tensa em extensão e flexão acima de 120° (MARKOLF et al.,

2006; KENNEDY et al., 2013). Alguns estudos sugerem a atuação funcional independente das bandas AL e PM do LCP (GIRGIS et al., 1975; GROOD et al., 1988; VAN DOMMELEN & FOWLER et al., 1989). Estudos biomecânicos recentes sinalizaram para a atividade sinérgica das duas bandas do LCP, sem entretanto, avaliarem o papel de cada banda associada a lesões combinadas ao ligamento cruzado anterior (LCA) (AHMAD et al., 2003; COVEY et al., 2008; KENNEDY et al., 2013).

As lesões do LCP têm incidência variável entre um e 44% dentre as lesões ligamentares do joelho (BEDI et al., 2016; SHELBOURNE et al., 1999). Desse montante, cerca de 40% das lesões são consideradas isoladas e 60%, combinadas, principalmente associada ao compartimento posterolateral (CPL) e ao LCA (SCHULZ et al., 2003; FANELLI et al., 1995; CALDAS et al., 2013; KUPCZIK et al., 2013). Nos centros de trauma, entre 25% e 40% das fraturas periarticulares ao nível do joelho apresentam lesões ligamentares concomitantes, com predomínio do LCP em alguns estudos (KIM et al., 2012; BECKER et al., 2013; YOON et al., 2016; BYUN et al., 2018). No entanto, entre 30% e 60% dessas lesões são negligenciadas quanto ao diagnóstico correto, assim como, a gravidade do dano dos ligamentos, principalmente do LCP (THIAGARAJAN et al., 1993; KIM et al., 2012; BYUN et al., 2018). As lesões isoladas do LCP são menos sintomáticas quanto a sensação de instabilidade e falseio em comparação com as combinadas (WIND et al., 2004; HARNER et al., 1998; FANELLI et al., 2010). A variação da incidência, ocorre devido a dificuldade no diagnóstico clínico, principalmente na fase aguda, em consequência dos diferentes mecanismos de lesão do LCP, como acidentes motociclísticos, automobilísticos, atropelamentos, considerados como traumas de alta energia, enquanto, quedas de pequenas alturas e traumas esportivos são considerados como acidentes de baixa energia (CAMARGO et al. 1996;

BOISGARD et al., 2009; LEÃO et al., 2013). Nesse cenário, é difícil a correta identificação, bem como, a diferenciação clínica entre a lesão isolada e combinada do LCP, principalmente na fase aguda (PETRIE et al., 1999; WIND et al., 2004; KIM et al., 2012).

O diagnóstico clínico das lesões isoladas do LCP é realizado por meio da manobra da gaveta posterior, realizada com o joelho flexionado a 90° (DEJOUR et al., 1988; HARNER et al., 1998; SHELBOUNE et al., 1999; WIND et al., 2004). A comparação com o joelho contralateral permite classificar a translação posterior da tíbia sob o fêmur em três níveis: grau 1 (inferior a 5 mm), grau 2 (entre 5 e 10 mm) e grau 3 (acima de 10 mm) (COVEY et al., 1993; PETRIE et al., 1999; FANELLI et al., 2010; LAPRADE et al., 2015). O teste da contração ativa do quadríceps é considerado específico e válido para as lesões do LCP (DANIEL et al., 1988; RUBINSTEIN et al., 1994). No entanto, a acurácia das manobras clínicas existentes para o diagnóstico preciso da insuficiência do LCP ainda é indeterminada e muitas dessas lesões passam despercebidas (WATSEND et al., 2009; FANELLI et al., 2010; KOPKOW et al., 2013). Isso ocorre devido aos poucos estudos relevantes sobre as lesões do LCP, da baixa qualidade na metodologia, com pequena amostragem de casos, sendo que, a maior parte das publicações apresentou desenho retrospectivo com desfechos clínicos variados (WATSEND et al., 2009; KOPKOW et al., 2013, LAPRADE et al., 2015).

Outro tópico controverso é a determinação do ponto “zero” ou neutro do joelho, que consiste na posição reduzida da tíbia em relação ao fêmur durante o exame clínico ou de imagem na vigência da insuficiência do LCP (RUBINSTEIN et al., 1994; HEWETT et al., 1997). Após as lesões do LCP, usualmente ocorre uma subluxação posterior da tíbia com perda do *step off* normal de 1 cm do platô tibial medial em relação ao côndilo femoral medial

(CAMANHO et al., 1993; HARNER et al., 1998; WIND et al., 2004). Esse achado é pouco compreendido, sendo fonte de hesitação dos profissionais de saúde, para estipular a gravidade do deslocamento tibial posterior (DTP), principalmente nas lesões combinadas do LCP, nos traumas agudos (FANELLI et al., 2010; LAPRADE et al., 2015), o que poderia influenciar a escolha terapêutica e o prognóstico, ao não caracterizar o tipo de instabilidade do LCP, principalmente nas lesões associadas ao LCA (FANELLI et al., 1995; CAMARGO et al., 1996; CALDAS et al., 2013).

A radiografia sob estresse é considerada outra ferramenta válida para quantificar e graduar o DTP após as lesões isoladas e combinadas do LCP (MARGHETINI et al., 2003; LEE et al., 2007; JAMES et al., 2014). Dentre as técnicas descritas, predominam aquelas com o posicionamento sagital com 90° de flexão do joelho sob aplicação de carga posterior na face anterior e proximal da tibia, na posição ajoelhado ou com o dispositivo Telos (Figura 1) (CHASSAING et al., 1995; JUNG et al., 2006; GAROFALO et al., 2009).



Figura 1 – Posição para a radiografia sob estresse posterior a 90° de flexão do joelho. A- com o aparelho Telos, B- ajoelhado (cortesia Tobias Jung).

Os parâmetros ósseos utilizados para coletar a medida são variados, como a distância mais periférica entre o côndilo femoral posterior e côndilo tibial posterior (JACOBSEN et al., 1977), o intervalo entre o côndilo femoral anterior e o platô tibial posterior (MCPHEE et al., 1981), a diferença entre o centro do côndilo femoral e o centro das espinhas tibiais (LEVEN et al. 1977), e a distância da tangente à cortical posterior da tíbia até o ponto mais posterior da linha de Blumensat (SPIRIDONOV et al., 2011). Os valores numéricos obtidos são utilizados para a comparação das medidas adquiridas com o joelho sadio contralateral, e assim mensurar a diferença lado a lado para quantificar o DTP. É fundamental o posicionamento correto do joelho para evitar desvios angulares e rotacionais entre os côndilos femorais e tibiais para validar a medida coletada (LARAYA et al., 2002; LEE et al., 2007). Quanto às cargas de posteriorização das tíbias utilizadas, ainda não há uma padronização e uma variação entre 15 N e 300 N é encontrada nas diferentes técnicas (JAMES et al., 2014).

Devido a variabilidade das cargas aplicadas para mensurar o DTP, a falta de concordância intra e inter examinadores, a pluralidade das técnicas utilizadas, as incertezas quanto aos parâmetros numéricos validados para definir a translação posterior da tíbia nas lesões isoladas e combinadas do LCP, ocasionam ambiguidade que comprometem a reprodutibilidade, a validade externa, assim como, a disseminação da radiografia sob estresse como exame de imagem padrão ouro, no arsenal diagnóstico das lesões ligamentares do joelho, incluindo as lesões do LCP (JUNG et al., 2006; JAMES et al., 2014).

A lesão bicruzada (LCA e LCP) pode ser classificada em incompleta e completa (BOISGARD et al., 2009). A lesão bicruzada incompleta (LBI) ocorre na presença da ruptura completa do LCA e lesão parcial do LCP ($\leq 50\%$ da substância) ou apenas um feixe (AL ou PM) do LCP acometido (NONWEILER et al., 1993; WOLF et al., 2002). A lesão bicruzada completa (LBC) acomete a integridade total do LCA e das duas bandas (AL e PM) do LCP e pode ser classificada como uma luxação do joelho (SCHENCK et al., 1994; BOISGARD et al., 2009). No âmbito nacional, devido ao crescimento dos acidentes de trânsito, principalmente os motociclísticos, tem sido constatado um aumento da incidência das lesões combinadas ao LCP, especialmente associadas ao LCA (CAMARGO et al., 1996; CALDAS et al., 2013; KUPCZIK et al., 2013). No entanto, nenhum estudo científico nacional distinguiu parâmetros para o diagnóstico diferencial da LBI e LBC. As complicações advindas da negligência do tratamento das lesões do LCP podem variar desde a progressão para a osteartrose femoropatelar e femorotibial medial; lesões ligamentares (LCA, LCM e CPL), meniscais e condrais secundárias a instabilidade posterior; subluxação posterior fixa da tíbia; impotência funcional para a prática desportiva e falha de cirurgias para reparo e reconstrução ligamentar do joelho (CAMANHO et al., 1991; FANELLI et al., 1995; STROBEL et al., 2002; NOYES et al., 2005; LAPRADE et al., 2015).

Os parâmetros conhecidos para estabelecer a lesão isolada ou combinada do LCP são baseadas na quantificação do DTP em radiografias sob estresse, sendo classificada pelos valores acima de 8 mm para a lesão isolada do LCP e acima de 12 mm para as lesões combinadas (HEWETT et al., 1997; SCHULZ et al., 2007). No entanto, os parâmetros diagnósticos para a LBI e LBC são indeterminados. Estudos biomecânicos com secção seletiva e sequencial dos ligamentos do joelho, tem sido efetuados sob

condições controladas, para garantir a acurácia das medidas obtidas, e assim, seja possível estabelecer fundamentos para determinar clinicamente os parâmetros diagnósticos das lesões do LCA e do LCP. (BUTLER et al., 1980; FUKABAYASHI et al., 1982; GOLLEHON et al., 1987; GROOD et al., 1988; NOYES et al., 1993; GARAVAGLIA et al., 2007; COVEY et al., 2008; KENNEDY et al.; 2013).

A hipótese do estudo consistiu em comparar os efeitos biomecânicos da secção seletiva e sequencial do LCA e bandas AL e PM do LCP, em cadáveres humanos, para verificar o aumento da instabilidade translacional e rotacional do joelho, após lesões bicruzadas (LBI e LBC) e a condição joelho intacto, em diferentes posições angulares.

2 OBJETIVO

Quantificar os efeitos da secção seletiva e sequencial do LCA e das bandas AL e PM do LCP na estabilidade do joelho para a translação AP e rotação da tibia , em cadáveres humanos, em diferentes posições angulares.

3 LITERATURA

Estudos Biomecânicos

GIRGIS, MARSHALL, AL MONAJEM (1975) realizaram um estudo experimental em 24 joelhos de cadáveres, para investigar a anatomia do LCA e do LCP em relação às dimensões do joelho e outras estruturas intra-articulares. Foi realizada a secção seletiva do LCA em 10 espécimes e do LCP em cinco joelhos. Foi verificado que após a secção isolada do LCP houve aumento de 9,6 mm da translação posterior da tibia a 90° de flexão do joelho, quando comparado com apenas 1,2 mm na posição estendida.

MARKOLF, MENSCH, AMSTUTZ (1976) realizaram um estudo experimental em 35 joelhos de cadáveres, para quantificar os deslocamentos anterior e posterior da tibia, rotação da medial e lateral da tibia e a estabilidade varo e valgo. Os testes biomecânicos foram efetuados após a aplicação de uma força de 100 N nas posições de 0°, 20°, 45°, 90° e 135° de flexão do joelho com a tibia na posição neutra quanto às rotações. Foram produzidas as seguintes lesões de modo sequencial: 1) meniscectomia total medial e lateral, 2) lesão do LCA e do LCP, 3) lesão do LCM, 4) lesão do LCL e 5) lesão da cápsula posteromedial. Os resultados demonstraram que a secção isolada do LCP levou ao aumento de 3.7 mm na translação posterior da tibia a 90° de flexão do joelho.

BUTLER, NOYES, GROOD (1980) realizaram um estudo experimental em 14 joelhos de cadáveres, para testar os limites da contensão ligamentar do LCA, LCP e cápsula articular no plano anterior e posterior da tibia em relação ao fêmur após a secção isolada do LCA, do LCP e de ambos os cruzados com o joelho posicionado em neutro com 90° de flexão do joelho,

para simular o teste da gaveta anterior e posterior do joelho. Os espécimes foram montados num aparelho biaxial Instron® modelo 1321, contendo uma célula de carga e um atuador com travamento da rotação da tíbia e do fêmur. Concluíram que o LCP é o restritor primário para evitar a translação posterior da tíbia na posição de 90° de flexão do joelho.

PIZIALI et al. (1980) realizaram um estudo experimental em quatro joelhos de cadáveres, para analisar os deslocamentos anterior-posterior e medial-lateral da tíbia após o carregamento cíclico dos ligamentos do joelho (LCA, LCP, LCL, LCM) com forças que variaram de 100 N a 690 N. Concluíram que o LCA e o LCP são os principais restritores para limitar a translação anterior e posterior da tíbia, respectivamente.

FUKABAYASHI et al. (1982) realizaram um estudo experimental em nove joelhos de cadáveres para analisar o deslocamento anterior e posterior da tíbia, rotação interna e externa da tíbia após a secção isolada do LCA e do LCP. Os testes biomecânicos foram realizados entre 0 e 90° de flexão do joelho. A lesão isolada do LCA duplicou o deslocamento anterior da tíbia e a secção do LCP triplicou o deslocamento posterior da tíbia, com instabilidade máxima de 12 mm em 75° de flexão do joelho. Concluíram que o LCA e o LCP atuam como restritores primários na translação anterior e posterior da tíbia, respectivamente.

NIELSEN & HELMIG (1986) realizaram um estudo experimental em 25 joelhos de cadáveres para avaliar a importância do LCP e estruturas do compartimento medial (LCM e cápsula posteromedial) e lateral (LCL, tendão do poplíteo e cápsula posterolateral). Foram realizadas secções seriadas das estruturas supracitadas quanto ao deslocamento anterior e

posterior da tibia, rotação medial e lateral da tibia após a aplicação de uma força de 25 N nas angulações entre 0° e 90° de flexão do joelho. Foi verificado que a lesão isolada do LCP levou ao deslocamento posterior da tibia em 10 mm a 90° de flexão do joelho, enquanto que as lesões do LCP combinadas às estruturas medias e laterais quase dobraram o montante da translação posterior da tibia a 90° de flexão do joelho, assim como houve aumento significativo da rotação medial e lateral da tibia nas lesões combinadas. Os autores observaram que, na extensão, o joelho permaneceu estável no deslocamento anterior e posterior da tibia, mesmo após as lesões realizadas.

GOLLEHON, TORZILI, WARREN (1987) realizaram um estudo experimental em 17 joelhos de cadáveres, para testar os efeitos na cinemática articular do joelho após a secção do LCL, tendão do poplíteo, complexo arqueado, LCA e LCP entre 0 e 90° de flexão do joelho. Os espécimes foram testados através de um aparato servo-hidráulico contendo célula de carga e transdutores para avaliar a translação anterior e posterior, varo e valgo, rotação lateral e medial da tibia em relação ao fêmur. Concluíram que o LCP é o principal restritor para prevenir a translação posterior da tibia e a secção isolada do LCP não afetou a rotação da tibia e no plano varo e valgo. A lesão combinada do compartimento posterolateral com o LCP aumentou a translação posterior da tibia em 25mm a 90° de flexão do joelho.

GROOD, STOWERS, NOYES (1988) realizaram um estudo experimental em 15 membros inferiores de cadáveres, através de um goniômetro eletrônico, para avaliar a translação da tibia em relação ao fêmur no plano anterior e posterior, varo e valgo, rotação lateral e medial da tibia entre 0° e 90° de flexão do joelho. Foram seccionados o LCP, o LCL, o tendão do

poplíteo e o complexo arqueado de forma variada e foram calculadas as translações após cada lesão isolada e combinada. Foi verificado que a lesão isolada do LCP ocasionou maior aumento na translação posterior da tíbia em 90° de flexão do joelho e menor deslocamento na posição de 0°, sem maiores efeitos na rotação lateral e medial da tíbia e nas posições varo e valgo. Os autores recomendaram que o teste da gaveta posterior para avaliar as lesões do LCP deve ser realizado em 90° de flexão do joelho.

OGATA et al. (1988) realizaram um estudo experimental em 12 joelhos de cadáveres fresco, para investigar o deslocamento posterior passivo da tíbia, através de radiografias na incidência lateral nas posições de 0°, 30°, 60° e 90° de flexão do joelho. Foram realizadas secções seriadas nas seguintes situações: 1) intacto; 2) lesão do LCP; 3) lesão do LCP e cápsula posterior; 4) lesão do LCP, cápsula posterior e LCM e 5) lesão do LCP, cápsula posterior e LCL e aplicada uma força posterior de 30N para avaliar a distância entre a origem e a inserção do LCP. Foi verificado deslocamento posterior passivo da tíbia de $9,6 \pm 1,1$ mm após a lesão isolada do LCP a 90° de flexão do joelho, sendo que a 0° praticamente não houve deslocamento ($0,0 \pm 0,5$ mm). Os autores recomendaram a posição em extensão do joelho para a imobilização após as lesões isoladas do LCP.

KOKRON et al. (1993) realizaram um estudo experimental com 40 joelhos de 20 cadáveres para comparar as propriedades biomecânicas do LCA e do LCP. Foi utilizado uma máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® K5002 para avaliar o limite de resistência e a constante de proporcionalidade de cada ligamento. Foi verificado que a força máxima dos ligamentos cruzados e o índice de rigidez foram semelhantes entre si. Observaram também que a força máxima diminuiu com o avanço da idade na mesma

proporção para ambos os cruzados. Concluíram que o LCA e o LCP apresentaram propriedades biomecânicas semelhantes.

NOYES et al. (1993) realizaram um estudo experimental em sete membros inferiores de cadáveres, para avaliar a translação da platô tibial medial e lateral em relação ao fêmur no plano anterior e posterior, varo e valgo, rotação lateral e medial da tibia, através de um goniômetro eletrônico, em 30° e 90° de flexão do joelho após a aplicação de uma força de 100 N, Foram seccionados inicialmente o LCL, o complexo arqueado e o tendão do poplíteo (CPL), A seguir, foram cortados o LCP e os ligamentos menisco-femorais (Humphrey e Wrisberg). Houve aumento estatisticamente significativo ($p < 0,01$) da translação posterior a 30° e 90° de flexão do joelho após a secção combinada do CPL e do LCP para o platô lateral em 17,8 mm e 23.5 mm respectivamente, e para o platô medial em 7,6 mm e 12,3 mm respectivamente. Concluíram que o diagnóstico das instabilidades rotatórias do joelho requer conhecimento da quantidade de deslocamento dos platôs tibiais na direção anterior e posterior nas posições de 30° e 90° de flexão do joelho.

RACE & AMIS (1996) realizaram um estudo experimental em nove joelhos de cadáveres para determinar o papel das bandas AL e PM do LCP na limitação da gaveta anterior e posterior do joelho. Foi utilizado um aparelho Instron® e uma força de 50 N foi aplicada após a determinação da posição neutra do joelho. Foram realizados os testes nos estados com o LCP intacto, secção da banda AL no fêmur e secção da banda PM no fêmur. Os testes biomecânicos foram realizados nas posições entre 0° e 130° de flexão do joelho. Concluíram que a banda AL foi responsável por 50 a 74% da restrição

da translação posterior da tíbia entre 40° e 120° de flexão do joelho e a banda PM por 23% da contenção da translação posterior da tíbia em extensão.

FOX et al. (1998) realizaram um estudo experimental em nove joelhos de cadáveres para analisar as forças *in situ* do LCP e a distribuição entre as bandas AL e PM. Foi utilizado um sistema robótico e foram aplicadas forças que variaram entre 22 N e 110 N nas angulações entre 0° e 90° de flexão do joelho. As maiores forças ocorreram em 90° de flexão do joelho para a banda PM e o LCP e a 60° de flexão do joelho para a banda AL. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as bandas AL e PM nas angulações testadas. Concluíram que o estudo forneceu informações pertinentes para a fixação e tensionamento do LCP e das bandas AL e PM para a cirurgia de reconstrução do LCP.

WIRZ et al. (2000) realizaram um estudo experimental em três joelhos de cadáveres para avaliar a acurácia de quatro técnicas radiográficas diferentes de mensurações das translações anterior e posterior da tíbia na incidência lateral sob estresse (próximo a extensão, periférica, central, combinação entre central e periférica). Foram também realizados testes biomecânicos com o joelho nos estados: intacto; secção do LCA; secção do LCA e do LCP. Foi aplicada a força de 50 N na direção anterior e posterior nas séries flexão do joelho (0°, 10°, 20°, 30° e 40°) e rotação lateral da tíbia (-15°, -10°, -5°, +5°, +10°, +30°). Foi verificado que a identificação dos parâmetros ósseos e a pequenas variações do posicionamento angular e rotacional dos côndilos femorais e tibiais constituiu fonte de erro comum das medidas obtidas em todas as técnicas radiográficas analisadas com impacto negativo na acurácia. Recomendaram a técnica central e periférica para mensurar a translação da tíbia devido a melhor reprodutibilidade e pela implicação inferior quanto aos

erros de posicionamento do joelho em comparação com as outras medidas analisadas.

LI et al. (2002) realizaram um estudo experimental em oito joelhos de cadáveres para quantificar a translação anterior e posterior da tíbia, a rotação medial e lateral da tíbia nas angulações 0°, 30°, 60°, 90° e 120° de flexão, nas condições com o joelho intacto e após a ressecção do LCP. Foi utilizado um sistema robótico para os testes biomecânicos e foram aplicadas cargas nos músculos em três situações: 1) 400 N no quadríceps; 2) 400 N no quadríceps combinados com 200 N nos isquiotibiais; 3) 200 N nos isquiotibiais. Os resultados demonstraram que houve aumento estatisticamente significativo do DTP e da rotação lateral da tíbia após a ressecção do LCP nas angulações 60°, 90° e 120° de flexão do joelho. Concluíram que a deficiência do LCP acarretou em uma elevação da translação posterior e da rotação lateral da tíbia. Esse último achado poderia explicitar o aumento de pressão na articulação femoropatelar secundário à insuficiência do LCP.

HERNANDEZ et al. (2003) realizaram um estudo experimental em vinte e cinco pares de joelhos de cadáveres (50 espécimes) para determinar o comportamento biomecânico do LCA, LCP, LCM e LCL. Foi utilizado uma máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® 5002 para mensurar o carregamento final e a rigidez dos ligamentos supramencionados. A preparação dos corpos de prova dos ligamentos foi realizado através de osteotomias, com preservação dos pontos de origem e inserção junto ao bloco ósseo do fêmur e da tíbia. Os resultados demonstraram que o LCA e o LCP possuem propriedades estruturais similares. Concluíram que a rigidez

foi a variável que melhor caracterizou o comportamento biomecânico dos ligamentos analisados.

MA et al. (2003) descreveram um estudo experimental em dez joelhos de cadáveres, para quantificar as translações anterior e posterior da tíbia a partir da determinação do ponto de referência, para melhorar a acurácia e repetibilidade dos testes biomecânicos. Foi efetuada a comparação entre joelhos intactos e outras espécimes submetidas a reconstrução do LCP nas angulações de 0°, 30°, 60°, 90° e 120° de flexão do joelho. Foi utilizado um sistema robótico universal, com a aplicação de uma força de 134 N no sentido anteroposterior e comparado a duas angulações para a fixação tibial do enxerto do LCP em 90° de flexão do joelho com uma força de deslocamento anterior de 134 N, para simular o teste da gaveta anterior, e outro grupo com o joelho em extensão completa sem carga. Concluíram, que a determinação do ponto de referência pode melhorar a acurácia das medidas da translação anterior e posterior da tíbia em joelhos submetidos a reconstrução do LCP. Sugerem que a medida da translação AP total da tíbia pode permitir uma melhor avaliação das técnicas de reconstrução do LCP na restauração da cinemática do joelho e que novos testes clínicos e dispositivos são necessários para avaliar as lesões do LCP e após a reconstrução cirúrgica do LCP.

PARK et al. (2004) realizaram um experimental em seis joelhos de cadáveres a fresco para mensurar o efeito da capsulotomia posterior na translação posterior da tíbia a 0°, 30°, 45°, 60°, 90° e 120° de flexão, após a secção do LCP. Realizaram ainda uma comparação com o joelho com a cápsula articular preservada. Foi utilizado um sistema robótico com cinco graus de liberdade, com aplicação de força para deslocamento posterior da tíbia de

130 N e realizado os testes biomecânicos nas situações supracitadas e após a realização da reconstrução cirúrgica do LCP aberta pela técnica *inlay*. Foi constatado um aumento significativo do DTP em todas as angulações nas condições após a secção do LCP e após a capsulotomia posterior, principalmente a 90° e 120° de flexão do joelho. Concluíram que houve DTP adicional após a capsulotomia posterior, mesmo em joelhos com o LCP intacto, o que poderia explicar a frouxidão posterior residual após a reconstrução do LCP pela técnica *inlay*.

CSINTALAN et al. (2006) realizaram um estudo experimental em seis joelhos de cadáveres para simular o efeito da rotação lateral da tibia sequencial a 30°, 45° e 60° e com flexão de 30° e 90° de flexão do joelho, para assemelhar o mecanismo de lesão do CPL. Foi utilizado um aparato customizado com seis graus de liberdade e um digitalizador cinemático Microscribe® 3DLX (*Immersion Corp, San Jose, California*) para quantificar as translações anterior e posterior (30 N), as rotações varo e valgo (3 Nm), as rotações medial e lateral da tibia (2 Nm) nas condições com o joelho intacto e, após os testes biomecânicos, foi realizada a dissecação para verificar quais as estruturas anatômicas haviam sido danificadas. Foi verificado lesão completa do LCA e do LCL em todos os espécimes. Houve lesão parcial do LCM em três joelhos e lesão do tendão do poplíteo e do ligamento poplíteo-fibular em três espécimes. O LCP permaneceu intacto em todos os joelhos. Foi verificado que nas rotações laterais de 45° e 60° houve aumento significativo em todas as variáveis cinemáticas testadas. Concluíram, que a lesão ligamentar combinada foi comum após simulação do mecanismo de lesão com rotação posterolateral.

MARKOLF et al. (2006) realizaram um estudo experimental em 16 joelhos de cadáveres fresco para verificar o papel da banda PM do LCP na restrição da translação tibial posterior após a secção da origem femoral da banda PM. Foi aplicada uma força de 200 N para mensurar a translação AP da tíbia com o LCP intacto e após a lesão da banda PM e os testes biomecânicos realizados a 0°, 10°, 30°, 45°, 70° e 90° de flexão do joelho. Os resultados demonstraram pequenas alterações na translação AP da tíbia a 0° (1,06 mm) e 10° (0,83 mm) após a secção da banda PM, e não houve deslocamentos significativos nas demais angulações testadas. Concluíram, que a banda PM tem um papel menor na contenção da translação tibial posterior da tíbia.

GARAVAGLIA et al. (2007) realizaram um estudo experimental em 15 joelhos de cadáveres fresco para estabelecer a relação entre a lassidão posterior da tíbia após a lesão seriada de estruturas posteriores. Realizaram também a mensuração da translação posterior da tíbia utilizando 04 técnicas de radiografia sob estresse: 1) gravidade com 90° de flexão do joelho; 2) axial com 100° de flexão do joelho e aplicação de carga posterior de 180 N; 3) aparelho Telos a 80° de flexão do joelho e aplicação de carga posterior de 180 N e 4) aparelho Telos a 30° de flexão do joelho e aplicação de carga posterior de 180 N. Foram realizadas as secções seriadas com a lesão da banda AL do LCP, lesão completa do LCP, lesão do LCL e CPL, lesão do LCM e CPM. Os resultados com o aparelho Telos para os pontos de corte para a lesão parcial do LCP foi menor que 3 mm a 30° e menor que 6 mm a 80°; para as lesões completas do LCP entre 4 e 7 mm a 30°, e entre 7 e 12 mm a 30°, para as lesões periféricas associadas foi maior que 9 mm a 30°, e maior que 12 mm a 80° de flexão do joelho. Concluíram que o aparelho Telos a 30° e 80° permitiu distinguir e graduar os diferentes tipos de lesão do LCP.

COVEY, SAPEGA, RIFFENBURGH (2008) realizaram um estudo experimental em nove joelhos de cadáveres para avaliar a contribuição das fibras anteriores, centrais e posteriores do LCP no controle da translação posterior da tíbia após a secção dessas fibras. Foi aplicada uma força de 74 N e os testes biomecânicos foram realizados a 20° e 90° de flexão do joelho. Foi verificado que a secção parcial das fibras do LCP ocasionou mínima translação posterior da tíbia a 90° de flexão do joelho, enquanto a secção total das fibras resultou em aumento estatisticamente significativo ($p < 0,01$) da translação posterior da tíbia a 90° de flexão do joelho. As diferentes fibras do LCP possuem padrões de comportamento mecânico distintos.

KENNEDY et al. (2013) realizaram um estudo experimental em 20 pares de joelhos de cadáveres para avaliar o papel das bandas AL e PM do LCP na cinemática articular do joelho. Foram realizados testes biomecânicos com um sistema robótico alemão (*KUKA Robotics*) para analisar a translação tibial posterior (força de 134 N), as rotações medial e lateral da tíbia (5 Nm), as rotações varo e valgo da tíbia (10 Nm), todos testados entre 0° e 120° de flexão do joelho. Foram realizadas as lesões das bandas AL, PM, completa do LCP e comparado com o estado intacto. Foi constatado um aumento estatisticamente significativo na translação posterior da tíbia a 90° de flexão do joelho, principalmente após a lesão completa do LCP ($11,7 \pm 4$ mm) e um aumento da rotação medial da tíbia a 105°. Concluíram que as bandas AL e PM apresentam um papel codominante na restrição da translação posterior da tíbia em todas as angulações testadas.

Estudos Clínicos

COOPER et al. (1992) relataram quatro casos de luxação de joelho com lesão completa do LCA e manutenção do LCP intacto. O diagnóstico foi realizado através do exame clínico sob anestesia, exames de imagem (radiografias e ressonância magnética do joelho) e manobras específicas (teste de *Lachman*, gaveta anterior e posterior da tibia a 30° e 90° de flexão do joelho, teste do estresse em varo e valgo a 0° e 30° de flexão do joelho). Três casos foram tratados cirurgicamente com dois reparos e uma reconstrução do LCA com enxerto central do ligamento patelar, e observação da lesão do LCP em todos os casos. Não houve casos de insuficiência do LCP, apesar de uma falha em um caso de reparo do LCA.

NONWEILER, SCHENCK, DELEE (1993) foram os primeiros a descrever o termo “lesão bicruzada incompleta” para as rupturas completas do LCA e lesão parcial do LCP (estiramento sem sinais de secção total das bandas AL e PM). Relataram dois casos de atletas que foram submetidos ao tratamento cirúrgico da lesão do LCA (reparo ou reconstrução) e observação da lesão parcial do LCP. O diagnóstico foi realizado através do exame sob anestesia e avaliação artroscópica do LCA e do LCP. Concluíram, que a identificação desse tipo de lesão pode ocorrer sem que ocorra a luxação do joelho.

HEWETT, NOYES, LEE, (1997) avaliaram 21 pacientes com lesão do LCP, sendo 10 totais e 11 parciais. O diagnóstico foi efetuado pela artroscopia e ressonância magnética do joelho (RMJ). Foram realizadas radiografias sob estresse com o aparelho SAMO® (Bologna, Itália) com 70° graus de flexão do joelho e aplicação de uma força posterior de 89N, além da avaliação com o artrômetro KT-1000 (*MEDmetric, San Diego, California*) e do teste da gaveta posterior do joelho para mensurar o DTP e comparar a acurácia dos três métodos acima descritos. Os resultados demonstraram a superioridade

da radiografia sob estresse sobre o artrômetro e o teste da gaveta posterior. Foi verificado que o DTP acima de 8 mm na radiografia sob estresse foi indicativo de ruptura completa do LCP.

HUBER et al. (1997) avaliaram de modo retrospectivo 22 pacientes com lesão do LCP ou submetidos a reconstrução cirúrgica do LCP há pelo menos nove meses com o artrômetro KT-1000. Foi avaliada a confiabilidade intra e inter observadores, entre um examinador novato e um experiente com o uso do artrômetro para a translação anterior e posterior da tíbia com força de 20 libras, aproximadamente nove kilogramas (kg). Foram realizados dois testes com o artrômetro para cada examinador. A redução da subluxação posterior passiva da tíbia foi realizada pelo teste de contração ativa do quadríceps com 90° de flexão do joelho para o posicionamento neutro da tíbia. Os resultados demonstraram moderada correlação entre os achados obtidos pelos dois examinadores. Concluíram, que o artrômetro é um dispositivo útil para as lesões do LCP, porém os resultados devem ser interpretados com cautela devido as diferenças dos valores obtidos entre os examinadores.

EAKIN & CANNON (1998) avaliaram de modo retrospectivo 40 pacientes (10 com lesão isolada do LCA, 10 com lesão do LCP, 10 com lesão combinada do LCA e do LCP, 10 sem lesão no joelho). O diagnóstico foi estabelecido através do exame clínico, RMJ ou durante a cirurgia. O artrômetro *Knee Laxity Tester* (KLT) foi utilizado a 90° graus de flexão do joelho com força entre 20 e 40 libras (aproximadamente entre nove e 18 kg) para graduar a diferença entre o lado sadio e o lesionado. A diferença menor que 3mm foi considerada normal. A acurácia do artrômetro para detectar as lesões do LCP foi de 96% após a aplicação de uma força posterior de 40 libras, sendo que a acurácia não foi afetada na lesão combinada do

LCA e do LCP. Concluíram, que a utilização do artrômetro é apropriada na diferenciação entre a lesão isolada do LCP e do joelho sem lesão ligamentar.

WOLF & LEMARK (2002) realizaram um estudo tipo série de casos com 18 pacientes com LBI, que foram tratados cirurgicamente apenas com a reconstrução artroscópica isolada do LCA com enxerto autólogo do terço central do ligamento patelar. A média de tempo entre a lesão e a cirurgia foi de 08 semanas (variou entre um dia e 11 meses). Quinze pacientes foram avaliados após 60 meses de seguimento pelos escores *International Knee Documentation Committee* (IKDC), *Lysholm* e *Tegner*; radiografias sob estresse anterior e posterior com o aparelho *Telos* para avaliar a translação AP total da tíbia; teste muscular isocinético (*Biodex Medical Systems*, Shirley, NY); artrômetros (KT-1000 e KT-2000) (*MEDmetric*, San Diego, CA) e manobras clínicas (teste de *Lachman*, *pivot shift*, gaveta anterior e gaveta posterior da tíbia a 90° graus de flexão do joelho). Os resultados demonstraram que somente um paciente evoluiu com sintomas de instabilidade posterior e, os demais, apresentaram melhora clínica e nas variáveis analisadas. Concluíram, que a reconstrução artroscópica isolada LCA foi efetiva no médio prazo (aproximadamente cinco anos) para o tratamento das LBIs.

STROBEL et al. (2002) avaliaram de modo retrospectivo 248 pacientes com insuficiência do LCP para determinar a incidência do deslocamento posterior passivo da tíbia. Essa condição foi definida na radiografia lateral do joelho sob estresse anterior e posterior com a aplicação de uma força de 200 N e a detecção da subluxação posterior fixa da tíbia (maior que 3 mm) não redutível para a posição neutra. Nessa amostra 109 (44%) pacientes apresentavam a subluxação posterior fixa da tíbia, com média de

deslocamento de 6,23 mm (variou entre três e 20) e foram subdivididos em grupos, conforme a magnitude do deslocamento posterior, sendo o grupo I (3 a 5 mm) com 57%, o grupo II (6 a 10 mm) com 33,9% e grupo III (acima de 10 mm) com 8,3%. Os principais fatores de risco encontrados para esse achado foram: sexo masculino, lesão crônica do LCP, falha na reconstrução do LCP e utilização do enxerto do ligamento patelar. Concluíram que a identificação do grau de subluxação posterior fixa da tibia deve ser determinada antes da reconstrução cirúrgica para evitar a sobrecarga precoce do enxerto.

SCHULZ et al. (2003) realizaram um estudo retrospectivo com 494 pacientes com insuficiência do LCP para analisar características epidemiológicas, mecanismo de lesão e DTP nas radiografias laterais do joelho sob estresse em 90° graus de flexão do joelho com o aparelho *Telos* com uma força de 15 kg (aproximadamente 147 N). Os resultados demonstraram que a média de DTP foi de $13,4 \pm 4,7$ mm, sendo que 262 (53%) dos pacientes avaliados apresentaram lesões combinadas do LCP. Foram considerados nesse grupo aqueles que apresentaram DTP acima de 12 mm. Concluíram que a demora na implementação do tratamento ocorreu devido a falta de conhecimento e entendimento no diagnóstico das lesões do LCP, principalmente na fase aguda.

SCHULZ et al. (2007) realizaram um estudo retrospectivo diagnóstico com 1041 pacientes com insuficiência do LCP para quantificar o DTP por meio da manobra da gaveta posterior, teste de *Godfrey* e radiografia sob estresse a em 90° graus de flexão do joelho com o aparelho *Telos* com uma força posterior de 150 N e comparar com os valores obtidos do DTP em estudos experimentais relevantes em cadáveres. A média do DTP observado

foi de $-11,58 \pm 4,31$ mm e a média da diferença do DTP do lado sadio foi de $-1,31 \pm 1,85$ mm. Concluíram que o DTP acima de 8 mm foi indicativo de lesão completa do LCP e o DTP superior a 12 mm foi indicativo de lesão combinada do LCP com outros ligamentos.

PUGH et al. (2009) realizaram uma revisão narrativa para avaliar a acurácia e a reprodutibilidade dos instrumentos utilizados para avaliar a integridade do LCA e do LCP por meio da quantificação da translação anterior e posterior da tíbia após a aplicação de uma força controlada, tanto na prática clínica quanto nas pesquisas experimentais. Foram incluídos artrômetros (KT-1000 e KT-2000), Rolímetro, goniômetros eletrônicos e o aparelho *Telos* utilizado nas radiografias sob estresse. Concluíram que o artrômetro KT-1000 e o Rolímetro apresentaram os melhores resultados na mensuração da translação anterior e o aparelho *Telos* foi superior para quantificar a translação posterior da tíbia após a lesão do LCP.

WATSEND et al. (2009) realizaram uma revisão narrativa para avaliar a qualidade metodológica dos estudos para o tratamento das lesões isoladas e combinadas do LCP entre 1985 e 2005. Foram selecionados 40 estudos, sendo 31 cirúrgicos. Desse montante, 36 foram retrospectivos, três prospectivos e apenas um randomizado. Dentre os principais problemas encontrados, mencionaram a dificuldade no diagnóstico das lesões isoladas e combinadas do LCP, principalmente na fase aguda. Sugeriram que para melhorar o diagnóstico, a RMJ e a radiografia lateral de joelho sob estresse poderiam ser acrescentadas para complementar o exame clínico.

KOPKOW et al. (2013) realizaram uma revisão narrativa para avaliar a acurácia das manobras clínicas para o diagnóstico das lesões do LCP. Foram

pesquisadas as bases de dados (*MedLine* a partir de 1946; EMBASE a partir de 1974; *Allied and Complementary Medicine Database* a partir de 1985) até 30 de abril de 2012. Foram selecionados 11 estudos, num total de 1307 artigos, e 11 manobras clínicas para o diagnóstico das lesões do LCP. Os resultados demonstraram que devido aos diferentes tipos de estudos e amostras, os testes clínicos analisados não foram confiáveis para confirmar ou descartar as lesões do LCP. Enfatizaram a necessidade de novos estudos para o diagnóstico das lesões do LCP.

JAMES, WILLIAMS, LAPRADE (2014) realizaram uma revisão narrativa para avaliar as diferentes técnicas de radiografia sob estresse e a acurácia para diagnosticar as lesões ligamentares do joelho, inclusive as lesões do LCP. Foram analisadas as bases de dados *MedLine*, EMBASE e *Cochrane Library* no período de 1970 até agosto de 2013. Os resultados demonstraram 16 técnicas de radiografias de joelho sob estresse, sendo que, para as lesões do LCP o DTP variou entre três e 12 mm. Concluíram que devido a variabilidade das cargas aplicadas, diferentes dispositivos empregados e angulações variadas do joelho, houve inconsistência para definir qual a melhor técnica a ser adotada para o diagnóstico das lesões ligamentares do joelho, inclusive a do LCP.

4 MÉTODO

4.1 Desenho do Estudo

Trata-se de um estudo primário, intervencional, pesquisa experimental *in vitro*, analítico e autocontrolado.

Este estudo foi realizado no Programa de Pós-graduação em Cirurgia Translacional da Escola Paulista de Medicina – Universidade Federal de São Paulo em colaboração com a *University Southern California* (USC), EUA, com fomento obtido pelo orientador e beneficiário Prof. Dr. Rene Jorge Abdalla, na modalidade Auxílio Regular a projeto de pesquisa da FAPESP, sob o número 2015/10317-7 (vigência entre o período de 01/04/2016 a 31/03/2018). Os experimentos foram realizados no Laboratório de Biomecânica Ortopédica (*Orthopaedic Biomechanics Laboratory – OBL*) localizado no *Hospital for Veterans Affairs*, situado em *Long Beach*, próximo a Los Angeles, no estado da Califórnia, nos EUA. O estudo seguiu os preceitos ético-legais da instituição, sendo autorizado pelo responsável do OBL, Dr. Thay Q Lee antes do início dos experimentos (Apêndice 1) e aprovado pelo Comitê de Ética da UNIFESP sob número do parecer: 1586422 (Apêndice 2).

4.2 Amostra

Foram utilizados doze joelhos de cadáveres (seis pares) congelados a fresco. Os joelhos foram adquiridos pelo OBL junto ao banco de tecidos da USC vinculado a *University Willed Body Program* e acreditado pela Associação Americana de Bancos de Tecidos. O pareamento foi estabelecido para realizar a LBI em lados opostos do mesmo cadáver.

4.3 Critérios de inclusão

- Doador com mais de 18 anos de idade,
- Sem história de cirurgia prévia no joelho,
- Sem história de doença reumatológicas.

4.4 Critérios de não-inclusão

- Presença de cicatrizes cirúrgicas
- Deformidades ósseas
- Osteoartrose maior do que grau 2 pela classificação de Kellgren-Lawrence (KELLGREN & LAWRENCE, 1957)
- Lesões ligamentares
- Lesões meniscais
- Lesões condrais maiores do que grau 2 pela classificação da ICRS (BRITTBERG & WINALSKI, 2003).

4.5 Critérios de exclusão

4.5 Técnica de preparo e posicionamento dos joelhos no sistema de testes biomecânicos

Os joelhos foram armazenados em freezer a -20° Celsius e descongelados em temperatura ambiente 24 horas previamente ao início dos testes (WOO et al., 1986). A temperatura exata da sala de preparo dos espécimes não foi mensurada. Os joelhos foram protegidos da desidratação

pela aplicação intermitente de solução salina (cloreto de sódio a 30%) durante a preparação dos espécimes e no período de testes (Figura 2).



Figura 2 – Espécime intacta descongelada na vista frontal.

A seguir, os joelhos foram dissecados com a remoção da pele e tecido subcutâneo com a preservação dos músculos do quadríceps femoral, músculos posteriores da coxa, ligamentos do joelho, cápsula articular e as retináculos medial e lateral (Figura 3).

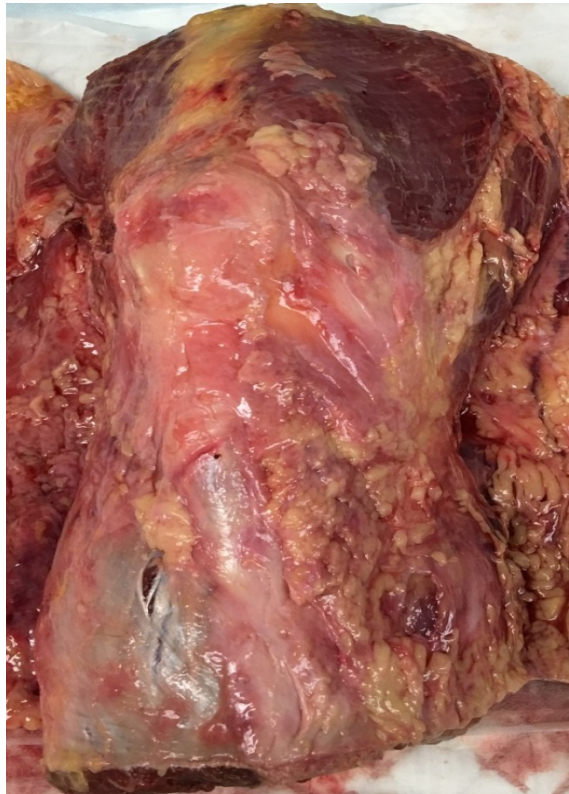


Figura 3 – Espécime após dissecação com remoção da pele e do tecido subcutâneo.

O fêmur e a tíbia foram cortados a 20 cm da linha articular e os tecidos moles dissecados a 15 cm da linha articular para a tíbia e a 15 cm da linha articular para o fêmur. A tíbia e o fêmur foram posicionados dentro de um tubo de PVC com o longo eixo desses ossos alinhados de modo colinear com o cilindro de aço contendo garras tubulares, sendo então, envasados e seguros com um gesso de Paris que era fixado ao aparato customizado de testes mecânicos. Um parafuso bicortical de 3.5mm perpendicular que transfixava a fibula proximal, a tíbia e o tubo de PVC foi utilizado para a fixação radial e mais um parafuso na diáfise de cada osso para manter a posição anatômica e firme junto ao cilindro de aço. Outras perfurações radiais foram realizadas na tíbia e no fêmur junto aos cilindros de aço montados no aparato de testes customizados para criar um sistema de

coordenadas local em cada osso. Marcadores digitalizados foram posicionados nos cilindros de aço conectados ao aparato de testes e foram alinhados aos seguintes parâmetros ósseos: a tuberosidade da tíbia, a cortical femoral anterior, a metáfise do fêmur, a interlinha articular medial e a tíbia proximal. Esses pontos foram selecionados para estabelecer um sistema de referência digital em três planos através do método de coordenadas Cartesiano (CSINTALAN et al., 2006).

Os espécimes foram rigidamente montados em um aparato customizado projetado para incorporar a capacidade de carregar o joelho com torques ou momentos estáticos selecionados em qualquer direção de movimento, e contendo uma armação retangular móvel com manipulador na parte inferior com seis graus de liberdade na tíbia para a realização dos testes mecânicos. Esse aparato customizado foi fixado junto a uma armação metálica acoplada a uma máquina universal de testes mecânicos Instron® modelo 5869 (*Instron Corp, Norwood, MA*) que continha uma célula de carga, com um sensor universal de força/momento Dynacell® (2527 Series–*Load Cell Universal Force/Moment Sensor; MA, EUA*), e que foi utilizado para fornecer *feedback* ao controlador. Uma placa de alumínio entalhada medindo 56 x 61 centímetros(cm) foi fixada atrás do joelho na porção superior junto ao aparato customizado e utilizada para montar as polias e conectar os cabos presos junto às suturas do quadríceps amarradas ao espécime. O cilindro de aço do fêmur era fixado a um anel vazado circular de compressão na parte superior e através de uma junta e fixado à máquina universal de testes mecânicos e presa a placa de alumínio superior do sistema de testes com as polias, para a simulação cargas musculares fisiológicas. O cilindro de aço da tíbia era fixado na placa de alumínio e um anel inferior e interligado ao manipulador através de 03 polias presas na armação vazada

retangular e uma polia conectada ao aparato customizado e a máquina universal de testes mecânicos Instron®. Esse sistema foi utilizado para facilitar o alinhamento do espécime nas diferentes posições angulares. O cilindro de aço inferior preso a tibia possuía anéis de compressão abaixo do cilindro, que permitia o travamento da tibia durante os testes e assim evitava rotações e translações anômalas (Figura 4).

O aparato customizado de testes possuía um sistema de polias capaz de acomodar a aplicação manual de carga anterior e posterior na tibia, rotação varo e valgo, além da rotação medial e lateral da tibia. A aplicação da força foi efetuada pela célula de carga localizada na parte superior da máquina universal de testes mecânicos Instron® e as forças eram transmitidas através de cabos contendo pesos conhecidos e acoplado ao sistema de polias presos ao anel circular vazado e placa superior do cilindro de aço do fêmur e da armação retangular vinculada ao cilindro da tibia.

Foi utilizado um digitalizador mecânico tridimensional Microscribe® 3DLX (*Revware Inc., Raleigh, NC*, acurácia de 0,3 mm) para coletar as medidas cinemáticas do joelho, através do programa *Microscribe Utility Software* (*Revware Inc., Raleigh, NC*, EUA) versão 6,0, que estava conectado a um microcomputador. O digitalizador contém um braço articulado com seis graus de liberdade e codificadores ópticos que captavam as alterações cinemáticas e mudanças de posicionamento angular, a partir do toque da ponteira nos pontos pré-determinados. Para quantificar a translação e a rotação da tibia em cada espécime, três pontos foram selecionados nos cilindros de aço conectados ao aparato customizado e foram tocados pela ponteira do digitalizador, conforme os parâmetros ósseos acima descritos e o plano angular a ser avaliado.

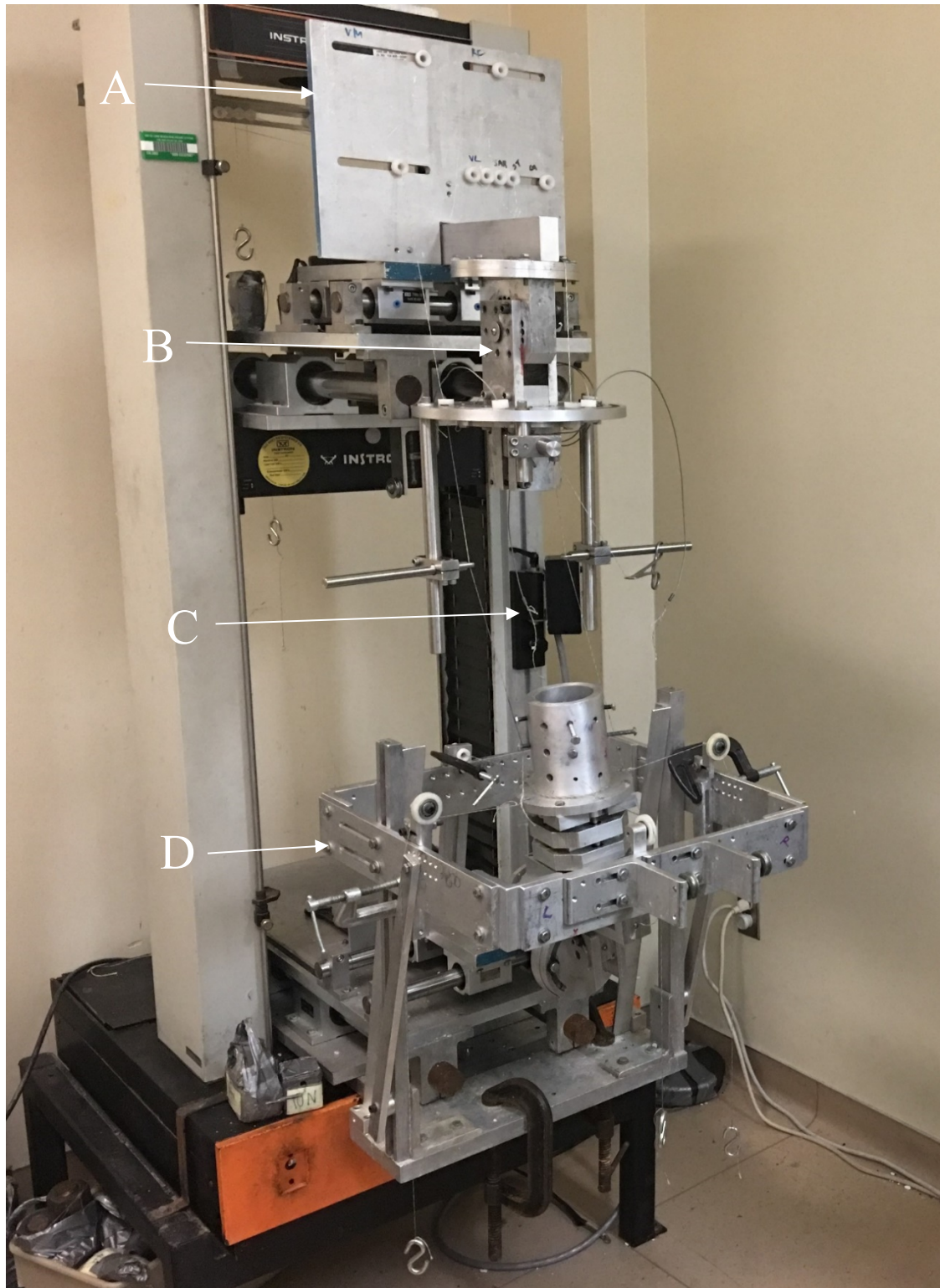


Figura 4 – Aparato customizado para os testes biomecânicos. A- Placa de alumínio com polias; B- junta; C- controlador; D- armação móvel com manipulador e polias.

Após a fixação do espécime no aparato customizado de testes, o mecanismo extensor foi suturado na porção proximal com 06 pontos tipo Krackow com fio para a sutura tipo FiberWire® (*Arthrex, Naples, Florida, EUA*), número 2, em linha com o tendão do quadríceps femoral na porção proximal e com carga de 10 N para manter a articulação femoropatelar corretamente posicionada e para simular a tensão residual dos músculos carregados, conforme a área de secção transversal sob condições fisiológicas com 4 N para o reto femoral e vasto intermédio, 3,5 N para o vasto lateral e 2,5 N para o vasto medial. (WICKIEWICZ et al., 1983; LEE et al., 2001). As suturas foram realizadas na porção tendínea do quadríceps e presas a uma arruela metálica de 4,5 mm envoltas em uma camada fina de gaze para evitar o escorregamento dos fios de sutura e até mesmo incorporando parte das fibras tendíneas para que não houvesse ruptura entre o espécime e a arruela durante o carregamento e os testes. Durante a sutura, foi mantido o alinhamento e direção das fibras musculares de forma a manter-se posicionado perpendicular ao anel superior. (WICKIEWICZ et al., 1983; POWERS et al., 1998). (Figura 5)

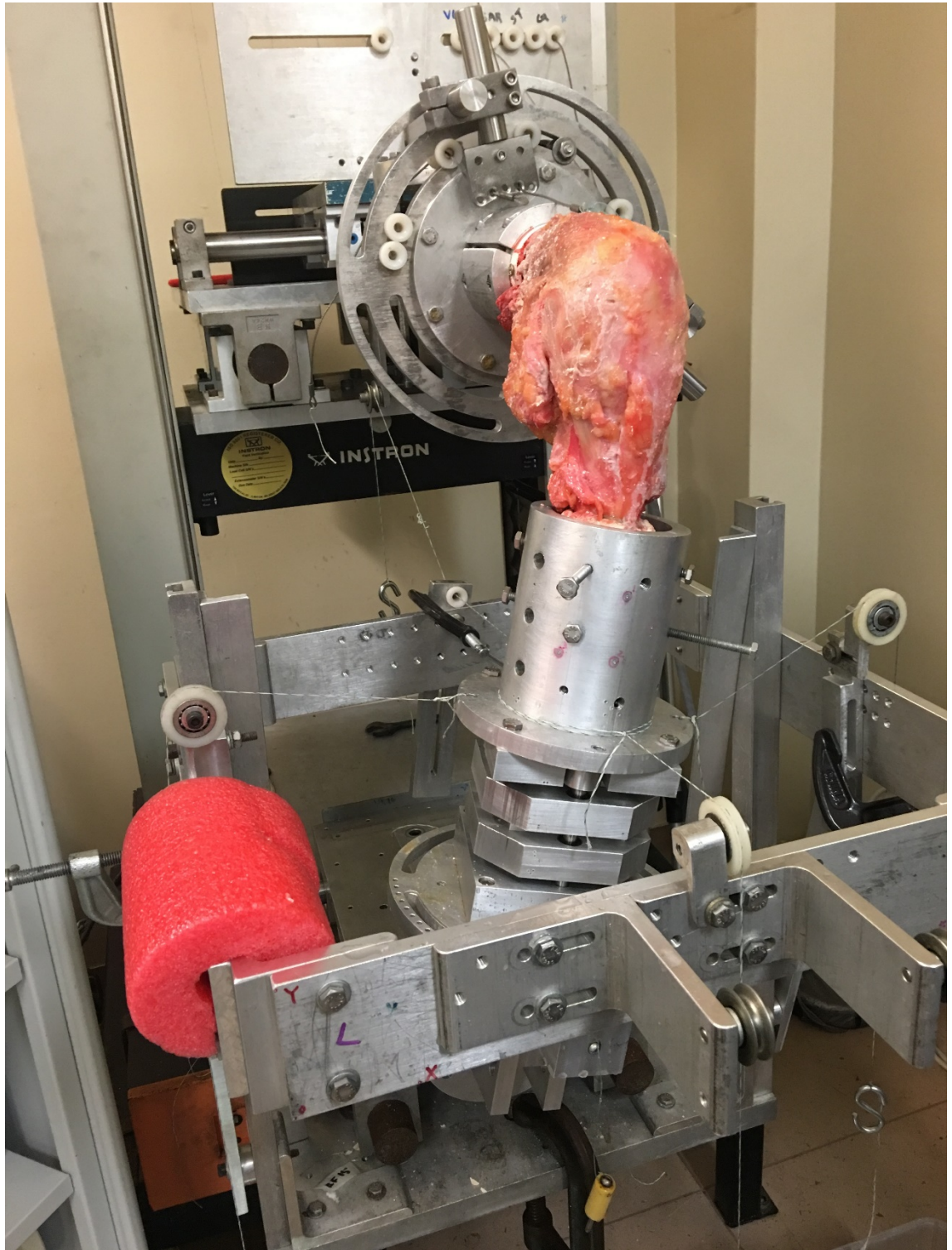


Figura 5 – Espécime montada no aparato customizado de testes a 90°.

Com o aparato de testes customizado acoplado a máquina universal de testes mecânicos Instron®, foi aplicada a força compressiva de 20 N para

manter carregados o cilindro da tíbia e ao sistema de polias que estava conectado ao cilindro montado no fêmur (POWERS et al., 1998). Essas cargas foram escolhidas para anular a distração proximal e distal na articulação ocasionada pela aplicação de forças externas, de modo similar com a situação de estresse no joelho *in vivo*, que tem a distração suprimida pela contração muscular e força de reação do solo. Devido aos desafios inerentes em definir a posição fisiológica neutra nos joelhos de cadáveres, as medidas cinemáticas coletadas foram definidas como resultante do deslocamento anterior e posterior, deslocamento angular varo e valgo, variação angular da rotação medial e lateral, sempre da tíbia em relação ao fêmur após a aplicação da força conhecida. A carga foi aplicada por cinco minutos antes da aquisição de cada medida coletada, para minimizar os efeitos das perdas dos tecidos moles.

4.6 Protocolo de Teste e Sequência das Lesões Ligamentares

Todos os espécimes foram previamente condicionados com 30 ciclos de flexão e extensão do joelho, antes do início dos testes para minimizar a influência da perda das propriedades viscoelásticas dos tecidos moles. Os pontos de localização tridimensionais dos marcadores digitalizados foram compilados através do sistema Microscribe® 3DLX (Revware Inc, Raleigh, NC) nas posições 0°, 30°, 60° e 90° de flexão do joelho. Para todas as medidas coletadas, a posição angular do joelho com carga muscular residual no respectivo ângulo de flexão foi utilizada como posição neutra. A posição neutra da tíbia foi mensurada sob carga compressiva e do quadríceps sem nenhuma carga rotacional ou de translação aplicada na tíbia, conforme descrição prévia (WICKIEWICZ et al., 1983; POWERS et al., 1998; LEE et

al., 2001). Os dados foram coletados duas vezes para cada posição angular para assegurar a repetibilidade e obter a média dos pontos alcançados (FORNALSKI et al., 2008; ISHIGOOKA et al., 2016). A acurácia foi de 0,3 mm e a repetibilidade de 0,2 mm (LEE et al., 2010).

A translação tibial anterior e posterior em milímetros foi aferida com a aplicação da carga de 40 N anterior ou posterior na tíbia por cinco minutos; a rotação varo e valgo em graus foi verificada com a utilização do torque de 8,5 Nm por cinco minutos; a rotação medial e lateral da tíbia em graus foi mensurada sob o torque de 2,8 Nm por cinco minutos (CSINTALAN et al., 2006; ISHIGOOKA et al., 2016). As magnitudes das condições aplicadas foram escolhidas com base em estudos preliminares para obter as mudanças cinemáticas e de forças validadas (CSINTALAN et al., 2006; FORNALSKI et al., 2008). Antes da coleta dos dados, cada espécime foi pré-condicionada com 10 ciclos, conforme a carga determinada.

A translação precisa, angulação ou montante da rotação foi calculada utilizando-se a localização tridimensional de dois pontos no fêmur e dois pontos na tíbia. A unidade de vetor foi formada e traçada entre os dois pontos em cada osso. Para mensurar a rotação varo e valgo, a variação angular entre os dois vetores no plano coronal em neutro (carregamento muscular somente) e após a aplicação do torque foi calculada para cada situação analisada. Desse modo, foi efetuado similarmente no plano transversal para avaliar as oscilações da rotação medial e lateral da tíbia. Para a translação anterior e posterior da tíbia, o cálculo foi realizado pela diferença da distância entre os pontos médios dois vetores no plano sagital (CSINTALAN et al., 2006; FORNALSKI et al., 2008; ISHIGOOKA et al., 2016). A porcentagem (%) de aumento foi calculada baseada na discrepância entre os estágios inicial e final das condições testadas. Esse experimento permitiu

analisar o deslocamento anterior e posterior da tibia em relação ao fêmur, a instabilidade para a rotação varo e valgo e a instabilidade para rotação medial e rotação lateral da tibia através da análise cinemática efetuada nas seguintes condições: joelho intacto, secção do LCA, lesão bicruzada incompleta (secção do LCA + secção da banda AL ou PM do LCP), lesão bicruzada completa (secção do LCA e do LCP), conforme fluxograma abaixo (Figura 6).

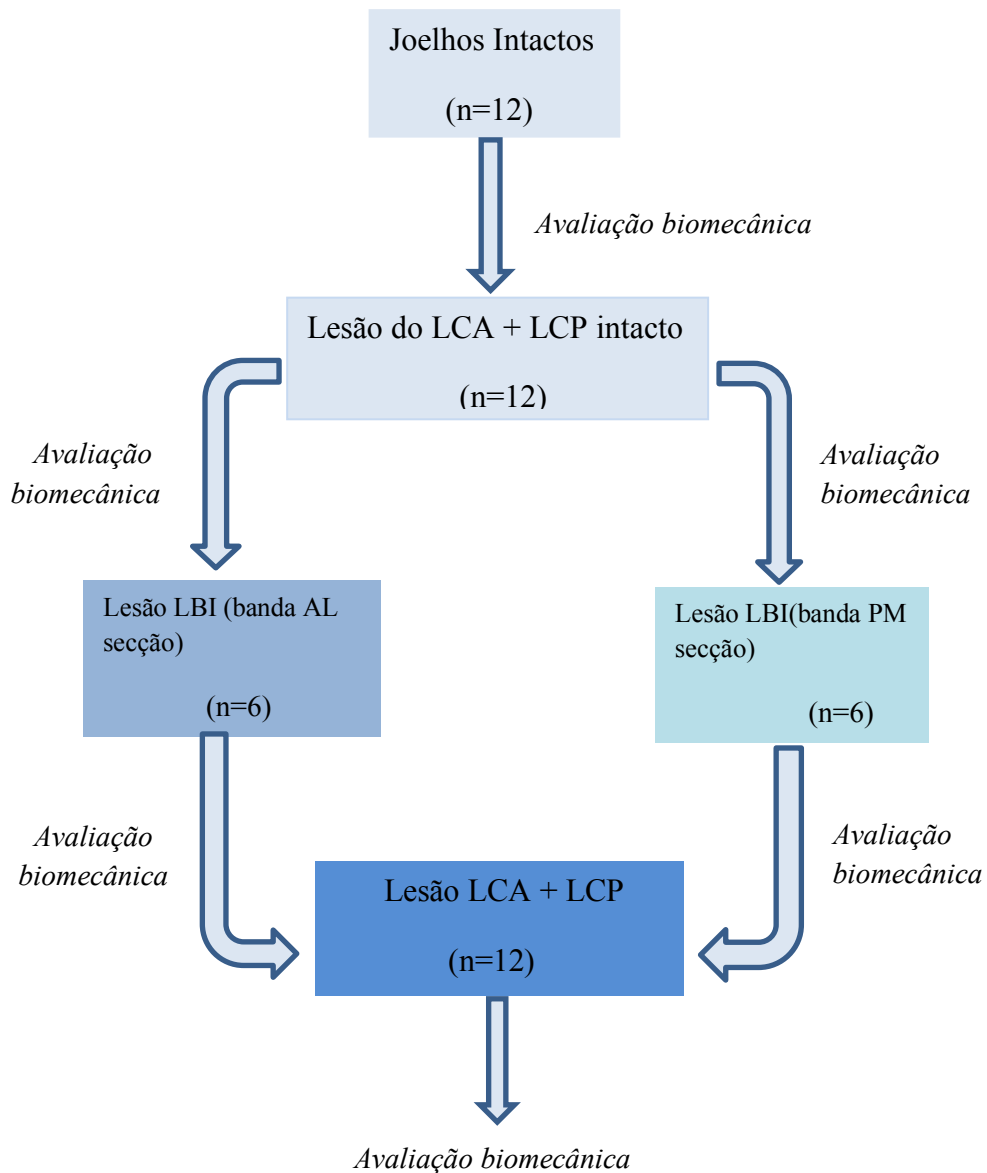


Figura 6 – Fluxograma dos testes realizados para avaliação cinemática dos joelhos. LCA- ligamento cruzado anterior; LCP- ligamento cruzado posterior; LBI- lesão bicruzada incompleta; AL: anterolateral; PM: posteromedial.

Antes do início da sequência das lesões ligamentares, foi realizada a artroscopia com a óptica de 30° introduzida pelo portal anterolateral junto com o trocater e a cânula para infusão de solução salina, com o joelho posicionado a 90° de flexão, para realizar o inventário da cavidade articular e confirmar a integridade do LCA e do LCP, dos meniscos e da cartilagem, que foi considerada a condição experimental joelho intacto.

Todas as artroscopias foram realizadas pelo pesquisador principal (R.T.C.), com experiência nesse tipo de procedimento. Caso fosse constatado algum dano quanto a perda de uniformidade dessas estruturas ou degeneração moderada ou avançada da cartilagem articular, o joelho era excluído do experimento. Nesse estudo, foram realizados testes pilotos com 02 pares de joelhos para a calibração das forças do aparato customizado, verificação da contenção da distração articular e controle da translação e rotação da tibia. A amostra final foi composta por 06 pares de joelhos de cadáveres. Outros instrumentos como *probe*, lâmina de *shaver* 3,5 mm e bisturi foram introduzidos na articulação pelo portal anteromedial. Sob visualização artroscópica direta foi possível identificar e palpar as estruturas articulares quanto a integridade tissular. Após essa averiguação preliminar, foi realizada a secção completa do LCA com o bisturi com lâmina número 11 junto a inserção tibial e realizado o desbridamento dos restos ligamentares com a lâmina de *shaver*. A identificação das bandas do LCP (AL ou PM) foi estabelecida diretamente, conforme a orientação divergente das fibras ligamentares junto a inserção femoral e após o desbridamento da bainha sinovial com a lâmina de *shaver* e também foi utilizado o ponto medial do

arco troclear como parâmetro artroscópico para delimitar a transição entre as bandas (AMIS et al., 2006; ANDERSON et al., 2012). O limite para a separação entre as bandas do LCP foi definido pelo consenso entre dois cirurgiões de joelho experientes (R.T.C. e C.E.S.F.), antes da secção parcial do LCP na origem femoral (Figura 7).



Figura 7 – Separação artroscópica com o *probe* das duas bandas do LCP a 90° de flexão.

Após esse passo, foi realizada secção parcial do LCP (banda AL ou PM) com o bisturi com lâmina número 11, denominada LBI, junto a inserção femoral e os restos ligamentares foram desbridados com a lâmina de shaver, conforme técnica previamente descrita (GARAVAGLIA et al., 2007). Nesse estágio, foi realizada a inversão dos portais para a visibilização do compartimento posterior e remoção dos restos ligamentares das bandas AL

ou PM com a lâmina de *shaver*, próximo a inserção tibial do LCP.

Em seis joelhos (grupo 1) a banda AL foi seccionada e a banda PM foi mantida intacta, enquanto que em seis joelhos (grupo 2) a banda PM foi seccionada e a banda AL preservada. Quanto a lateralidade, a divisão foi efetuada de forma pariforme entre os grupos. A seguir, foi efetuada a secção das fibras remanescentes do LCP, de modo similar a LBI. Após essa etapa, o artroscópio foi trocado de portal para a visibilização do compartimento posterior para a remoção de fibras restantes do LCP na tibia e desbridamento completo com a lâmina de *shaver*, para provocar a LBC. Os ligamentos menisofemorais foram seccionados e desbridados juntos com a banda PM. Em todo o experimento a integridade da cápsula articular foi mantida preservada (Figura 8).

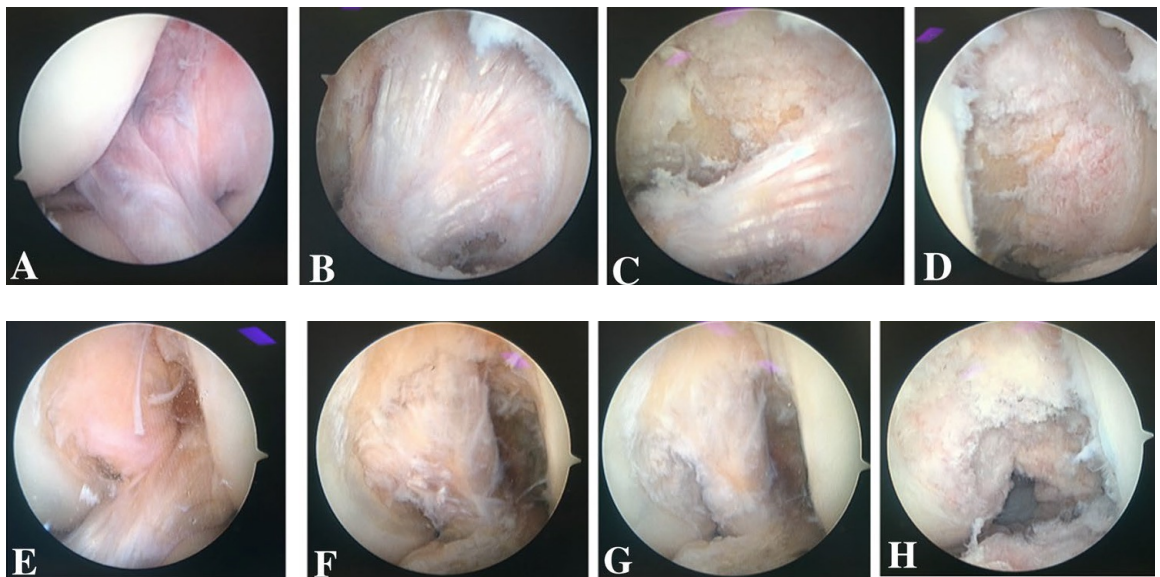


Figura 8 – Sequência da lesão bicruzada para o Grupo 1: A – LCA e LCP intactos, B – secção completa do LCA, C – secção completa da banda AL do LCP, D – secção completa do LCA e do LCP. Sequência da lesão bicruzada para o Grupo 2: E - LCA e LCP intactos, F – secção completa do LCA, G – secção completa da banda PM do LCP, D – secção completa do

LCA e do LCP. LCA - ligamento cruzado anterior; LCP - ligamento cruzado posterior.

A artroscopia do joelho foi realizada após os testes biomecânicos para cada situação experimental, inclusive após a LBC. Caso houvesse alguma lesão inopinada (condral ou meniscal), o espécime seria descartado.

4.7 Análise Estatística

As médias, erros padrão e o intervalo de confiança (IC) de 95% foram calculados para cada lesão. O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para avaliar a distribuição de normalidade do conjunto dos dados desse estudo. A análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) foi adotada para avaliar o efeito do ângulo de flexão nas variações cinemáticas de translação e rotação do joelho nos diferentes planos. Se a diferença significativa foi detectada, o teste Tukey *post hoc* foi usado estatisticamente para comparar cada posição angular do joelho. O $p < 0,05$ foi considerado estatisticamente significativo.

O teste ANOVA foi usado para calcular as diferenças entre as diversas condições do experimento dentro de cada grupo: joelho intacto, secção do LCA, LBI (secção da banda AL ou PM) e LBC. A curva ROC foi calculada para investigar a análise comparativa das situações experimentais em todas as posições angulares avaliadas e para estimar a qualidade do valor de corte para as variáveis investigadas.

O cálculo da amostra foi efetuado através de estudo piloto pelo teste *T* pareado baseado na média de translação AP a 30° de flexão do joelho para

duas espécimes, no qual a diferença mínima detectada entre a secção do LCA e a LBC foi de 4,8 mm com desvio padrão de 3,0 mm. Essa variação resultou numa amostra de seis espécimes necessárias para os testes biomecânicos com poder de teste de 0,8 e erro alfa de 0,05. O programa SPSS versão 20 (SPSS, Inc, Chicago, IL, USA) foi utilizado para realizar todas as análises. A diferença estatística foi considerada com nível de significância de 0,05.

5 RESULTADOS

Foram incluídos para a análise final desse estudo doze joelhos de cadáveres. A Tabela 1 apresenta os dados antropométricos e demográficos dos doadores dos joelhos incluídos neste estudo.

Tabela 1 – Dados demográficos e antropométricos dos doadores

Dados demográficos	Resultados n=12
Idade(anos) - média ± DP	65 ± 5,7
Sexo - n (%)	
Feminino	6 (50%)
Masculino	6 (50%)
Lateralidade - n (%)	
Direito	6 (50%)
Esquerdo	6 (50%)

DP: desvio padrão

A média de idade dos cadáveres foi $65 \pm 5,7$ anos (variou entre 57 e 73 anos).

5.1 Efeitos de secção sequencial de lesões na translação AP da tíbia

O aumento na translação anterior e posterior da tíbia foi verificado após a LBI no grupo 1 (secção da banda AL) e no grupo 2 (secção da banda PM); após a LBC durante o carregamento da tíbia na direção anterior e posterior, sendo estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em comparação ao estado do joelho intacto em todos os ângulos de flexão testados (Tabela 2, Tabela 3 e Figura 9). O aumento mais relevante da translação AP total da tíbia foi observado após a LBC em 90° de flexão $20,6 \pm 1,3$ mm ($p < 0,05$) com diminuição em 60° de flexão para $20,1 \pm 1,4$ mm ($p < 0,05$), aumento

em 30° de flexão para $20,5 \pm 1,1$ mm ($p < 0,05$) e redução a 0° para $13,0 \pm 1,6$ mm ($p < 0,05$) (Tabela 2). A diferença entre a translação AP total da tíbia após a LBC em comparação com a condição joelho intacto foi de 15,15 mm a 90° de flexão (sensibilidade 100% e especificidade 100%), 14,1 mm a 60°, 12,8 mm a 30° e 6,9 mm a 0° de flexão do joelho (Tabela 2 e Tabela 4).

Tabela 2 – Dados coletados (em milímetros) para a translação anterior ou posterior da tíbia após carga aplicada de 40 N na direção anterior e posterior da tíbia.

Ângulo de Flexão	Intacto	Secção LCA	Bicruzada Incompleta		Bicruzada Completa	% Aumento		p
			BAL sec	BPM sec		BAL	BPM	
0°	G1 (n=6)	6,6 ± 0,6	12,3±1,6	12,8±1,6	14,2±2,0	114,4±29,3		0,014
	G2 (n=6)	5,7 ± 1,0	11,5±1,3	11,7±0,7	11,8±2,5	108,0±13,8		0,168
	Total (n=12)	6,1 ± 0,6	11,9±1,4	12,3±1,4	13,0±1,6	111,2±15,5		0,002
30°	G1 (n=6)	7,9± 0,9	16,5±1,1	17,3±1,1	21,4±1,4	194,0±43,3		<0,001
	G2 (n=6)	7,5± 2,4	15,4±1,3	16,4±1,3	19,7±1,8	168,0±28,0		<0,001
	Total (n=12)	7,7±0,5	16,0±0,8	16,8±0,8	20,5±1,1	181±25,2		<0,001
60°	G1 (n=6)	6,5± 1,0	12,3±1,4	13,6±1,4	20,1±2,1	243,4±63,6		<0,001
	G2 (n=6)	5,5± 2,5	11,5±1,4	12,1±1,3	20,2±2,0	277,9±30,6		<0,001
	Total (n=12)	6,0±0,6	11,9±1,0	12,9±0,9	20,1±1,4	260,7±34,0		<0,001
90°	G1 (n=6)	6,2± 0,9	9,8± 0,9	10,4±1,0	20,8±1,9	247,2±27,8		<0,001
	G2 (n=6)	4,8± 2,5	9,4±1,2	10,6±1,7	20,4±2,0	337,3±28,4		<0,001
	Total (n=12)	5,5±0,5	9,6±0,7	10,5±0,9	20,6±1,3	292,2± 23,3		<0,001

Valores são descritos com média ± erro padrão.

LCA: ligamento cruzado anterior; BAL: banda anterolateral ; BPM: banda posteromedial; sec: seccionada.

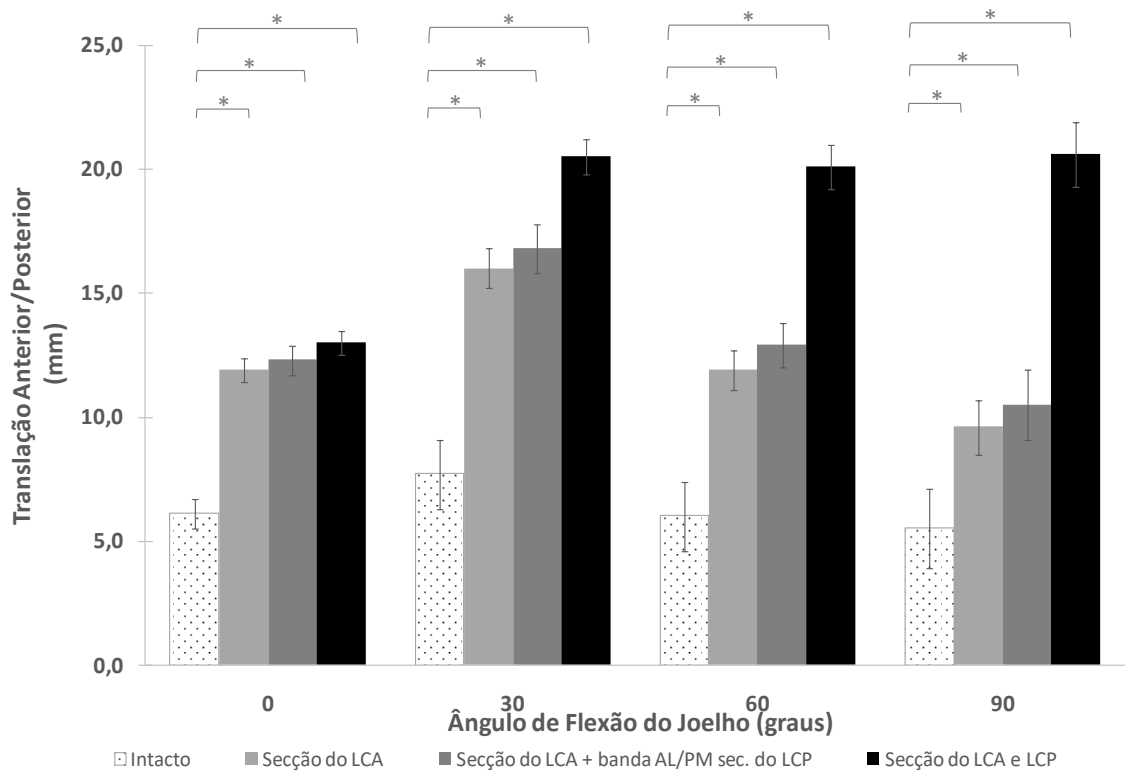
A diferença entre a condição joelho intacto e as demais condições experimentais testadas está demonstrada na Tabela 2 e Tabela 3. Não houve

diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) após a secção completa do LCA em comparação com ambos os grupos da LBI em todas as posições angulares avaliadas. No entanto, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os dois grupos da LBI e a LBC nas angulações de 30°, 60° e 90° de flexão do joelho (Tabela 3). Na comparação entre os grupos após a LBI, apesar do maior valor observado na translação AP total da tibia do grupo 1 a 0°, 30° e 60° de flexão do joelho em comparação com o grupo 2, não houve diferença estatística entre os grupos. (Tabela 3).

Tabela 3 – Resultados do teste de inferência (valor de p) para comparação das diferentes situações experimentais, conforme o ângulo de flexão do joelho para a translação anterior e posterior da tibia.

Condições comparativas	0°	30°	60°	90°
Intacto <i>versus</i> LCA + LCP seccionados	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Intacto <i>versus</i> LBI banda AL sec.	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Intacto <i>versus</i> LBI banda PM sec.	0,003	<0,001	<0,001	0,003
LBI banda AL sec. <i>versus</i> LBI banda PM sec.	0,538	0,564	0,472	0,937
LBI banda AL sec. <i>versus</i> LCA + LCP sec.	0,916	0,031	0,003	<0,001
LBI banda PM sec. <i>versus</i> LCA + LCP sec.	0,397	0,005	<0,001	<0,001
LBI banda AL sec. <i>versus</i> LCA sec.	0,339	0,196	0,245	0,480
LBI banda PM sec. <i>versus</i> LCA sec.	0,884	0,685	0,884	0,482

sec.: seccionado; LCA: ligamento cruzado anterior; LCP: ligamento cruzado posterior
AL: anterolateral ; PM: posteromedial; LBI: lesão bicruzada incompleta.



* $p < 0,05$

Figura 9 – Translação anteroposterior (AP) total da tíbia conforme o ângulo de flexão do joelho expresso na média \pm erro padrão. Aumento na translação AP total foi estatisticamente significativo em comparação com o estado intacto em todas as posições testadas após a secção do LCA, LBI e LBC.

Foi realizado o cálculo da curva ROC para investigar os prováveis pontos de corte para distinguir as condições comparadas em caráter exploratório. A qualidade da estimativa dos pontos de corte, conforme a sensibilidade e especificidade foi de boa qualidade na comparação entre o estado intacto e as LBIs (grupo 1 e 2) e completa nas posições de 30°, 60° e 90° de flexão; entre a LBI (grupo 1) e a LBC na angulação de 90° de flexão do joelho; entre a LBI (grupo 2) e a LBC nas angulações de 60° e 90° de flexão do joelho.

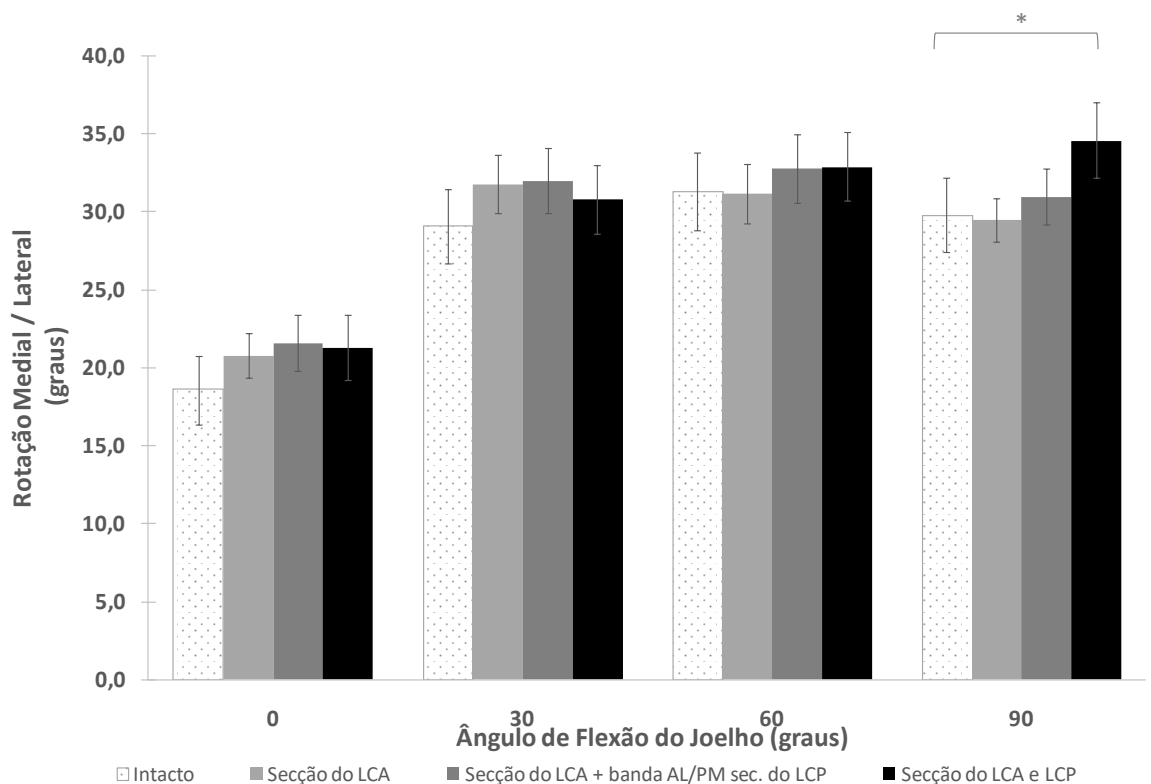
Tabela 4 – Estimativa do corte, sensibilidade, especificidade e área sob a curva ROC entre as diferentes situações experimentais comparadas, conforme o ângulo de flexão do joelho para a translação anteroposterior da tibia.

	0°	30°	60°	90°
Intacto versus secção LCA + LCP				
Corte (mais alto ou igual a)	7,00	12,08	11,07	11,45
Sensibilidade (%)	83,3	100,0	100,0	100,0
Especificidade (%)	91,7	100,0	100,0	100,0
Área sob a curva (%)	93,1	100,0	100,0	100,0
Intacto versus LBI banda AL sec.				
Corte (mais alto ou igual a)	10,58	12,47	9,67	7,31
Sensibilidade (%)	83,3	100,0	100,0	100,0
Especificidade (%)	100,0	100,0	100,0	83,3
Área sob a curva (%)	93,1	100,0	100,0	95,8
Intacto versus secção LBI banda PM sec.				
Corte (mais alto ou igual a)	8,0	11,51	8,63	7,75
Sensibilidade (%)	83,3	100,0	100,0	100,0
Especificidade (%)	91,7	100,0	83,3	91,7
Área sob a curva (%)	91,7	100,0	97,2	95,8
LBI banda AL sec. versus LCA + LCP sec.				
Corte (mais alto ou igual a)	-	20,85	12,67	15,15
Sensibilidade (%)	-	58,3	100,0	91,7
Especificidade (%)	-	100,0	66,7	100,0
Área sob a curva (%)	-	76,4	88,9	98,6
LBI banda PM sec. versus LCA+ LCP sec.				
Corte (mais alto ou igual a)	-	16,74	12,22	9,68
Sensibilidade (%)	-	83,3	100,0	100,0
Especificidade (%)	-	83,0	83,3	83,3
Área sob a curva (%)	-	77,8	95,8	95,8

sec.: seccionado; LCA: ligamento cruzado anterior; LCP: ligamento cruzado posterior
AL: anterolateral ; PM: posteromedial; LBI: lesão bicruzada incompleta.

5.2 Efeitos de secção sequencial de lesões para a rotação medial e lateral da tibia

Foi observado um aumento na rotação medial e lateral da tibia após todas as lesões realizadas. A LBC apresentou aumento estatisticamente significativo ($p = 0,017$) em comparação com o estado intacto a 90° de flexão com incremento de $34,6 \pm 3,5$ graus (Figura 10 e Tabela 5).



* $p < 0,05$

Figura 10 – Rotação medial e lateral da tibia conforme o ângulo de flexão do joelho expresso na média \pm erro padrão.

Na comparação da condição joelho intacto com a LBI, somente o grupo 1 a 0° apresentou um aumento estatisticamente significativo ($p = 0,44$) para a rotação medial e lateral da tíbia (Tabela 5). Na comparação entre os grupos para a LBI e a LBC houve aumento estatisticamente significativo ($p = 0,036$) da rotação medial e lateral da tíbia após a secção completa do LCA e do LCP em comparação com o grupo 2 da LBI a 90° de flexão do joelho (Tabela 5). As demais comparações não demonstraram diferenças estatísticas significantes (Apêndice 3).

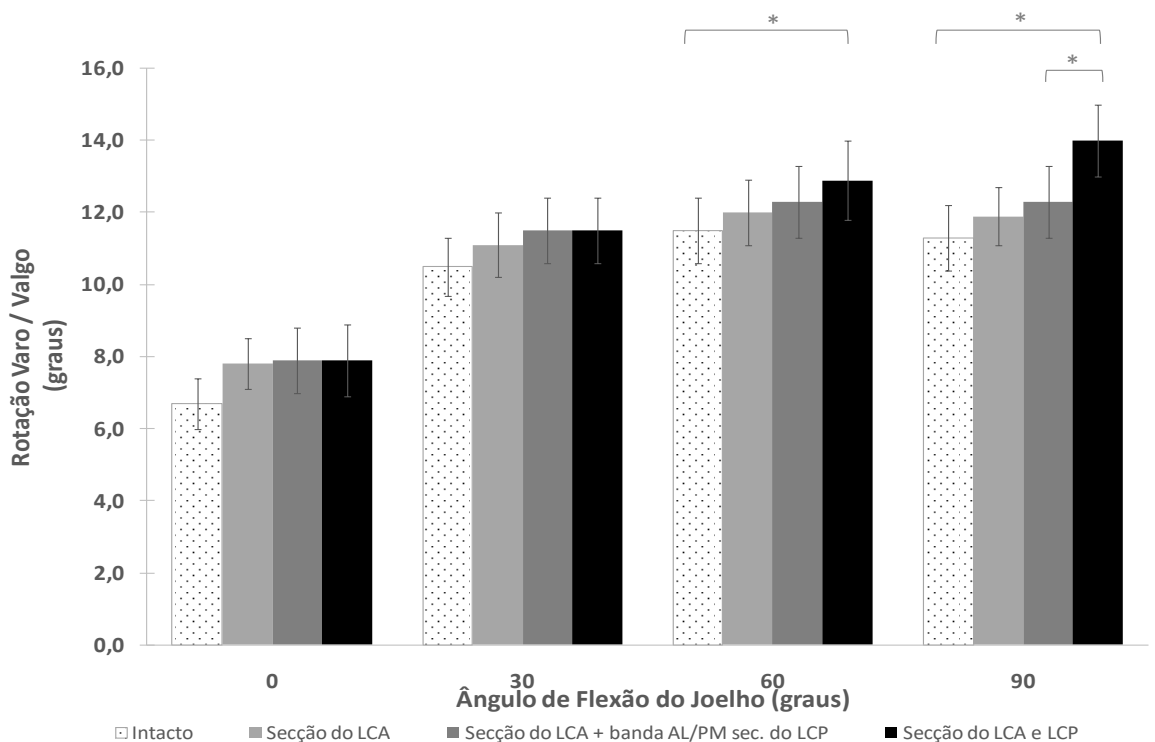
Tabela 5 – Resultados do teste de inferência (valor de p) para comparação das diferentes situações experimentais, conforme o ângulo de flexão do joelho para a rotação medial e lateral da tíbia.

Condições comparativas	0°	30°	60°	90°
Intacto <i>versus</i> LCA + LCP seccionados	0,082	0,261	0,267	0,017
Intacto <i>versus</i> LBI banda AL sec.	0,044	0,141	0,165	0,399
Intacto <i>versus</i> LBI banda PM sec.	0,584	0,448	0,683	0,786
LBI banda AL sec. <i>versus</i> LBI banda PM sec.	0,485	0,982	0,673	0,863
LBI banda AL sec. <i>versus</i> LCA + LCP sec.	0,402	0,149	0,509	0,121
LBI banda PM sec. <i>versus</i> LCA + LCP sec.	0,579	0,528	0,475	0,036
LBI banda AL sec. <i>versus</i> LCA sec.	0,223	0,924	0,264	0,424
LBI banda PM sec. <i>versus</i> LCA sec.	0,727	0,951	0,690	0,556

sec.: seccionado; LCA: ligamento cruzado anterior; LCP: ligamento cruzado posterior
AL: anterolateral; PM: posteromedial; LBI: lesão bicruzada incompleta.

5.3 Efeitos de secção sequencial de lesões para a angulação varo e valgo da tibia

Na comparação entre a condição joelho intacto e LBC houve pequeno aumento na rotação varo e valgo. Foi estatisticamente significante a 60° ($p = 0,031$) e 90° ($p < 0,001$) de flexão do joelho, com incremento de $12,8 \pm 1,0$ graus e $13,9 \pm 1,0$ graus, respectivamente (Figura 11). Para a LBI com secção da banda AL (Grupo 1) houve pequeno aumento estatisticamente significante ($p = 0,022$) a 60° de flexão com incremento de $12,2 \pm 1,0$ graus em comparação com o joelho intacto.



* $p < 0,05$

Figura 11 – Rotação varo e valgo da tibia conforme o ângulo de flexão do joelho expresso na média \pm erro padrão.

Na comparação entre os grupos da LBI houve pequeno aumento para o grupo 1 e foi estatisticamente significante a 60° ($p = 0,004$) em relação ao grupo 2. Para ambos os grupos da LBI em comparação com a LBC houve aumento estatisticamente significante ($p < 0,001$) a 90° de flexão e para o grupo 2 houve aumento estatisticamente significante ($p = 0,021$) a 60° de flexão do joelho (Tabela 6). As demais comparações não se mostraram estatisticamente significantes (Apêndice 4).

Tabela 6 – Resultados do teste de inferência (valor de p) para comparação das diferentes situações experimentais, conforme o ângulo de flexão do joelho para a rotação varo e valgo da tíbia.

Condições comparativas	0°	30°	60°	90°
Intacto <i>versus</i> LCA + LCP seccionados	0,195	0,268	0,031	<0,001
Intacto <i>versus</i> LBI banda AL sec.	0,121	0,097	0,022	0,104
Intacto <i>versus</i> LBI banda PM sec.	0,457	0,821	0,517	0,491
LBI banda AL sec. <i>versus</i> LBI banda PM sec.	0,576	0,068	0,004	0,586
LBI banda AL sec. <i>versus</i> LCA + LCP sec.	0,654	0,227	0,907	0,001
LBI banda PM sec. <i>versus</i> LCA + LCP sec.	0,707	0,053	0,021	0,001
LBI banda AL sec. <i>versus</i> LCA sec.	0,494	0,049	0,076	0,275
LBI banda PM sec. <i>versus</i> LCA sec.	0,740	0,678	0,710	0,789

sec.: seccionado; LCA: ligamento cruzado anterior; LCP: ligamento cruzado posterior
AL: anterolateral; PM: posteromedial; LBI: lesão bicruzada incompleta

Após a realização de todos os testes biomecânicos nas condições experimentais avaliadas, os meniscos medial e lateral, cartilagem articular e articulação femorotibial permaneceram ilesas sob a visualização artroscópica direta.

6 DISCUSSÃO

O diagnóstico clínico das lesões ligamentares do joelho permanece desafiador. Devido a menor prevalência das lesões do ligamento cruzado posterior (LCP), a avaliação clínica é ainda pouco conhecida, principalmente por médicos não especialistas em cirurgia do joelho. Outro fator agravante consiste na dificuldade em diferenciar clinicamente a lesão isolada do LCP daquela combinada com outros ligamentos do joelho, principalmente o ligamento cruzado anterior (LCA). Nas últimas décadas, houve um aumento da incidência das lesões do LCP relacionadas ao LCA no cenário nacional e internacional (FANELLI et al., 1995; CAMARGO et al., 1996; CALDAS et al., 2013; KUPCZIK et al., 2013). Por sua vez, esse aumento de pacientes que possuem a associação da lesão do LCA e do LCP, conhecida com lesão bicruzada, que pode ser classificada em incompleta e completa (BOISGARD et al., 2009). No entanto, não existem parâmetros diagnósticos precisos para caracterizar esse tipo de lesão.

Estudos biomecânicos, em experimentos com joelhos de cadáveres, com secção seletiva e sequencial de ligamentos, tem demonstrado benefício no entendimento das alterações derivadas das mudanças geradas da estabilidade articular, e fornecem base de pesquisa para o diagnóstico clínico das lesões multiligamentares e diferenciação quanto a variação da cinemática entre lesões isoladas e combinadas com acometimento do LCP. (BUTLER et al., 1980; FUKABAYASHI et al., 1982; GOLLEHON et al., 1987; OGATA et al., 1988; NOYES et al., 1993; FOX et al., 1998; GARAVAGLIA et al., 2007). Outros estudos biomecânicos analisaram o papel das bandas AL e PM do LCP, de forma isolada ou combinada, quanto às modificações cinemáticas decorrentes da secção seletiva sequencial das fibras do LCP (RACE & AMIS, 1996; MARKOLF et al., 2006; COVEY et al., 2008; KENNEDY et al., 2013). Entretanto, os estudos biomecânicos com modelos cadavéricos não analisaram ou compararam a

LBI e a LBC quanto às alterações cinemáticas resultantes da secção seletiva sequencial do LCA, das bandas AL e PM do LCP para a correta distinção entre os dois tipos de lesão bicruzada e o joelho sem lesões ligamentares.

Um dos principais achados desse estudo foi o aumento estatisticamente significativo da translação tibial AP total após a secção completa do LCA e do LCP a 0°, 30°, 60° e 90° de flexão em comparação com a condição joelho intacto. A posição angular em extensão completa a 0° foi considerada a mais estável entre todas testadas com aumento percentual de $111.2 \pm 15.5\%$ em comparação com o joelho intacto. Todas as situações analisadas apresentaram incremento da translação tibial AP superior a 5 mm, considerada a diferença mínima clinicamente relevante para separar os estágios de instabilidade relacionadas à lesão do LCP (HEWETT et al., 1997; HARNER et al., 1998; LAPRADE et al., 2015). Durante o exame físico, a magnitude da translação tibial anterior e posterior no valor de 5 mm poderia incrementar a classificação da instabilidade do LCA e do LCP em um estágio (WIND et al., 2004; BOISGARD et al., 2009).

Ademais, os resultados encontrados demonstraram alta sensibilidade e especificidade para a estimativa do valor de corte após a LBC, principalmente a 90° de flexão do joelho. A mensuração da translação tibial AP é utilizada clinicamente, para determinar a magnitude da instabilidade após a lesão do LCA e do LCP (HEWETT et al., 1997; WIND et al., 2004; PETRIGLIANO et al., 2006; BOISGARD et al., 2009; LAPRADE et al., 2015). Foi encontrado nesse estudo, que o valor limite superior a 15 mm na translação tibial AP total após a LBC, podendo ser sugerido como parâmetro diagnóstico para manobra da gaveta AP total a 90° de flexão, com preservação dos restritores periféricos (LCM, LCL, CPL e CPM). Além disso, esse valor pode ser utilizado como parâmetro para diferenciar a LBC daquela considerada LBI. Contudo, esse achado deve ser interpretado com

precaução, pois a manobra da gaveta posterior a 90° de flexão com translação posterior da tibia acima de 10 mm pode estar associada com lesão de outras estruturas ligamentares periféricas e não somente o LCA (NOYES et al., 1993; AMIS et al., 2003; LAPRADE et al., 2015). Outros estudos determinaram como parâmetros para a lesão isolada do LCP, nas radiografias sob estresse, o DTP a 90° de flexão, o valor de corte acima de 8 mm e para as lesões combinadas, acima de 12 mm (HEWETT et al., 1997; SCHULZ et al., 2007). No entanto, em nenhum estudo foi determinado o parâmetro de translação tibial AP total especificamente para a lesão completa do LCA e do LCP com preservação da cápsula articular. A importância da preservação da cápsula articular posterior, na manutenção da estabilidade tibial AP do joelho e sua relação íntima com o LCP, foi demonstrada em estudos anatômicos e biomecânicos prévios (PETERSEN et al., 2008; RAMOS et al., 2008; VAP et al., 2017). Após a capsulotomia posterior do joelho, foi constatado aumento adicional no DTP com o avanço angular na flexão, principalmente a 90°, em joelhos com insuficiência do LCP (PARK et al., 2004).

A instabilidade provocada pela secção seletiva e sequencial do LCA e das bandas do LCP foi mais pronunciada na translação tibial AP em comparação com a rotação medial e lateral da tibia e angulação varo e valgo. Esse achado era presumido, devido à função primária na estabilização estática para conter a translação AP. De modo secundário, o LCA e o LCP atuam na estabilidade da rotação medial e lateral da tibia e angulação varo e valgo, conforme descrito em estudos biomecânicos prévios (BUTLER et al., 1980; GOLLEHON et al., 1987; AMIS et al., 2003; COVEY et al., 2008). O efeito da secção isolada da banda PM do LCP, não afetou de modo relevante a estabilidade rotacional do joelho (MARKOLF et al., 2006).

Estudos biomecânicos em joelhos de cadáveres reportaram que a melhor angulação para determinar a instabilidade secundária à ruptura completa do LCA foi de 20° a 30° de flexão, enquanto a translação tibial posterior para a ruptura completa do LCP foi entre 70° a 90° de flexão. (BUTLER et al., 1980; NOYES et al., 1993; AMIS et al., 2003). Os achados verificados dessa pesquisa, demonstraram que o maior aumento da translação tibial AP total ocorreu a 30° e 90° de flexão após a LBC, conforme as melhores posições angulares para avaliar o LCA e o LCP, o que pode representar o comportamento biomecânico da LBI e LBC. A menor variação na translação tibial AP total ocorreu a 0°, o que pode denotar o papel de estabilização secundária da cápsula articular posterior intacta e tensa nessa angulação, além da manutenção da integridade dos restritores periféricos, como o CPM e o CPL (PETERSEN et al., 2008; LASMAR et al., 2010; RACHMAT et al., 2015; VAP et al., 2017). Outra razão para esse fenômeno foi a preservação do LCM, que é uma estrutura ligamentar responsável pela redução do DTP após a ruptura completa do LCP (RITCHIE et al., 1998).

O comportamento biomecânico das bandas AL e PM do LCP não diferiu de modo estatisticamente significativa, nas comparações cinemáticas da LBI, em conformidade com a relação de equivalência verificada em outros estudos (FOX et al., 1998; KENNEDY et al., 2013). Na comparação com a condição joelho intacto, tanto a banda AL quanto a banda PM auxiliaram no controle do DTP, principalmente na extensão completa, conforme observado em outros estudos biomecânicos (MARKOLF et al., 2006; COVEY et al., 2008). Como resultado, pode-se presumir na prática clínica após a lesão isolada do LCP, o joelho deveria ser imobilizado em extensão, para evitar a subluxação posterior da tíbia e, assim, manter a articulação femorotibial mais próxima da posição reduzida, já que a extensão

foi a angulação mais estável frente a uma lesão bicruzada (PETRIGLIANO et al., 2006; FANELLI et al., 2010; LAPRADE et al., 2015).

A estabilidade rotacional do joelho foi afetada após a secção seletiva e sequencial do LCA, da LBI e da LBC de forma crescente em todas as angulações testadas, porém com pequenas alterações na cinemática do joelho e sem apresentar relevância clínica, pois o LCA e o LCP são considerados restritores secundários para as rotações medial e lateral da tíbia em todo arco de movimento do joelho (MARKOLF et al., 1976; GOLLEHON et al., 1987; GROOD et al., 1988; NOYES et al., 1993). Dentre as justificativas para o achado supramencionado, é possível atribuir a falta de realização de testes experimentais com angulação acima de 90° de flexão, nesse estudo. A maior elevação da rotação medial da tíbia ocorre em 105° de flexão após a secção da banda PM do LCP (KENNEDY et al., 2013).

O maior aumento da rotação medial e lateral da tíbia foi verificado após a LBC a 90° de flexão. Essa posição angular concentra a máxima força *in situ* no LCP, quando um carregamento tibial posterior é aplicado no joelho e as bandas AL e PM ficam tensionadas e indistinguíveis (RACE & AMIS et al., 1996; AMIS et al., 2003). No entanto, a máxima força *in situ* na banda AL ocorre a 60° de flexão, mas pode não diferir de modo significativo da posição angular a 90° de flexão (RACE & AMIS et al., 1994; FOX et al., 1998). Após a LBI com preservação da banda PM, a rotação tibial foi menos afetada na extensão completa em comparação com 30°, 60° e 90° de flexão (MARKOLF et al., 2006; KENNEDY et al., 2013).

As rotações varo e valgo apresentaram pequenos incrementos após todas as condições testadas, mas o aumento foi estatisticamente significativo após a LBC a 60° ($p=0.031$) e 90° ($p<0.001$) de flexão em comparação com o estado intacto. A justificativa para esse achado foi a preservação do CPL (considerado o restritor primário para o controle da rotação tibial em adução)

e a retenção do LCM e CPM (estabilizadores primários para retenção da rotação tibial em abdução) (GOLLEHON *et al.*, 1987; GROOD *et al.*, 1988; RITCHIE *et al.*, 1998; AMIS *et al.*, 2003; PETERSEN *et al.*, 2008; LASMAR *et al.*, 2010; VAP *et al.*, 2017). O LCA e o LCP atuam como restritores secundários para o carregamento em varo e valgo da tíbia (GIRGIS *et al.*, 1975; MARKOLF *et al.*, 1976; BUTLER *et al.*, 1980; NOYES *et al.*, 1993). Os resultados demonstraram aumento estatisticamente significativo ($p = 0,022$) após a LBI com secção da banda AL a 60° de flexão em comparação com o estado intacto. Essa posição angular apresenta o maior carregamento das fibras da banda AL do LCP e pode explicar esse achado (RACE & AMIS *et al.*, 1996; FOX *et al.*, 1998).

O aumento estatisticamente significativo na rotação medial e lateral da tíbia, assim como, na rotação varo e valgo, após a LBC em determinadas posições angulares, pode não refletir um aumento clinicamente significativo. A principal justificativa para esses achados, foi devido ao pequeno aumento percentual da rotação da tíbia em comparação ao observado na translação AP da tíbia. Um número maior de espécimes poderia detectar maiores variações na rotação da tíbia após a LBI e LBC, porém muito inferiores às elevações percentuais detectadas nas translação AP da tíbia após a LBC.

A metodologia desse experimento para a determinação do ponto neutro articular foi baseada em estudos biomecânicos prévios (LEE *et al.*, 2001; CSINTALAN *et al.*, 2006; FORNALSKI *et al.*, 2008). A utilização de joelhos pareados minimizou a variação da estabilidade durante os testes biomecânicos, pela similaridade biológica e melhor reprodutibilidade do comportamento mecânico dos ligamentos examinados (WOO *et al.*, 1999; MA *et al.*, 2000; AMIS *et al.*, 2003). O joelho intacto possui um carregamento compressivo fisiológico, tanto na junção osteoarticular como na porção miotendínea do quadríceps femoral (WICKIEWICZ *et al.*, 1983;

POWERS et al., 1998; LI et al., 2002). Os ligamentos do joelho possuem propriedades viscoelásticas (capacidade de alongamento, encolhimento, deslizamento e histerese), que alteram o padrão de orientação e carregamento das fibras conforme a direção, intensidade da força aplicada de modo constante e da duração do teste (WOO et al., 1999). Fatores como o congelamento dos espécimes e faixa etária acima dos 60 anos, diminuem a resistência e a rigidez dos ligamentos (MARKOLF et al., 1976; WOO et al., 1986; NOYES et al., 1993). Outros estudos consideraram o ponto neutro a situação experimental sem a aplicação de forças externas, e com o torque empregado na articulação pela célula de carga através do arco de flexão e extensão do joelho (FOX et al., 1998; MA et al., 2000; MA et al., 2003). No entanto, os sistemas utilizados para as análises e os protocolos de testes mecânicos foram diferentes em relação a esse experimento. Clinicamente, esse tópico controverso permanece indefinido para as lesões isoladas do LCP e principalmente para as lesões combinadas, como a LBI e LBC (WIND et al., 2004; KOPKOW et al., 2013; JAMES et al., 2014; LAPRADE et al., 2015). Esse estudo experimental controlado mitigou esse viés, para aprimorar a acurácia das medidas coletadas e focar nas lesões bicruzadas do joelho.

A magnitude dos deslocamentos na translação AP e rotação da tíbia é dependente da ordem da sequência dos ligamentos lesionados durante os testes biomecânicos (MARKOLF et al., 1976; GOLLEHON et al., 1987; GROOD et al., 1988; NOYES et al., 1993; WOO et al., 1999; AMIS et al., 2003). A mudança na distribuição do arranjo das estruturas a serem danificadas, pode alterar a capacidade de resistência ligamentar e modificar os dados cinemáticos coletados. Esse experimento utilizou a série de lesões do LCA e do LCP, de acordo com o mecanismo de lesão mais comum para a LBI e LBC, descritas nos estudos biomecânicos e clínicos (MARKOLF et

al., 1976; BUTLER et al., 1980; FUKABAYASHI et al., 1982; GOLLEHON et al., ; 1987; NIELSEN & HELMIG et al., 1986; NOYES et al., 1993; HEWETT et al., 1997; GARAVAGLIA et al., 2007; BOISGARD et al., 2009). Nesse estudo, o controle do deslocamento articular não foi afetado pelos restritores periféricos e pela cápsula articular, devido a preservação dessas estruturas em todas as etapas da pesquisa. Desse modo, a capacidade de contenção dos ligamentos analisados, foi o fator determinante para mensurar a eficácia do LCA e das bandas AL e PM do LCP, quanto à restrição na translação e rotação da tíbia após a aplicação da carga durante os testes. Esse modelo de experimento foi inovador, pois na maioria dos estudos sobre o tema, foi realizado a artrotomia com secção a céu aberto dos ligamentos cruzados (GIRGIS et al., 1975; PIZIALI et al., 1980; GROOD et al., 1988; KENNEDY et al., 2013). Durante o experimento, não houve nenhuma lesão intra-articular ou extra-articular secundária aos repetidos testes biomecânicos, e assim foi mantida a constrição articular periférica.

A faixa etária dos cadáveres utilizados nesse estudo foi superior a maioria dos pacientes clínicos com LBI e LBC (FANELLI et al., 1995; SCHULZ et al., 2003; CALDAS et al.; 2013). O congelamento prévio dos espécimes é outro aspecto que diminui as características de tensionamento e rigidez das fibras ligamentares (WOO et al., 1986). Esses dois fatores reduzem as propriedades mecânicas e viscoelásticas dos ligamentos analisados (WOO et al., 1999). Nesse estudo foi realizado o pareamento dos joelhos, com o intuito de minimizar a lassidão fisiológica e a variabilidade entre os resultados dos testes biomecânicos em diferentes espécimes, principalmente na avaliação dos grupos das LBIs, além de facilitar a distribuição equânime quanto a lateralidade.

As cargas aplicadas nesse experimento foram validadas em estudos prévios (CSINTALAN et al., 2006; FORNALSKI et al., 2008; ISHIGOOKA

et al., 2016). Apesar de consideradas inferiores às cargas fisiológicas para o LCA e o LCP em joelhos humanos, foram cargas próximas daquelas utilizadas na prática clínica com artrômetros, para mensurar a translação anterior e posterior da tíbia (HEWETT et al., 1997; EAKIN et al., 1998; CANNON, 2002). No entanto, experiência com os artrômetros apresentaram limitações devido a falta de reprodutibilidade e elevada variabilidade intra e interexaminadores, que são fatores que comprometem a validade externa desse tipo de instrumento para uso em larga escala (HUBER et al., 1997). As radiografias sob estresse são utilizadas clinicamente de forma comparativa com o joelho não lesionado, para avaliar a insuficiência do LCP e o acompanhamento pós-cirúrgico das reconstruções do LCP, através da mensuração do DPT para determinar a gravidade da instabilidade e a lassidão residual (JUNG et al., 2006; FANELLI et al., 2010; LAPRADE et al., 2015). As cargas aplicadas nesse exame de imagem podem variar de 15 N até 300 N, o que denota grande variabilidade, falta de padronização do método e multiplicidade de técnicas (JAMES et al., 2014). Devido às razões supramencionadas, não foram utilizados, nesse experimento, os artrômetros e as técnicas de radiografia sob estresse para determinar a variação cinemática após a LBI e a LBC. Essa discrepância entre modelos experimentais e validação de instrumentos clínicos para mensurar a cinemática articular após falha dos ligamentos de joelho, necessita de uniformização de objetivos e padronização de métodos para encurtar esse intervalo (KUPPER et al., 2007). Estudos com melhor qualidade metodológica são necessários para produzirem evidências aplicáveis e pertinentes ao diagnóstico das lesões combinadas do LCP (WIND et al., 2004; WATSEND et al., 2009; KOPKOW et al., 2013).

A ausência da avaliação dos ligamentos meniscofemorais, foi devido a variabilidade da presença e a inconstância nos joelhos normais, sendo que

em aproximadamente 50% dos casos, os dois ligamentos estão presentes (GUPTE et al., 2003). Além disso, a dificuldade na identificação e a separação desses ligamentos, possivelmente exigiria a modificação do modelo experimental que foi utilizado, sendo necessário a artrotomia do joelho e a ressecção do côndilo femoral lateral no plano sagital, conforme descrito em estudo prévio (GUPTE et al., 2003).

Além das limitações supramencionadas, outros fatores não foram analisados como: a ausência de mensuração do eixo mecânico dos membros inferiores, do ângulo de inclinação da superfície articular superior da tibia (*slope tibial*) devido a não realização de radiografias dos cadáveres, previamente aos testes. O índice de massa corporal e a altura dos espécimes não foram avaliados. A amostra poderia conter maior número de joelhos, o que poderia auferir melhor acurácia estatística frente a pequenas variações, como foi constatado após a LBC, nas rotações medial e lateral da tibia. Outros fatores limitantes como a faixa etária avançada e o descongelamento dos joelhos, são condições que alteram as propriedades viscoelásticas dos ligamentos durante a realização dos testes biomecânicos, conforme descrito em estudos prévios (WOO et al., 1986; NOYES et al., 1993; WOO et al., 1999; AMIS et al., 2003; COVEY et al., 2008).

Esse estudo apresentou relevância clínica para auxiliar em uma melhor avaliação diagnóstica das lesões bicruzadas. A translação tibial AP total acima de 15 mm a 90° de flexão do joelho, podendo ser indicativa de LBC em comparação com a condição joelho intacto. A maior acurácia da mensuração da translação tibial AP total foi sugerida após a lesão do LCP, devido à alteração dos pontos ósseos de referência secundária ao DTP (MA et al., 2003). Como perspectiva o parâmetro supracitado, poderá ser utilizado em futuros estudos na prática clínica para comparar o joelho sadio contralateral com o joelho com suspeita de lesão bicruzada e assim

identificar a LBC em relação a LBI na manobra da gaveta AP total da tíbia a 90° de flexão do joelho.

Essa pesquisa gerou duas publicações internacionais na revista científica *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy(KSSTA)*, inicialmente na versão eletrônica em 2018, e posteriormente na versão impressa da edição de setembro de 2019. A parte 1 descreveu a avaliação da translação AP e da rotação da tíbia após a LBI e a LBC, conforme relatado nessa tese (Apêndice 5). A parte 2 descreveu a sequência de tensionamento dos enxertos após a reconstrução do LCA e do LCP (Apêndice 6). A situação experimental com melhor estabilidade para a translação AP e rotação da tíbia, foi obtida após o tensionamento simultâneo dos enxertos, com a fixação inicial do enxerto do LCA em extensão, seguida pela fixação do enxerto do LCP a 90° de flexão do joelho. Esses dois estudos foram apresentados no 17° Congresso Brasileiro de Cirurgia do Joelho, realizado entre os dias 12 e 14 de abril de 2018, na cidade do Rio de Janeiro. A parte 2 foi laureada nesse evento, com o prêmio excelência em cirurgia do joelho (Apêndice 7).

Outros estudos biomecânicos serão necessários para continuar essa linha de pesquisa. A realização de experimento laboratorial com secção seletiva e sequência inversa ao realizado nesse estudo, inicialmente com lesão completa do LCP e posteriormente das bandas anteromedial e posterolateral do LCA, poderia auxiliar no entendimento das alterações cinemáticas após a LBI e a LBC. Além disso, comparações biomecânicas entre técnicas de reconstrução do LCP (dupla banda versus banda única) e do LCA (transtibial versus anatômica) com diferentes sequências de tensionamento em angulações distintas, são fundamentais para compreender qual seria o melhor procedimento cirúrgico para restabelecer a estabilidade translacional e rotacional do joelho, após a LBC.

7 CONCLUSÃO

1. Houve aumento progressivo estatisticamente significante da translação tibial AP total após a LBI e LBC em todas as angulações testadas, sendo a 0° a posição mais estável e a 90° a mais instável.
2. Na rotação medial e lateral da tíbia, na rotação varo e valgo foram verificados incrementos de menor magnitude após a LBI e a LBC.
3. A maior variação foi observada na translação tibial AP total acima de 15 mm a 90°, podendo ser indicativa de LBC em comparação com a condição joelho intacto.

8 REFERÊNCIAS

- Ahmad CS, Cohen ZA, Levine WN, Gardner TR, Ateshian GA, Mow VC. Codominance of the individual posterior cruciate ligament bundles. An analysis of bundle lengths and orientation. *Am J Sports Med.* 2003; 31(2):221–5.
- Amis AA, Bull AMJ, Gupte CM, Hijazi I, Race A, Robinson JR. Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscomfemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11(5):271-81.
- Anderson CJ, Ziegler CG, Wijdicks CA, Engebretsen L, LaPrade RF. Arthroscopically pertinent anatomy of the anterolateral and posteromedial bundles of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 2012; 94(21):1936-45.
- Becker EH, Watson JD, Dreese JC. Investigation of multiligamentous knee injury patterns with associated injuries presenting at a level I trauma center. *Journal Orthop Trauma.* 2013; 27(4): 226-31.
- Bedi A, Musahl V, Cowan JB. Management of Posterior Cruciate Ligament Injuries. *J Am Acad Orthop Surg.* 2016; 24(5):277–89.
- Boisgard S, Versier G, Descamps S, Lustig S, Trojani C, Rosset P, Saragaglia D, Neyret P. Bicuruciate ligament lesions and dislocation of the knee: mechanisms and classification. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009; 95(8):627-31.
- Brittberg M, Winalski CS. Evaluation of cartilage injuries and repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; 85-A Suppl 2:58-69.

Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1980; 62(2):259-70.

Byun SE, Shon HC, Park JH, Oh HK, Cho YH, Kim JW, Sim JA. Incidence and risk factors of knee injuries associated with ipsilateral femoral shaft fractures: A multicentre retrospective analysis of 429 femoral shaft injuries. *Injury.* 2018; 49(8):1602-6.

Caldas MTL, Braga GF, Mendes SL, da Silveira JM, Kopke RM. Lesões do ligamento cruzado posterior: características e associações mais frequentes. *Rev Bras Ortop.* 2013; 48(5):427-31.

Camanho GL, Gali JC. Conseqüências tardias das lesões isoladas e não tratadas do ligamento cruzado posterior. *Rev Bras Ortop.* 1991; 26(6):175-9.

Camargo OPAD, Chamecki A, Lemos PEGD, Pecora RAM. Lesão do ligamento cruzado posterior: incidência e tratamento. *Rev Bras Ortop.* 1996; 31(6):491-6.

Cannon WD. Use of arthrometers to assess knee laxity and outcomes. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2002; 10(3):191-200.

Chassaing V, Deltour F, Touzard R, Ceccaldi JP, Miremad C, Lemaire M. Etude radiologique du LCP a 90 degrees de flexion. *Rev Chir Orthop.* 1995; 81(2):65-88.

Cooper DE, Speer KP, Wickiewicz TL, Warren RF. Complete knee dislocation without posterior cruciate ligament disruption. A report of four cases and review of the literature. *Clin Orthop Relat Res.* 1992; (284):228-33.

Covey CD, Sapega AA. Current concepts review. Injuries of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1993; 75(9):1376-86.

Covey DC, Sapega AA, Riffenburgh RH. The effects of sequential sectioning of defined posterior cruciate ligament fiber regions on translational knee motion. *Am J Sports Med.* 2008; 36(3):480-6.

Csintalan RP, Ehsan A, McGarry MH, Fithian DF, Lee TQ. Biomechanical and anatomical effects of an external rotational torque applied to the knee: a cadaveric study. *Am J Sports Med.* 2006; 34(10):1623-29.

Daniel DM, Stone ML, Barnett P, Sachs R. Use of the quadriceps active test to diagnose posterior cruciate-ligament disruption and measure posterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1988; 70(3):386-91.

Dejour H, Walch G, Peyrot J, Eberhard P. The natural history of rupture of the posterior cruciate ligament. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1988; 74(1):35-43.

Eakin CL, Cannon WD. Arthrometric evaluation of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1998; 26(1): 96-102.

Fanelli GC, Edson CJ. Posterior cruciate ligament injuries in trauma patients: part II. *Arthroscopy.* 1995; 11(5):526-9.

Fanelli GC, Beck JD, Edson CJ. Current Concepts Review: The Posterior Cruciate Ligament. *J Knee Surg.* 2010; 23(2):61-72.

Fornalski S, McGarry MH, Csintalan RP, Fithian DC, Lee TQ. Biomechanical and anatomical assessment after knee hyperextension injury. *Am J Sports Med.* 2008; 36(1):80-4.

Fox RJ, Harner CD, Sakane M, Carlin GJ, Woo SL-Y. Determination of the *in situ* forces in the human posterior cruciate ligament using robotic technology: a cadaveric study. *Am J Sport Med.* 1998; 26(3):395-401.

Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF. An *in vitro* biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. *J Bone Joint Surg Am.* 1982; 64(2): 258-64.

Garavaglia G, Lubbeke A, Dubois-Ferriere V, Suva D, Fritschy D, Menetrey J. Accuracy of stress radiography techniques in grading isolated and combined posterior knee injuries: a cadaveric study. *Am J Sports Med.* 2007; 35(12):2051-56.

Garofalo R, Fanelli GC, Cikes A, N'Dele D, Kombot C, Mariani PP, Mouhsine E. Stress radiography and posterior pathological laxity of knee: comparison between two different techniques. *The Knee.* 2009; 16(4):251-5.

Girgis FG, Marshall JL, Al Monajem ARS. The cruciate ligaments of the knee joint. *Clin Orthop.* 1975; 106:216-31.

Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF. The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1987; 69(2):233-42.

Grood ES, Stowers SF, Noyes FR. Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am.* 1988; 70(1):88-97.

Gupte CM, Bull AMJ, Thomas RW, Amis AA. The meniscofemoral ligaments: secondary restraints to posterior drawer. Analysis of anteroposterior and rotatory laxity in the intact and posterior-cruciate-deficient knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2003; 85(5):765-73.

Gupte CM, Bull AMJ, Thomas RW, Amis AA. A review of the function and biomechanics of the meniscofemoral ligaments. *Arthroscopy.* 2003; 19(2):161–71.

Ishigooka H, Campbell ST, Quigley RJ, McGarry MH, Chen YJ, Gupta A, Bui CNH, Lee TQ. Anatomic posterolateral corner reconstruction using a fibula cross-tunnel technique: a cadaveric biomechanical study. *Arthroscopy.* 2016; 32(11):2300–7.

Jacobsen K. Stress radiographical measurements of post-traumatic knee instability: a clinical study. *Acta Orthop Scand.* 1977; 48(3):301-10.

James EW, Williams BT, LaPrade RF. Stress radiography for the diagnosis of knee ligament injuries: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res.* 2014; 472 (9):2644-57.

Jung TM, Reinhardt C, Scheffler SU, Weiler A. Stress radiography to measure posterior cruciate ligament insufficiency: a comparison of five different techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14(11):1116-21.

Harner CD, Hoher J. Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1998; 26(3):471–82.

Hernandez AJ, Leivas TP, Rezende MU, Camanho GL, Dio LJAD, Amatuzzi MM. Ultimate load and stiffness of the knee ligaments. *Revista Brasileira de Biomecânica* 2003; 4(6):17-22.

Hewett TE, Noyes FR, Lee MD. Diagnosis of Complete and Partial Posterior Cruciate Ligament Ruptures Stress Radiography Compared with KT-1000 Arthrometer and Posterior Drawer Testing. *Am J Sports Med.* 1997; 25(5):648-55.

Huber FE, Irrgang JJ, Harner C, Lephart S. Intratester and intertester reliability of the KT-1000 arthrometer in the assessment of posterior laxity of the knee. *Am J Sports Med.* 1997; 25(4):479-85.

Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann Rheum Dis.* 1957; 16(4):494-502.

Kennedy NI, Wijdicks CA, Goldsmith MT, Michalski MP, Devitt BM, Aroen A, Engebretsen L, LaPrade RF. Kinematic analysis of the posterior cruciate ligament, part 1: the individual and collective function of the anterolateral and posteromedial bundle. *Am J Sports Med.* 2013; 41(12):2828–38.

Kim JG, Lim HC, Kim HJ, Hwang MH, Yoon Yc, Oh JK. Delayed detection of clinically significant posterior cruciate ligament injury after peri-articular fracture around the knee of 448 patients. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012; 132(12):1741-6.

Kopkow C, Freiberg A, Kirschner S, Seidler A, Schmitt J. Physical examination tests for the diagnosis of posterior cruciate ligament rupture: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Therap.* 2013; 43(11):804-13.

Kokron AE, Prada FDS, Soares MM, Hernandez AJ, Camanho GL, Leivas TP. Seria o ligamento cruzado posterior o principal estabilizador do joelho? *Rev Bras Ortop.* 1993; 28(6):393-8.

Kupczik F, Schiavon MEG, Vieira LDA, Tenius DP, Fávoro RC. Luxação do joelho: estudo descritivo das lesões. *Rev Bras Ortop.* 2013; 48(2):145-51.

Küpper JC, Loitz-Ramage B, Corr DT, Hart DA, Ronsky JL. Measuring knee joint laxity: a review of applicable models and the need for new approaches to minimize variability. *Clin Biomech.* 2007; 22(1):1-13.

LaPrade CM, Civitaresse DM, Rasmussen MT, LaPrade RF. Emerging updates on the posterior cruciate ligament: a review of the current literature. *Am J Sports Med.* 2015; 43(12):3077-92.

Laraya MHF, Hernandez AJ, Navarro RD, Laraya Jr I. Avaliação radiográfica do deslocamento póstero-lateral da tíbia por meio da rotação externa máxima da perna, em joelhos normais. *Rev Bras Ortop.* 2002; 37(7):303-14.

Lasmar RCP, Almeida AMD, Serbino Jr JW, Albuquerque RFDM, Hernandez AJ. Importance of the different posterolateral knee static stabilizers: biomechanical study. *Clinics* 2010; 65(4):433-40.

Leão MGS, Santoro ES, Avelino RL, Granjeiro RC, Orlando JN. Fratura avulsão simultânea das inserções tibiais dos ligamentos cruzados anterior e posterior em adulto. *Rev Bras Ortop.* 2013; 48(6): 581-5.

Lee YS, Han SH, Jo J, Kwak KS, Nha KW, Kim JH. Comparison of 5 different methods for measuring stress radiographs to improve reproducibility during the evaluation of knee instability. *Am J Sports Med.* 2011; 39:1275–81.

Lee YS, Lee TQ. Specimen-specific method for quantifying glenohumeral joint kinematics. *Ann Biomed Eng.* 2010; 38(10):3226–36.

Lee TQ, Yang BY, Sandusky MD, McMahon PJ. The effects of tibial rotation on the patellofemoral joint: assessment of the changes in in situ strain in the peripatellar retinaculum and the patellofemoral contact pressures and areas. *J Rehabil Res Dev.* 2001; 38(5):463-9.

Levén H. Determination of sagittal instability of the knee joint. *Acta Radiol Diag.* 1977; 18(6):689-97.

Li G, Gill TJ, DeFrate LE, Zayontz S, Glatt V, Zarins B. Biomechanical consequences of PCL deficiency in the knee under simulated muscle loads: an in vitro experimental study. *J Orthop Res.* 2002; 20:887-92.

Ma CB, Janaushek MA, Vogrin TM, Rudy TW, Harner CD, Woo SLY. Significance of changes in the reference position for measurements of tibial translation and diagnosis of cruciate ligament deficiency. *J Orthop Res.* 2000;18(2):176–82.

Ma CB, Kanamori A, Vogrin TM, Woo SLY, Harner CD. Measurement of Posterior Tibial Translation in the Posterior Cruciate Ligament-Reconstructed Knee. *Am J Sports Med.* 2003; 31(6):843–8.

Margheritini F, Mancini L, Mauro CS, Mariani PP. Stress radiography for quantifying posterior cruciate ligament deficiency. *Arthroscopy.* 2003; 19(7):706-11.

Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee the contributions of the supporting structures. *J Bone Joint Surg Am.* 1976; 58(5):583-94.

Markolf KL, Feeley BT, Tejwani SG, Martin DE, McAllister DR. Changes in knee laxity and ligament force after sectioning the posteromedial bundle of the posterior cruciate ligament. *Arthroscopy.* 2006; 22(10):1100-6.

McPhee IB, Fraser JG. Stress radiography in acute ligamentous injuries of the knee. *Injury.* 1981; 12:383–8.

Nielsen S, Helmig P. Posterior instability of the knee joint. An experimental study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1986; 105(2):121–5.

Noyes FR, Stowers SF, Grood ES, Cummings J, VanGinkel LA. Posterior subluxations of the medial and lateral tibiofemoral compartments: an in vitro ligament sectioning study in cadaveric knees. *Am J Sports Med.* 1993; 21(3):407-14.

Noyes FR, Barber-Westin SD. Posterior cruciate ligament revision reconstruction, part 1: causes of surgical failure in 52 consecutive operations. *Am J Sports Med.* 2005; 33(5):646-54.

Nonweiler DE, Schenck RC Jr, DeLee JC. The incomplete bicruciate injury. A report of two cases. *Orthop Rev.* 1993; 22(11):1249-52.

Ogata K, McCarthy JA, Dunlap J, Manske PR. Pathomechanics of posterior sag of the tibia in posterior cruciate deficient knees: an experimental study. *Am J Sports Med.* 1988; 16(6):630-6.

Park SE, Stamos BD, DeFrate LE, Gill TJ, Li G. The effect of posterior knee capsulotomy on posterior tibial translation during posterior cruciate ligament tibial inlay reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004; 32(6):1514-19.

Patel DV, Allen AA, Warren RF, Wickiewicz TL, Simonian PT. The Nonoperative Treatment of Acute, Isolated (Partial or Complete) Posterior Cruciate Ligament-Deficient Knees: An Intermediate-Term Follow-up Study. *HSSJ.* 2007; 3(2):137-46.

- Petersen W, Loerch S, Schanz S, Raschke M, Zantop T. The role of the posterior oblique ligament in controlling posterior tibial translation in the posterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 2008; 36(3):495-501.
- Petrie RS, Harner CD. Evaluation and management of the posterior cruciate injured knee. *Operative Techniques Sports Med.* 1999; 7(3):93-103.
- Petrigliano FA, McAllister DR. Isolated posterior cruciate ligament injuries of the knee. *Sports Med Arthrosc.* 2006; 14(4):206–12.
- Piziali RL, Seering WP, Nagel DA, Schurman DJ. The function of the primary ligaments of the knee in anterior-posterior and medial-lateral motions. *J Biomech.* 1980; 13(9):777–84.
- Powers CM, Lilley JC, Lee TQ. The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint. *Clin Biomech.* 1998; 13(8):616-24.
- Pugh L, Mascarenhas R, Arneja S, Chin PY, Leith JM. Current concepts in instrumented knee-laxity testing. *Am J Sports Med.* 2009; 37(1):199-210.
- Race A, Amis AA. Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: an analysis of bundle function in A-P drawer. *J Biomech.* 1996; 29(7):873–9.
- Race A, Amis AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech.* 1994; 27(1):13–24.

Ramos LA, Carvalho RT, Cohen M, Abdalla RJ. Anatomic relation between the posterior cruciate ligament and the joint capsule. *Arthroscopy*. 2008; 24(12):1367-72.

Rachmat HH, Janssen D, Verkerke GJ, Diercks RL, Verdonschot N. Material properties of the human posterior knee capsule. *Biom Mater Eng*. 2015; 25(2):177-87.

Ritchie JR, Bergfeld JA, Kambic H, Manning T. Isolated sectioning of the medial and posteromedial capsular ligaments in the posterior cruciate ligament-deficient knee influence on posterior tibial translation. *Am J Sports Med*. 1998; 26(3):389-94.

Rubinstein RA Jr., Shelbourne KD, McCarroll JR, VanMeter CD, Rettig AC. The accuracy of the clinical examination in the setting of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*. 1994; 22:550-7.

Schenck RC Jr. The dislocated knee. *Instr Course Lect*. 1994; 43:127-36.

Shelbourne, KD, Davis, TJ, Patel, DV. The natural history of acute, isolated, nonoperatively treated posterior cruciate ligament injuries. A prospective study. *Am J Sports Med*. 1999; 27(3):276-83.

Schulz MS, Russe K, Weiler A, Eichhorn HJ, Strobel MJ. Epidemiology of posterior cruciate ligament injuries. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2003; 123(4):186-91.

Schulz MS, Russe K, Lampakis G, Strobel MJ. Reliability of stress radiography for evaluation of posterior knee laxity. *Am J Sports Med.* 2005; 33(4):502–6.

Schulz MS, Strobel MJ, Steenlage ES, Russe K. Distribution of posterior tibial displacement in knees with posterior cruciate ligament tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2007; 89(2):332-8.

Spiridonov SI, Slinkard NJ, LaPrade RF. Isolated and combined grade-III posterior cruciate ligament tears treated with double-bundle reconstruction with use of endoscopically placed femoral tunnels and grafts: operative technique and clinical outcomes. *J Bone Joint Surg Am.* 2011; 93(19):1773-80.

Strobel MJ, Weiler A, Schulz MS, Russe K, Eichhorn HJ. Fixed posterior subluxation in posterior cruciate ligament-deficient knees: diagnosis and treatment of a new clinical sign. *Am J Sports Med.* 2002; 30(1):32-8.

Thiagarajan P, Ang KC, De SD, Bose K. Ipsilateral knee ligament injuries and open tibial diaphyseal fractures: incidence and nature of knee ligament injuries sustained. *Injury.* 1997; 28(2):87-90.

Van Dommelen BA, Fowler PJ. Anatomy of the posterior cruciate ligament: A review. *Am J Sports Med.* 1989; 17(1):24–9.

Vap AR, Schon JM, Moatshe G, Cruz RS, Brady AW, Dornan GJ, Turnbull TL, LaPrade RF. The role of the peripheral passive rotation stabilizers of the knee with intact collateral and cruciate ligaments: a biomechanical study. *Orthop J Sports Med.* 2017; 5(5):2325967117708190.

Voos JE, Mauro CS, Wente T, Warren RF, Wickiewicz TL. Posterior Cruciate Ligament: Anatomy, Biomechanics and Outcomes. *Am J Sports Med.* 2012; 40(1):222–31.

Watsend AME, Osestad TM, Jacobsen RB, Engebretsen L. Clinical studies on posterior cruciate ligament tears have weak design. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009; 17(2):140-9.

Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Edgerton VR. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin Orthop Relat Res.* 1983; 179:275-83.

Wind WM, Bergfeld JA, Parker RD. Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries: revisited. *Am J Sports Med.* 2004; 32(7):1765-75.

Wirz P, Von Stokar P, Jakob RP. The effect of knee position on the reproducibility of measurements taken from stress films: a comparison of four measurement methods. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000; 8(3):143-8.

Wolf RS, Lemak L. Incomplete bicruciate knee injuries: results of treatment with isolated anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2002; 18(3):264-71.

Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech.* 1986; 19(5):399-404.

Yoon YC, Jeon SS, Sim JA, Kim BK, Lee BK Concomitant posterior cruciate ligament injuries with direct injury-related patellar fractures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016; 136(6):779-84.

NORMAS ADOTADAS

Ferreira LM. Orientação Normativa para Elaboração e Apresentação de Teses. São Paulo: Ed RED Publicações; 2017. 118p.

Terminologia anatômica internacional. *Federative Committee on Anatomical Terminology*. Tradução da comissão de terminologia Anatômica da Sociedade Brasileira de Anatomia. Barueri: Manole; 2001. 248p.

Ledur PF. Guia prático da nova ortografia: as mudanças do Acordo Ortográfico. 7ed. Porto Alegre: AGE, 2009. 976p.

APÊNDICES

UNIVERSITY OF CALIFORNIA, IRVINE

BERKELEY • DAVIS • IRVINE • LOS ANGELES • MERCED • RIVERSIDE • SAN DIEGO • SAN FRANCISCO



SANTA BARBARA • SANTA CRUZ

DEPARTMENT OF ORTHOPAEDIC SURGERY
UCI SCHOOL OF MEDICINE
UCI MEDICAL CENTER, PAVILION III
101 THE CITY DRIVE SOUTH
ORANGE, CA 92868

ACADEMIC OFFICES

(714) 456-7801 FAX (714) 456-7547

PATIENT APPOINTMENTS

(714) 456-7012 FAX (714) 456-8711

Ranjan Gupta, M.D.

Chairman

FOOT AND ANKLE SURGERY

Steven D.K. Ross, M.D., Clinical Professor

**UC IRVINE CENTER FOR HAND AND UPPER
EXTREMITY SURGERY**

Neil F. Jones, M.D., Professor and Director

Ranjan Gupta, M.D., Professor

Gregory H. Raffjah, M.D., Assist. Clinical Professor

Martin C. Tynan, M.D., Clinical Professor

MUSCULOSKELETAL ONCOLOGY

Bang H. Hoang, M.D., Assoc. Professor

HIP AND KNEE ARTHROPLASTY

Ran Schwarzkopf, M.D., Assist. Clinical Professor

UC IRVINE SPINE CENTER 714 - SPINE UC

Nitin Bhatia, M.D., Chief, Assoc. Prof. of Clinical Orthopaedics

P. Douglas Kester, M.D., Clinical Professor

Charles D. Rosen, M.D., Clinical Professor

S. Samuel Bederman, M.D., Assistant Clinical Professor

TRAUMA

Martin C. Tynan, M.D., Clinical Professor

Gregory H. Raffjah, M.D., Assist. Clinical Professor

David P. Zamorano, M.D., Assist. Clinical Professor

**POST-TRAUMA RECONSTRUCTION/
ILIZAROV SURGERY**

Stuart A. Green, M.D., Clinical Professor

Orthopaedic Research Division

JOINT BIOMECHANICS RESEARCH LAB

Thay Q Lee, Ph.D., Chief, Professor in

Residence and Vice Chairman for Research

**MUSCULOSKELETAL ONCOLOGY
RESEARCH LAB**

Bang H. Hoang, M.D., Chief, Assoc. Professor

NEUROMUSCULAR RESEARCH LAB

Vince J. Caiazzo, Ph.D., Chief

Professor in Residence

PERIPHERAL NERVE RESEARCH LAB

Ranjan Gupta, M.D., Chief, Professor

May 11, 2013

To Whom It may Concern,

I am writing this letter to verify that the study entitled "Incomplete bicruciate injury" will be performed in my Orthopaedic Biomechanics Laboratory.

The study's investigators are:

Rene Jorge Abdalla, MD, PhD (principal investigator)

Rogério Teixeira de Carvalho, MD;

Carlos Eduardo Franciozi, MD PhD

Leonardo Ramos, MD PhD

Sheila Ingham, MD PhD;

James E. Tibone, MD

Thay Q Lee, PhD.

If you have any questions, please feel free to contact me.

Sincerely,

Thay Q Lee, Ph.D.

*Senior Research Career Scientist - VA Long Beach Healthcare System
Professor and Vice Chairman for Research - Department of Orthopaedic
Surgery*

Professor - Department of Biomedical Engineering

University of California Irvine

Orthopaedic Biomechanics Laboratory

VA Long Beach Healthcare System (09/151)

5901 East 7th Street

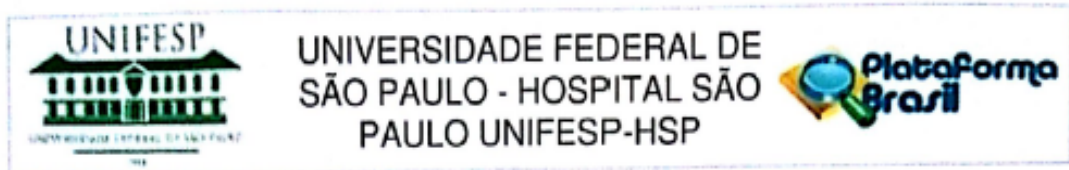
Long Beach, CA 90822

Ph: 562-826-3344, Fax: 562-826-5675

Email: tqlee@med.va.gov; tqlee@uci.edu

http://www.ucirvineorthopaedicsurgery.com/faculty/lee.html

http://www.scire-ib.org/scire/subsites/OBL_Web/OBL_home.htm



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação biomecânica das lesões ligamentares do joelho

Pesquisador: Rene Jorge Abdalla

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 45827413.5.0000.5505

Instituição Proponente: Escola Paulista de Medicina

Patrocinador Principal: FUNDAÇÃO DE AMPARO A PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.586.422

Apresentação do Projeto:

Trata-se de respostas de pendências apontadas no parecer inicial.

Número do Parecer:

1.135.519

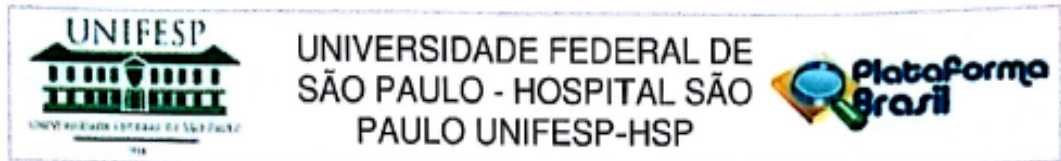
17/06/2015

DADOS DO PARECER

As lesões do ligamento cruzado posterior (LCP) acometem entre 3 a 37% das lesões ligamentares na população e ainda há controvérsias com relação ao diagnóstico, classificação, tratamento e reabilitação desta lesão. O papel da avaliação clínica em quantificar a frouxidão posterior é ainda limitada, principalmente quando há lesão concomitante de estruturas periféricas. A lesão bicruzada incompleta refere-se à ruptura completa do ligamento cruzado anterior (LCA) e lesão parcial do LCP. A lesão parcial do LCP (<50% da substância) em combinação com a lesão do LCA ainda não foi avaliada em profundidade. A ressonância magnética não detecta precisamente a sua extensão e não existe teste clínico específico para detectar a lesão bicruzada incompleta, e por esse motivo não existem estudos biomecânicos que avaliem a translação posterior da tibia nesse tipo de lesão.

Para melhor avaliação biomecânica desta lesão propomos um estudo laboratorial, in vitro, com o

Endereço: Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14
Bairro: VILA CLEMENTINO **CEP:** 04.023-061
UF: SP **Município:** SÃO PAULO
Telefone: (11)5571-1082 **Fax:** (11)5539-7162 **E-mail:** secretaria.cepunifesp@gmail.com



Continuação do Parecer: 1.586.422

uso de joelhos de cadáver humanos. Este estudo será realizado em um laboratório de biomecânica ortopédica de Los Angeles - Estados Unidos através de uma colaboração internacional.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Avaliação biomecânica da lesão do LCA e da lesão bi-cruzada parcial e completa.

Objetivo Secundário: 1) Estabelecer parâmetros diagnósticos objetivos, até então inexistentes na literatura, para mensurar a translação tibial em relação ao fêmur, nas lesões: bi-cruzada incompleta e bi-cruzada completa. 2) Comparar biomecanicamente duas técnicas cirúrgicas para a reconstrução do LCP (uma nacional e outra internacional) associada a uma mesma técnica de reconstrução do LCA, e assim nortear o procedimento

mais adequado a ser adotado pelos cirurgiões nas lesões bi-cruzadas isoladas com preservação dos restritores periféricos originais.

3) Comparar biomecanicamente duas técnicas cirúrgicas para a reconstrução do LCP (uma nacional e outra internacional) associada a uma mesma técnica de reconstrução do LCA + reconstrução do canto pósterolateral, e assim estabelecer valores objetivos nas reconstruções bi-cruzadas intra-articulares associadas a uma mesma técnica de reconstrução extra-articular do canto pósterolateral.

4) Estabelecer parâmetros diagnósticos objetivos para mensurar a translação tibial em relação ao fêmur, nas lesões: a) LCP completa isolada, b) LCA completa isolada e c) bi-cruzada completa com preservação dos remanescentes ligamentares insercionais através da realização túnel femoral de fora para dentro.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

conforme descrito no parecer inicial.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

conforme descrito no parecer inicial.

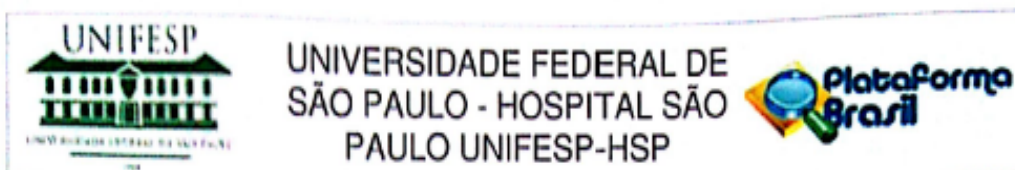
Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

conforme descrito no parecer inicial.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Pendências apontadas no parecer inicial:

Endereço: Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14
 Bairro: VILA CLEMENTINO CEP: 04.023-061
 UF: SP Município: SAO PAULO
 Telefone: (11)5571-1062 Fax: (11)5539-7162 E-mail: secretaria.cepunifesp@gmail.com



Continuação do Parecer: 1.580.422

1) De acordo com a Resolução CNS 466/12 e Norma Operacional 1/2013: Somente serão apreciados protocolos de pesquisa lançados na Plataforma e que apresentarem toda a documentação solicitada, em Português, acompanhado dos originais em língua estrangeira, quando houver.

Favor traduzir para o português as cartas em língua estrangeira (não necessita ser juramentada). A carta apresentada do exterior é uma carta de ciência do estudo esclarecendo que foi realizado lá datada de 2013. O Estudo teve aprovação de um CEP local?? Anexar essa carta traduzida com data recente.

2) - Em relação ao orçamento: foi informado no formulário da plataforma brasil (Informações Básicas do Projeto) que o custo do projeto será de R\$ 118.179,00. Como este custo é relativamente alto, favor informar quem irá arcar com este custo.

3) O estudo foi classificado como da área temática especial com colaboração Internacional. Esclarecer se o estudo já foi todo realizado fora, apenas, apresentar os resultados como uma tese na Unifesp, não necessita de envio à CONEP. Excluir da área temática especial.

respostas: adequações realizadas.

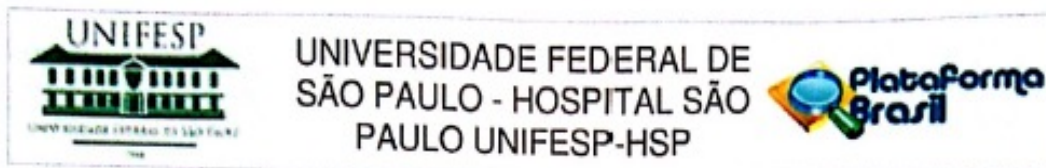
Considerações Finais a critério do CEP:

O CEP informa que a partir desta data de aprovação, é necessário o envio de relatórios parciais (anualmente), e o relatório final, quando do término do estudo.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_155697.pdf	10/06/2016 16:54:18		Aceito
Outros	RespostaP2.pdf	10/06/2016 16:50:31	Rene Jorge Abdalla	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRosto.pdf	10/06/2016 16:49:42	Rene Jorge Abdalla	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.doc	16/05/2016 10:06:05	Rene Jorge Abdalla	Aceito
Outros	Acelite.docx	16/05/2016 09:54:38	Rene Jorge Abdalla	Aceito
Outros	autorizacao.docx	16/05/2016 09:53:48	Rene Jorge Abdalla	Aceito
Outros	carta.pdf	16/05/2016	Rene Jorge Abdalla	Aceito

Endereço: Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14
 Bairro: VILA CLEMENTINO CEP: 04.023-061
 UF: SP Município: SAO PAULO
 Telefone: (11)5571-1062 Fax: (11)5539-7162 E-mail: secretaria.cepunifesp@gmail.com



Continuação do Parecer: 1.586.422

Outros	carta.pdf	09:52:05	Rene Jorge Abdalla	Aceito
--------	-----------	----------	--------------------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SÃO PAULO, 11 de Junho de 2016

[Handwritten Signature]

Assinado por:
Miguel Roberto Jorge
(Coordenador)

[Handwritten Signature]
 Dra. Marilene de Oliveira Franco
 Assessora Técnica Científica
 Comitê de Ética em Pesquisa
 C.E.P. UNIFESP/HSP

Endereço: Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14
 Bairro: VILA CLEMENTINO CEP: 04.023-061
 UF: SP Município: SAO PAULO
 Telefone: (11)5571-1062 Fax: (11)5539-7162 E-mail: secretaria.cepunifesp@gmail.com

Tabela – Dados coletados (em graus) para a rotação medial e lateral da tíbia após torque de rotação aplicado de 2,8Nm na tíbia.

Ângulo de Flexão	Intacto	Secção LCA	Bicruzada Incompleta		Bicruzada Completa	% Aumento		p
			BAL sec	BPM sec		BAL	BPM	
0°	G1 (n=6)	19,4 ± 2,4	21,9±3,3	23,1±3,2	22,7± 3,2	15,5±4,6		0,831
	G2 (n=6)	17,8 ± 3,8	19,8±3,8		20,0± 3,7	14,9±5,7		0,972
	Total (n=12)	18,6± 2,2	20,8±2,4	21,5±2,5	21,3±2,4	15,2±3,9		0,809
30°	G1 (n=6)	29,6± 1,1	32,8±2,2	32,9±2,3	31,5± 2,1	6,8±7,1		0,601
	G2 (n=6)	28,7± 2,7	30,8±3,2		31,2±3,1	6,3±5,1		0,931
	Total (n=12)	29,1± 1,4	31,8±1,9	32,0±1,9	30,8± 1,4	6,55±4,2		0,598
60°	G1 (n=6)	32,8± 2,2	32,1±2,3	34,2±2,9	33,6± 2,1	2,8±2,9		0,926
	G2 (n=6)	29,8± 3,0	30,4±3,7		31,4±3,5	8,4±2,5		0,956
	Total (n=12)	31,3± 1,8	31,2±2,1	32,8±2,2	32,9± 1,8	5,6±1,9		0,886
90°	G1 (n=6)	31,0± 2,7	30,4±3,0	32,1±2,9	35,4± 3,6	14,1±4,0		0,668
	G2 (n=6)	28,6± 3,5	28,7±3,5		29,9±3,5	19,1±3,1		0,686
	Total (n=12)	29,8± 2,1	29,5±2,2	31,0±2,2	34,6± 2,4	16,6±2,9		0,35

Valores são descritos com média ± erro padrão.

Legenda: sec.: seccionado; LCA: ligamento cruzado anterior; LCP: ligamento cruzado posterior BAL: banda anterolateral ; BPM: banda posteromedial.

Tabela – Dados coletados (em graus) para a rotação varo e valgo da tíbia após torque aplicado de 8,5Nm na tíbia.


Ângulo de Flexão	Intacto	Secção LCA	Bicruzada Incompleta		Bicruzada Completa	% Aumento		p	
			BAL sec	BPM sec		BAL	BPM		
0°	G1 (n=6)	7,4 ± 0,9	8,5±1,1	8,6±1,2	8,6± 1,1	17,0±4,7		0,823	
	G2 (n=6)	6,1± 1,2	7,1±1,3		7,3±1,5	7,1± 1,6	15,3±4,6		0,925
	Total (n=12)	6,7±0,7	7,8±0,8		7,9±0,9	7,9± 0,9	16,1±3,7		0,731
30°	G1 (n=6)	11,4± 1,0	12,1±1,3	12,5±1,3		12,5± 1,2	9,3±2,8		0,900
	G2 (n=6)	9,7± 1,0	10,0±1,0		10,4±1,0	10,5± 1,1	8,1±4,4		0,944
	Total (n=12)	10,5±0,7	11,1±0,9		11,5±0,9	11,5± 0,8	8,7±2,3		0,831
60°	G1 (n=6)	11,7± 1,3	12,7±1,4	13,3±1,5		13,8±1,4	19,3±5,1		0,729
	G2 (n=6)	11,4± 1,3	11,3±1,3		11,2±1,2	11,9±1,4	5,3±1,5		0,979
	Total (n=12)	11,5± 0,9	12,0±0,9		12,3±1,0	12,8±1,0	12,3±1,4		0,784
90°	G1 (n=6)	11,3±1,4	12,3±1,4	12,9±1,7		14,4±1,7	28,5±6,2		0,729
	G2 (n=6)	11,2±1,4	11,5±1,4		11,8±1,5	13,5±1,3	23,4±7,9		0,671
	Total (n=12)	11,3±1,0	11,9±0,9		12,3±1,1	14,0±1,0	25,9±5,4		0,284

Valores são descritos com média ± erro padrão.

Legenda: sec.: seccionado; LCA: ligamento cruzado anterior; LCP: ligamento cruzado posterior BAL: banda anterolateral ; BPM: banda posteromedial.



Bicruciate lesion biomechanics, Part 1—Diagnosis: translations over 15 mm at 90° of knee flexion are indicative of a complete tear

Rogério Teixeira de Carvalho^{1,2} · Carlos Eduardo Franciozi^{1,2,3}  · Yasuo Itami⁴ · Michelle H. McGarry⁵ · Sheila Jean McNeill Ingham^{1,3,6} · Rene Jorge Abdalla^{1,3} · James Eugene Tibone⁷ · Thay Q. Lee^{5,8}

Received: 2 February 2018 / Accepted: 1 June 2018

© European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery, Arthroscopy (ESSKA) 2018

Abstract

Purpose Understanding the pathomechanics of a bicruciate injury (BI) is critical for its correct diagnosis and treatment. The purpose of this biomechanical study aims to quantify the effects of sequential sectioning of the anterior cruciate ligament (ACL) and posterior cruciate ligament (PCL) bundles on knee laxity.

Methods Twelve cadaveric knees (six matched pairs) were used. Knee laxity measurements consisted of neutral tibial position, anterior–posterior translation, internal–external rotation, and varus–valgus angulation in different conditions: intact, ACL cut, incomplete BI (divided into two groups: anterolateral (AL) bundle intact or posteromedial (PM) bundle intact) and complete bicruciate tear. Data were collected using a Microscribe system at 0°, 30°, 60°, and 90° of knee flexion.

Results In comparison to the intact knees, incomplete BI and complete BI showed a significant increase of total antero-posterior tibial translation. The largest significant increase was observed at 90° of flexion after a complete bicruciate resection ($p < 0.001$). A threshold difference greater than 15 mm from the intact could be used to identify a complete BI from an incomplete BI evaluating the total antero-posterior translation at 90°. All sectioned states had significant increases compared with the intact condition in internal–external rotation and varus–valgus stability at all tested flexion angles.

Conclusion Both incomplete and complete BI led to an important AP translation instability at all angles; however, full extension was the most stable position at all injured models. Total antero-posterior translation at 90° of knee flexion over 15 mm, in comparison to the intact condition, was indicative of a complete BI. Since the appropriate assessment of a combined ACL and PCL lesion remains a challenge, this study intends to assist its diagnosis. As BI's main antero-posterior instability occurred at 90°, a total antero-posterior drawer test is proposed to evaluate BI in the clinical setting. Total antero-posterior translation at 90° > 15 mm, in comparison to the intact condition or the contra-lateral non-injured knee, can be used to identify a complete from an incomplete BI.

Keywords Bicruciate ligament injury · Anterior cruciate ligament · Posterior cruciate ligament · Biomechanics · Multi-ligament knee injury · Knee dislocation

Electronic supplementary material The online version of this article (<https://doi.org/10.1007/s00167-018-5011-6>) contains supplementary material, which is available to authorized users.

✉ Carlos Eduardo Franciozi
cacarlos66@hotmail.com

¹ Department of Orthopaedics and Traumatology, Escola Paulista de Medicina, Federal University of São Paulo, São Paulo, SP, Brazil

² Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP, Brazil

³ Knee Institute, Hospital do Coração (HCor), São Paulo, SP, Brazil

⁴ Department of Orthopedic Surgery, Osaka Medical College, Takatsuki, Japan

⁵ Orthopaedic Biomechanics Laboratory, Long Beach VA Healthcare System, Long Beach, CA, USA

⁶ A ACD, São Paulo, SP, Brazil

⁷ Department of Orthopaedic Surgery, Keck School of Medicine, University of Southern California, Los Angeles, CA, USA

⁸ Department of Orthopaedic Surgery, University of California at Irvine, Irvine, CA, USA



Bicruciate lesion biomechanics, Part 2—treatment using a simultaneous tensioning protocol: ACL fixation first is better than PCL fixation first to restore tibiofemoral orientation

Carlos Eduardo Franciozi^{1,2,3} · Rogério Teixeira de Carvalho^{1,3} · Yasuo Itami⁴ · Michelle H. McGarry⁵ · Sheila Jean McNeill Ingham^{1,2,6} · Rene Jorge Abdalla^{1,2} · James Eugene Tibone⁷ · Thay Q. Lee^{5,8}

Received: 2 February 2018 / Accepted: 21 September 2018

© European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery, Arthroscopy (ESSKA) 2018

Abstract

Purpose An uncommon technique for bicruciate ligament reconstruction involving simultaneous tensioning of the anterior cruciate ligament (ACL) and posterior cruciate ligament (PCL) grafts with ACL graft fixation first has been pointed out as superior to the “gold-standard” PCL graft fixation first. The purpose of this study was to compare tibiofemoral biomechanics between ACL fixation first and PCL fixation first in a simultaneous tensioning protocol for bicruciate ligament reconstruction.

Methods 12 fresh-frozen cadaveric knees (six matched pairs) were tested using a custom testing system. Neutral tibial position representing tibiofemoral orientation, anterior–posterior (AP) tibial translation, varus–valgus laxity, and internal–external rotation were measured using a Microscribe 3DLX at 0°, 30°, 60°, and 90° of knee flexion. The following knee conditions were evaluated: intact, bicruciate deficient and following bicruciate reconstruction. A simultaneous tensioning protocol was used for bicruciate reconstruction and PCL fixation first was compared to ACL fixation first. PCL graft fixation was always performed at 90° of flexion and ACL graft fixation was always performed at full extension.

Results ACL fixation first achieved a tibiofemoral orientation closer to the intact knee than PCL fixation first at 90° flexion (1.8 ± 1.6 mm versus 6.1 ± 3.2 mm, $p=0.016$). PCL fixation first had a larger decrease in AP translation than ACL fixation first at 30° flexion ($64.6 \pm 3.5\%$ vs. $58.3 \pm 2.4\%$, $p=0.01$). No significant differences were found for varus/valgus, external–internal rotation decrements after bicruciate reconstruction nor for AP translation, varus/valgus and internal/external rotation increase after bicruciate lesion comparing ACL fixation first to PCL fixation first.

Conclusion Bicruciate ligament reconstruction using a simultaneous tensioning protocol with ACL fixation first resulted in a closer to normal tibiofemoral orientation. This study will help guide surgeons in decision making for the graft tensioning protocol and fixation sequence in a bicruciate ligament reconstruction.

Level of evidence V therapeutic study.

Keywords Bicruciate ligament injury · ACL · Anterior cruciate ligament · PCL · Posterior cruciate ligament · Biomechanics · Translation · Varus–valgus · Tibial rotation · Ligament reconstruction · Multi-ligament knee injury · Knee dislocation · Knee laxity · Hyperextension

✉ Carlos Eduardo Franciozi
cacarlos66@hotmail.com

¹ Department of Orthopaedics and Traumatology, Escola Paulista de Medicina, Federal University of São Paulo, Rua Borges Lagoa, 783, 5th Floor, Vila Clementino, São Paulo, SP 04038-032, Brazil

² Knee Institute, Hospital do Coração (HCor), São Paulo, SP, Brazil

³ Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP, Brazil

⁴ Department of Orthopedic Surgery, Osaka Medical College, Takatsuki, Japan

⁵ Orthopaedic Biomechanics Laboratory, Long Beach VA Healthcare System, Long Beach, CA, USA

⁶ AACD, São Paulo, SP, Brazil

⁷ Department of Orthopaedic Surgery, Keck School of Medicine, University of Southern California, Los Angeles, CA, USA

⁸ Department of Orthopaedic Surgery, University of California at Irvine, Irvine, CA, USA



CERTIFICADO

CARLOS EDUARDO DA SILVEIRA FRANCIOZI

O trabalho: Bicruciate lesion biomechanics – diagnosis, recebeu o Prêmio Excelência em Cirurgia do Joelho na Categoria Oral: Joelho Esportivo, durante o 17º Congresso Brasileiro de Cirurgia do Joelho, tendo como autores: Carlos Eduardo da Silveira Franciozi, Rogerio Teixeira de Carvalho, Yasuo Itami, Michelle H. McGarry, Sheila Jean Mcneill Ingham, Rene Jorge Abdalla, James Eugene Tibone e Thay Q Lee.

Dr. Wagner Guimaraes Lemos
Presidente da Sociedade Brasileira de Cirurgia do Joelho

Rio de Janeiro, 14 de abril de 2018.

Dr. José Francisco Nunes
Presidente do Congresso

Realização

