

Sandra Umeda Sasaki

**Estudo biomecânico comparativo, em cadáveres,
da reconstrução do ligamento cruzado anterior do
joelho com técnica convencional e com túneis
duplos tibiais e femorais**

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

Área de concentração: Ortopedia e Traumatologia

Orientador: Dr. Roberto Freire da Mota e Albuquerque

São Paulo
2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Sasaki, Sandra Umeda

Estudo biomecânico comparativo, em cadáveres, da reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho com técnica convencional e com túneis duplos tibiais e femorais / Sandra Umeda Sasaki. -- São Paulo, 2007.

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

Área de concentração: Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: Roberto Freire da Mota e Albuquerque.

Descritores: 1.Ligamento cruzado anterior/cirurgia 2.Joelho/cirurgia 3.Técnicas
4.Estudo comparativo

USP/FM/SBD-121/07

DEDICATÓRIAS

Aos meus pais, Masahiro e Takeno, pelos ensinamentos sobre a vida e sobre a Medicina.

À minha irmã caçula, Soraia, por me mostrar o significado da “superação pessoal”.

Aos amigos, alicerces indispensáveis no recomeço que o período do Doutorado representou, e nessa nova fase de vida que se inicia....

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Roberto Freire da Mota e Albuquerque, pela orientação e trabalho em conjunto, contribuindo para minha evolução científica e profissional nestes três anos.

Ao Professores Doutores Tarcisio Elói Pessoa de Barros Filho e Arnaldo Valdir Zumiotti, Professores Titulares do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do HCFMUSP, pela oportunidade.

Ao Professor Doutor Olavo Pires de Camargo, Professor Titular do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do IOTHCFMUSP, pelo apoio junto à Comissão da pós-graduação.

Ao Professor Doutor Marco Martins Amatuzzi, Professor Emérito do IOTHCFMUSP, pelos ensinamentos, amizade e apoio profissional.

Aos Doutores Arnaldo José Hernandez, Alexandre Estevão Vamos Kokron e Arnaldo Amado Ferreira Neto, pelas críticas e sugestões na qualificação.

Ao Dr. Raul Bolliger Neto, co-responsável pelo Laboratório de Biomecânica, pelo apoio técnico.

Ao tecnólogo César Augusto Martins Pereira, pela força de vontade, dedicação de horas de trabalho e esclarecimentos técnicos.

À Sra. Elisabete Beatriz Martins, técnica do Laboratório de Artroscopia do IOTHCFMUSP, pela amizade, ajuda incondicional e profissionalismo.

À Sra. Jane Donini dos Santos Ferreira, secretária do Centro de Pesquisa e Treinamento do IOTHCFMUSP, pela ajuda na aula de defesa.

À Sra. Simone Jesus Rocha Alves, pela amizade, cuidado e ajuda nas tabelas e referências bibliográficas.

Aos estagiários do Laboratório de Artroscopia do IOTHCFMUSP, que contribuíram, cada um em sua passagem, com a realização deste projeto.

SUMÁRIO

Lista de Abreviaturas

Summary

Resumo

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Objetivos	5
1.2 Normas.....	6
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	7
2.1 Sobre a anatomia e biomecânica do LCA	8
2.2 Sobre a biomecânica e técnica da reconstrução do LCA.....	15
3. MÉTODOS.....	38
3.1 Material	39
3.2 A retirada e armazenamento das peças anatômicas	39
3.3 A preparação das peças	40
3.3.1 A formação dos grupos.....	41
3.4 A primeira artroscopia	42
3.5 Os Ensaios Biomecânicos.....	42
3.5.1 As etapas dos ensaios.....	47
3.6 A lesão	50
3.7 As Técnicas Cirúrgicas.....	50
3.7.1 Retirada do enxerto patelar	50
3.7.2 Reconstrução no GRUPO A	51
3.7.3 Reconstrução no GRUPO B	52
3.8 A Avaliação de dados.....	54
3.9 Metodologia Estatística	55
4. RESULTADOS.....	56
4.1 Médias de Deslocamento Anterior Máximo (DTAM), com joelhos a 30 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística	57

4.2	Médias de Deslocamento Anterior Máximo (DTAM), com joelhos a 60 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística	60
4.3	Médias de Deslocamento Anterior Máximo (DTAM), com joelhos a 90 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística).....	62
4.4	Rigidez Média (R), com joelhos a 30 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística	65
4.5	Rigidez Média (R), com joelhos a 60 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística	67
4.6	Rigidez Média (R), com joelhos a 90 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística	69
4.7	Médias de Rotação Interna Tibial com joelhos 30° nos grupos A e B, e sua análise estatística	71
4.8	Médias de Rotação Interna Tibial com joelhos 60° nos grupos A e B, e sua análise estatística	73
4.9	Médias de Rotação Interna Tibial com joelhos 90° de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística.....	75
5.	DISCUSSÃO.....	77
5.1	Sobre a Anatomia e Biomecânica do LCA	79
5.2	Sobre os testes biomecânicos.	80
5.3	Sobre o tema da reconstrução da dupla banda	85
5.4	Sobre a técnica de reconstrução da dupla banda.	86
5.4.1	Os enxertos	86
5.4.2	A quantidade de túneis	88
5.4.3	Sobre as dificuldades encontradas.....	89
5.5	Sobre os resultados	90
5.6	Sobre o futuro	91
6.	CONCLUSÕES.....	94
7.	ANEXOS.....	96
8.	REFERÊNCIAS	145

RESUMO

Sasaki SU. *Estudo biomecânico comparativo, em cadáveres, da reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho com técnica convencional e com túneis duplos tibiais e femorais* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2007. 157p.

OBJETIVO: comparar a técnica de reconstrução convencional do LCA com enxerto patelar e feixe único com a técnica com enxerto patelar bipartido e quatro túneis ósseos, através de um estudo experimental biomecânico em joelhos de cadáveres com testes pareados, sem variação na quantidade de enxerto utilizada em ambas as técnicas. **INTRODUÇÃO:** As lesões do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho são comuns principalmente na prática esportiva, e o tratamento cirúrgico de reconstrução com o uso de enxertos autólogos, pelos bons resultados alcançados, um consenso na literatura mundial. As controvérsias ficam por conta das variações que podem apresentar a técnica deste procedimento, na busca constante pelo aperfeiçoamento da mesma. Uma delas encontra-se na troca da tradicional reconstrução de feixe único do LCA pela reconstrução dos dois feixes, visando uma maior semelhança com a anatomia do LCA original. Recentemente a tendência nesta técnica é pela passagem dos enxertos por dois túneis femorais e dois túneis tibiais. **MÉTODOS:** Nosso estudo foi realizado em joelhos de cadáveres (18 joelhos de 9 cadáveres), todos do sexo masculino, com idade variando entre 44 e 63 anos. Estas peças foram divididas aleatoriamente, sempre em pares, nos grupos A, de joelhos operados com a técnica de reconstrução do LCA com único feixe, e grupo B, de joelhos operados com a técnica de reconstrução com duplo feixe e quatro túneis ósseos. Cada espécime foi submetido a testes biomecânicos nas condições LCA íntegro, lesado e operado, com registro de dados de Deslocamento Anterior Máximo (DTAM), Rigidez Média (R) e Rotação Tibial Interna Passiva (RIT), sob força de 100N de deslocamento tibial horizontal, a 30°, 60° e 90° de flexão dos joelhos. **RESULTADOS:** Não houve diferenças significativas, pelo método de Análise de Variância de grupos, entre as duas técnicas tanto para medidas de DTAM em 30° (p=0,47), 60° (p=0,59), 90° (p=0,27); como para R em 30° (p=0,93), 60° (p=0,97), 90° (p=0,45); e RIT em 30° (p= 0,59), 60° (p=0,67) e 90° (p=0,74). **CONCLUSÕES:** Em nosso estudo, a técnica de reconstrução dos dois feixes do LCA com enxerto patelar e quatro túneis tem comportamento biomecânico semelhante ao da reconstrução do LCA com enxerto patelar de feixe único, sob os aspectos de deslocamento anterior tibial, rigidez e rotação tibial passiva, durante o movimento de deslocamento anterior tibial com força constante

SUMMARY

Sasaki SU. *An In Vitro biomechanical comparison study of anterior cruciate ligament reconstruction: single bundle versus anatomical double bundle techniques* [thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2007. 157p.

PURPOSES: Test an anatomical double bundle reconstruction technique with a longitudinally split bone-patellar tendon-bone graft through double femoral and tibial tunnels and biomechanically compare it to conventional single bundle reconstruction with the same total amount of bone-patellar tendon-bone graft in a paired experimental cadaver study. **INTRODUCTION:** Anterior Cruciate Ligament ruptures are frequent especially in sports practice. Surgical reconstruction with autologous grafts widely employed in international literature. Controversies remain in respect to technique variations as continuous research for improvement takes place. One these are the anatomical double bundle techniques instead of conventional single bundle (antero-medial bundle) technique. More recently there is a tendency of positioning of the two bundles through double tunnel technique in the femur and the tibia. **METHODS:** Nine pairs of male cadaver knees, age ranging from 44 to 63 years were randomized into 2 groups, (A) single bundle reconstruction and (B) anatomical double bundle reconstruction through double femoral and double tibial tunnels. Each knee was biomechanically tested in 3 conditions: intact ACL, sectioned ACL and reconstructed ACL. Maximum anterior dislocation, rigidity and passive internal tibia rotation were recorded with the knee submitted to a 100N horizontal anterior dislocation force applied to the tibia with the knee in 30°, 60° and 90° of flexion. **RESULTS:** There were no differences between the two techniques for any of the measurements. **CONCLUSIONS:** The technique of anatomical double bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament with bone-patellar tendon-bone graft has a similar biomechanical behavior in regard to anterior tibial dislocation, rigidity and passive internal tibial rotation.

1. INTRODUÇÃO

As lesões do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) são freqüentes na faixa etária dos indivíduos jovens, principalmente quando associadas à prática de esportes. Na ortopedia atual, a abordagem mais freqüente no tratamento destas lesões é a reconstrução cirúrgica intra-articular por via artroscópica com enxerto autólogo e túneis únicos na tíbia e no fêmur. Esta técnica preconiza a precisão do posicionamento dos túneis e a isometricidade do enxerto como fatores essenciais na estabilização do joelho e reproduz um dos feixes do LCA. Por outro lado, existe um consenso na literatura atual de que o ligamento Cruzado Anterior é uma estrutura de anatomia peculiar com pelo menos dois feixes (Girgis, 1975; Reinman e Jackson, 1987; Arnoczky, 1988; Norwood e Cross, 1979; Amis e Dawkins, 1991; Steckel, 2006), com comportamento mecânico e funcional distintos: o póstero-lateral (PL) e o ântero-medial (AM). Na reconstrução convencional, apenas o feixe AM é reproduzido, por apresentar um comportamento mais próximo do isométrico (Clancy, 1983; Arms et al., 1984; Hoogland e Hilten, 1984; Amis e Dawkins, 1991; Friedman e Feagin, 1994; Sakane et al., 1997). Logo, no tratamento cirúrgico convencional atual de lesões do LCA, reproduz-se apenas parte da anatomia e função originais deste ligamento.

Diante desta questão, surgem na literatura mundial publicações que sugerem a reconstrução dos dois feixes do LCA com as mais variadas

técnicas e avaliações, buscando reproduzir mais fidedignamente a estrutura do LCA nativo, buscando um refinamento da técnica convencional e um aumento de sua eficácia.

Em 1999, Muneta et al. realizam 62 reconstruções com duplo feixe de enxertos dos tendões dos músculos flexores do joelho (semitendíneo e grácil). Seguidos por Hara e col. em 2000, que confirmam a integração dos enxertos através de imagens de Ressonância Magnética, que mostravam orientações distintas dos dois feixes no pós-operatório. Em 2001, Hamada e col. comparam os resultados da reconstrução de um único feixe com duplo feixe em 160 pacientes, não encontrando diferenças entre as duas técnicas na análise clínica e de deslocamento anterior, medido pelo KT-1000. Mais recentemente, Takeuchi e col., em 2002 e Marcacci e col., em 2003, demonstram técnicas de reconstrução do duplo feixe com um único túnel tibial e femoral. Estes são todos estudos realizados “in vivo”, muitas vezes sem possibilidade de comparação objetiva com a técnica convencional com feixe único. Encontramos algumas exceções como Albuquerque (1999) e, dois anos depois, Mae et al. (2001), que realizam testes biomecânicos de deslocamento tibial comparativos entre as duas técnicas (feixe único e feixe duplo) com dois túneis femorais e um túnel único tibial, chegando a conclusões conflitantes: o primeiro, a similaridade entre os dois tipos de reconstrução, utilizando o enxerto quadricipital bipartido e o segundo, uma maior estabilidade da técnica do duplo feixe, utilizando enxertos do músculos flexores semitendíneo e grácil.

Mais recentemente, algumas publicações, com grupo controle e seguimento clínico de pacientes, também trouxeram resultados

controversos na comparação da técnica de reconstrução com feixe único e duplo feixe: Adachi et al. (2004) não encontram vantagens num seguimento de 32 meses, já Yasuda et al. (2004 e 2006) apresentam resultados superiores em reconstruções com dupla banda, duplo túnel tibial e femoral em 24 meses de seguimento.

Os questionamentos estendem-se inclusive a detalhes técnicos da reconstrução do duplo feixe, como a quantidade de enxerto e o número de túneis ideal para passagem dos enxertos, levantados em 1999, por Edwards e col., que comparam “in vitro” a rigidez do enxerto de tendões flexores (semitendíneo e grácil) em reconstruções com túneis simples e duplos, e acabam por questionar a eficácia da técnica do enxerto duplo. Estes autores observaram uma melhora da estabilidade apenas em graus de flexão maiores que 30 graus, atribuída a um maior volume de enxerto e não a uma reprodução do feixe PL; assim como uma similaridade ao comportamento biomecânico do LCA, só observada em reconstruções com quatro túneis.

Outros autores encontram vantagens na reconstrução com quatro túneis também denominada “reconstrução anatômica”, como Mott em 1982, pioneiro na descrição desta técnica, passando por Muneta (1999), Franceschi (2002), Ishibashi (2005), Fu e Starman (2006), Zelle et al. (2006), que, ao final de uma revisão extensa das publicações sobre o assunto, declaram sua ampla preferência pela confecção dos quatro túneis. Finalmente, em um estudo clínico, Yasuda (2006) demonstra a superioridade da reconstrução da dupla banda e quatro túneis em relação a reconstrução com banda única. Esta última não apresentou diferenças significativas em relação à reconstrução com dupla banda e três túneis (um tibial e dois femorais).

Na tentativa de seguir esta linha de pesquisa e contribuir com a resolução de algumas das questões levantadas em relação à reconstrução da dupla banda do LCA, realizamos o presente estudo experimental. Desenvolvemos, em cadáveres, uma técnica artroscópica de reconstrução com reprodução anatômica das duas bandas do LCA, utilizando enxertos obtidos da divisão ao meio de enxerto de ligamento patelar, passados por dois túneis tibiais e dois túneis femorais. Em seguida, através de ensaios biomecânicos pareados, comparamos com a técnica convencional de reconstrução do LCA com enxerto patelar e feixe único. Nestes ensaios foram registrados e comparados os dados de Deslocamento Anterior Tibial Máximo (DTAM) em milímetros, Rigidez Média à translação anterior da tibia (R) em Newtons por milímetro e Rotação Interna Tibial Passiva (RIT), associada ao deslocamento anterior, em graus. Logo, buscamos uma análise objetiva e quantitativa das duas técnicas, com a exclusão de uma possível influência da quantidade de enxerto nos resultados comparativos, assim como a reconstrução com a reprodução exata da anatomia do LCA original.

1.1 Objetivos

Comparação biomecânica da técnica de reconstrução dos dois feixes do LCA com enxerto do ligamento patelar bipartido e quatro túneis ósseos com a técnica convencional com enxerto de ligamento patelar.

1.2 Normas

- **Referências:** International Committee of Medical Journals Editors- ICMJE do grupo de Vancouver - Requisitos Uniformes para os manuscritos apresentados a revistas biomédicas, 1979.
- **Abreviaturas de Periódicos:** “List of Journal Indexed in Index Medicus” (1992).
- **Estrutura e apresentação:** segue Cunha, A.C.; Freddi, M.J.A.L.; Crestabs, M.F.; Aragão, M.S.; Cardoso, S.C. e Vilhena, V. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. 2005. Serviço da Biblioteca e Documentação da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
- **Terminologia anatômica:** NOMINA ANATÔMICA (1980) do XI Congresso Internacional de Anatomia, México, 1980.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Sobre a anatomia e biomecânica do LCA

Hey Grooves (1920) reporta o aumento de tensão do LCA no movimento de extensão da articulação do joelho em um trabalho em que descreve as lesões dos ligamentos cruzados e a conduta cirúrgica no tratamento das mesmas.

Brantigan e Voshell (1941) realizam um extenso estudo anatômico em cadáveres onde diferenciam as fibras anteriores e posteriores do LCA com ações distintas durante o movimento articular.

Girgis et al. (1975) estudam 44 joelhos de cadáveres e registram a geometria do LCA e sua relação com os a arquitetura óssea do joelho, assim como a variação de tensão deste ligamento com a articulação em várias posições, observam que a secção seletiva do LCA resulta e um aumento da gaveta anterior em flexão e extensão, da rotação externa e da rotação interna em flexão e da hiperextensão. Descrevem as bandas AM e PL, sendo a primeira, a principal responsável pelo aumento da gaveta anterior e rotação interna em flexão quando lesada e a segunda, pelo aumento da translação anterior tibial e da rotação externa/interna próximo a extensão total.

Hsieh e Walker (1976) testam oito joelhos de cadáveres com e sem carga no eixo axial, nos aspectos de deslocamento ântero-posterior e rotacional sob valores específicos de força cíclica e torque rotacional com mensuração das medidas de frouxidão. Concluem serem as estruturas ligamentares, capsulares e meniscais mais importantes na estabilidade do joelho sem carga. Assim como os fatores extrínsecos como musculatura e gravidade, redutores de frouxidão, e a conformação das superfícies condilares femorais e tibiais, na estabilidade do joelho sob carga axial. Já a lesão isolada do LCA proporciona um aumento da translação tibial anterior mesmo sobre carga compressiva (semelhante ao peso de um corpo), o que não ocorre com o Ligamento Cruzado Posterior e a gaveta posterior.

Hughston et.al. (1976) baseados nos achados clínicos e cirúrgicos de sessenta e oito joelhos com lesões agudas do compartimento medial e ligamentos cruzados, apresentam uma terminologia e classificação simplificada das instabilidades do joelho: lineares, rotatórias e rotatórias combinadas. Afirmam que a ruptura do LCA não é a causa primária de aumento da gaveta anterior e que este sinal é mais consistente em associação com lesões dos ligamentos capsulares mediais e ligamento oblíquo.

Hughston et al. (1976) prosseguem com a classificação das instabilidades dos ligamentos cruzados, relacionadas ao compartimento lateral do joelho. Com base nos achados cirúrgicos de oitenta e nove

pacientes operados por lesões agudas e crônicas do compartimento lateral do joelho, demonstram a importância da associação com lesões dos ligamentos cruzados.

Markolf et al. (1976) avaliam joelhos de trinta e cinco cadáveres em testes manuais com mensuração de forças de deslocamento e angulação resultantes de movimentos de varo e valgo, torção tibial e deslocamento horizontal. Foram encontradas diferenças mínimas na frouxidão de joelhos de um mesmo cadáver com média de 1.1 graus de varo e valgo, 2.8 graus de rotação e 1.5mm de deslocamento horizontal posterior. A resposta de todas as peças a cargas progressivas foi não-linear, refletindo uma rigidez crescente. Com os joelhos em extensão total, a rigidez é máxima e a frouxidão mínima. O registro de maior perda de estabilidade (aumento de frouxidão e diminuição de rigidez) no eixo horizontal, após secção isolada ligamentar do LCA, foi registrada próxima a extensão e em flexão de 90° após secção do LCP.

Markolf et al. (1978) examinam vinte e oito homens e vinte e uma mulheres sem história de lesões prévias nos joelhos, utilizando um novo aparato de testes biomecânicos capaz de registrar a rigidez, frouxidão, deslocamento e força. Os testes foram realizados no eixo horizontal, assim como na angulação de varo e valgo durante exame manual dos joelhos com a musculatura contraída e relaxada. Os resultados mostram aumento da rigidez e diminuição da frouxidão durante contração muscular voluntária e não

mostram diferenças nos joelhos de um mesmo paciente e entre os sexos feminino e masculino. Seguindo padrões de variáveis semelhantes aos testes de cadáveres, com exceção de uma menor rigidez absoluta de translação ântero-posterior *in vivo*, creditada a forças de tração muscular sob o fêmur.

Norwood et al. (1979) avaliam a anatomia do LCA e o comportamento funcional de suas bandas em instabilidades rotatórias em 18 joelhos provenientes de amputações de membro inferior. O LCA foi observado em extremos de flexão e extensão e em condições que simulam o joelho com carga axial, sem carga e após produção artificial de instabilidades rotatórias. Os resultados demonstram que o LCA é um estabilizador estático secundário de instabilidades rotacionais, que a banda AM contribui na estabilidade ântero-lateral, a banda intermediária na estabilidade ântero-medial e a banda PL na estabilidade pósterio-lateral. Afirmam que a presença das diferentes bandas do LCA e suas funções específicas devem ser consideradas nas reconstruções e substituições do LCA.

Butler et al. (1980) apresentam uma série de testes biomecânicos na articulação do joelho em peças anatômicas de cadáveres, submetidas a testes de deslocamento da tíbia anterior e posterior em 30° e 90° de flexão sob força crescente de deslocamento, com LCA e LCP intactos e após secção seriada dos mesmos. Introduzem, a partir de suas observações, os conceitos de estabilizadores primários e secundários do joelho, destacam o LCA como estabilizador primário da gaveta anterior com 85% da força de

resistência a este movimento em 90° de flexão e 87% em 30° de flexão. Enfatizam que esta função só é totalmente evidente sob cargas funcionais de “stress” (440N em 90° e 333N em 30°) e que no exame clínico (45-50N), o sinal da gaveta anterior pode ser hipomensurada por influência de estabilizadores secundários íntegros.

Welsh (1980) descreve o LCA como fascículos únicos e extensos com diferentes porções tensionadas ao longo da movimentação articular do joelho.

Fukubayashi et al. (1982) testam a translação anterior e posterior dos joelhos de nove cadáveres com flexão de 0° a 90° num aparato biomecânico “especial” com movimento de translação, rotação e torque tibiais. Nos joelhos intactos, observam um aumento de torque e rotação interna diante da aplicação de força de deslocamento anterior e um aumento do deslocamento horizontal ântero-posterior tibial de 30%, quando a rotação tibial é liberada. Nos joelhos com LCA seccionado, notam um aumento de mais de 2 vezes na translação anterior tibial (principalmente em 30° de flexão), além de uma ausência do movimento de rotação interna passiva. Concluem que os ligamentos cruzados são os principais restritores ao deslocamento no eixo horizontal e os responsáveis pela rotação associada a este movimento.

Arnoczky (1983) identifica a estrutura anatômica do ligamento cruzado anterior e sua correlação com a função articular do joelho. Este ligamento é descrito como estrutura multifascicular cujas inserções tibiais

e femorais estão diretamente relacionadas com sua função de estabilizador articular e cuja vascularização tem como principal protagonista a artéria genicular média.

Cabaud (1983) faz uma discussão sobre a biomecânica do LCA através de uma revisão de artigos combinada a uma análise crítica dos dados obtidos em seus dois trabalhos prévios. Conclui que o principal papel do LCA é a resistência à translação anterior da tibia em relação ao fêmur, além da importante função de resistência à rotação interna da tibia. Afirmam que fibras posteriores do LCA estão alongadas (mais tensas) em extensão, e nesta posição, mais suscetíveis a lesões; enquanto as fibras anteriores, tensas em flexão, são as primeiras a serem lesadas nos joelhos fletidos.

Odensten e Gillquist (1985) estudam 33 joelhos de cadáveres, medindo o comprimento do LCA e isometricidade de suas inserções ósseas, sugerindo alguns princípios para a reconstrução cirúrgica deste ligamento. Não encontram evidências macroscópicas ou microscópicas das subdivisões do LCA.

Gollehon et al. (1987) avaliam as propriedades estáticas de dezessete joelhos de cadáveres submetidos a lesões seletivas do ligamento colateral lateral, complexo do ligamento poplíteo arqueado, LCA e LCP. Observam que a aplicação de torque de rotação interna não resulta em aumento da

rotação tibial após secção do LCA, presente apenas quando há lesão associada das estruturas do complexo póstero-lateral.

Reinman e Jackson (1987) analisam os joelhos com LCA lesados em um capítulo de descrição anatômica deste ligamento e reafirmam a presença das bandas AM e PL como requisito para funcionalidade do joelho.

Arnoczky e Warren (1988) descrevem a anatomia dos ligamentos cruzados e correlacionam a existência das bandas AM tensa em flexão e PL tensa em extensão, à função estabilizadora do LCA em diversos graus de flexão do joelho.

Amis e Dawkins.(1991) identificam em 27 joelhos de cadáveres três bandas funcionais do LCA: AM, intermediária e PL, afirmam que nenhuma das fibras destas bandas são isométricas. A banda PL está tensa em extensão contribuindo para o sinal de Lachman positivo, quando lesada, e a banda AM, em flexão, contribuindo para o aumento da gaveta anterior quando lesada, em um padrão diretamente relacionado à estabilidade articular nestas posições e onde a rotação tibial não tem influência. Os autores sugerem que o ponto isométrico, objetivo das cirurgias de reconstrução do LCA encontra-se anterior e superior à origem femoral da banda intermediária.

Ahmed et al. (1992) avaliam as tensões geradas em bandas distintas dos principais ligamentos do joelho (em 40 a 90 graus de flexão) quando

submetidas a carga ântero-posterior com a tibia pré - rodada e pré - transladada anteriormente. Os resultados indicam que a resistência à translação anterior, principalmente da banda AM aumenta significativamente com a tibia pré-rodada internamente, mas discretamente com a pré-rotação externa; e quando a tibia é pré-transladada anteriormente e pré-rodada internamente, a resistência observada na banda AM diminui. Logo, concluem que a resposta do LCA a movimentos combinados não pode ser definida por uma simples somação de respostas específicas de suas bandas a movimentos isolados.

2.2 Sobre a biomecânica e técnica da reconstrução do LCA

Clancy et al (1982) operam cinquenta pacientes com lesões de LCA crônicas, descrevendo em detalhes a técnica de reconstrução intra-articular do LCA com enxerto de ligamento patelar, enfatizando a isometricidade da localização dos túneis ósseos. Apresentam 60% de resultados excelentes, 34% bons, 2% regulares e 4% de insucessos, estes últimos decorrentes de dor e não de instabilidade.

Scott e Schosheim (1982) realizam a reconstrução intra-articular do LCA com uma transferência da banda iliotibial em 65 pacientes e relatam cerca de 95% de “excelentes e bons” resultados pelo método de Kennedy com seguimento de um ano.

Mott (1982) descreve a reconstrução anatômica do LCA com semitendíneo utilizando dois túneis femorais e tibiais e reprodução das duas bandas, pela primeira vez como opção de reconstrução e não como “augmentation” ou alternativa para tratamento de lesões crônicas apenas.

Andrews e Sanders (1982) operam 62 pacientes com lesão do LCA e instabilidade ânterolateral rotatória em 31 lesões agudas e 31 crônicas, através de uma técnica chamada de “mini-reconstrução”, realizada com dois feixes de trato iliotibial e cujas fixações femorais e tibiais coincidem com as inserções das bandas AM e PL . Os autores apresentam 94% de resultados aceitáveis objetivos e 91% subjetivos em um seguimento mínimo de dois anos após as operações.

Johnson et al. (1983) avaliam o pós-operatório de 87 pacientes submetidos a reconstrução do LCA com o terço medial do ligamento patelar como enxerto examinados com uma média de 7,9 anos após o ato operatório. Os resultados mostram 71% dos pacientes satisfeitos e 69% de excelentes e bons resultados por critério subjetivo funcional, somente 11 dos 27 resultados insatisfatórios se deviam a completa falha do enxerto.

Sandberg e Balkfors (1988) realizam 112 reconstruções em pacientes com lesões crônicas do LCA com enxerto de ligamento patelar, 89 pacientes foram reavaliados 5 anos após o procedimento e 80% estavam satisfeitos , mas a maioria não havia retornado para atividades esportivas de esforço, os

melhores resultados foram observados em indivíduos com atividades comuns do dia a dia.

Harter et al. (1988) comparam os resultados subjetivos e objetivos de 51 pacientes submetidos a reconstrução do LCA após uma média de 4 anos após a operação numa avaliação pareada com o lado normal contralateral. Na análise estatística concluem que não há correlação significativa entre a percepção dos pacientes e os resultados objetivos.

Zaricznyj (1983) avalia a reconstrução do LCA de 14 pacientes com enxerto duplo de semitendíneo colocados através de um túnel no fêmur e dois túneis na tíbia buscando a reprodução das duas bandas do LCA nativo. O período de seguimento foi de 30 a 60 meses. Onze pacientes apresentam teste de Lachman negativo e nenhum apresenta teste de “pivot shift” ao exame físico. Todos puderam retornar as suas atividades ocupacionais, oito para atividades recreativas esportivas e um para o futebol profissional. Na avaliação subjetiva simples, encontram 12 resultados excelentes e bons e dois ruins.

Holmes et al. (1991) comparam três tipos de reconstrução intra-articular do LCA em um estudo retrospectivo com um seguimento mínimo de cinco anos. Um total de 55 pacientes com lesões crônicas e 10 com lesões agudas. Dos pacientes com lesões crônicas, 27 foram submetidos a reconstrução com uso de enxerto patelar e 28 com enxerto de semitendíneo.

Nos 10 pacientes com lesão aguda do LCA todas as operações foram realizadas com enxerto do semitendíneo. Os autores concluem que a técnica de reconstrução com enxerto patelar é superior ao uso do enxerto do semitendíneo em lesões crônicas, e que os resultados são mais otimistas para a segunda técnica, em casos de lesões agudas.

Chao et al. (1992) analisam em um estudo em cadáveres o efeito biomecânico da variação da aplicação de carga distribuída em dois segmentos do enxerto de LCA, e na interface enxerto-femoral destes segmentos. Os dois segmentos são constituídos por um enxerto patelar e um enxerto artificial, a força total recebida por cada enxerto, a distribuição de cargas e a frouxidão de translação ântero-posterior em diversos graus de flexão dos joelhos foram medidos. Concluem que estes parâmetros são dependentes da variação dos locais de inserção femoral dos enxertos diante da aplicação de carga uniforme no sentido ântero-posterior.

Jonhson et al. (1992) fazem uma revisão dos conceitos e atualidades no tratamento da lesão do LCA e questionam a reprodução da biomecânica normal do LCA nas reconstruções intra-articulares que reproduzem apenas o feixe AM e não trazem uma isometricidade perfeita, assim como um tensionamento do enxerto semelhante ao LCA original.

Amatuzzi et al. (1993) comparam a resistência à tração de várias técnicas de fixação do enxerto patelar, avaliando a sua resistência máxima.

Concluem não haver diferenças entre a fixação com fio de aço n.2 e poliéster trançado n.5, nem entre a fixação convencional com parafusos corticais e os parafusos de interferência. Preconizam o uso de dois furos na parte óssea do conjunto enxerto-osso como ideal.

Hefti et al. (1993) descrevem o sistema de avaliação da articulação do joelho lesado e operado criado pelo IKDC (International Knee Documentation Committee) em 1987, discutindo suas vantagens em relação a outros sistemas publicados, destacando sua simplicidade e imparcialidade. Este método adota como padrão de exame ligamentar, testes de translação ântero-posterior com joelho 25° a 70° de flexão, considerando normal uma variação de até 5 mm em relação ao padrão ao membro sadio.

Aglietti et al. (1994) comparam a reconstrução do LCA com enxerto patelar com a reconstrução com enxerto quádruplo de semitendíneo e gracilis realizadas em 60 pacientes com lesões de LCA crônicas. Na avaliação subjetiva de sintomas pós-operatórios após 28 meses não houve diferença entre as técnicas, mas 80% dos pacientes com enxerto patelar retornaram às atividades esportivas contra 43% dos pacientes com enxerto de tendões flexores. Logo, os autores recomendam o uso do ligamento patelar como doador do enxerto, deixando os flexores para casos especiais.

Albuquerque (1994) avalia a fixação do enxerto patelar, quanto a sua resistência máxima à tração axial, constatando que essa independe do fio

usado (aço n.2 ou poliéster trançado n.5), ou do uso de dois ou três fios no conjunto de tendão e osso.

Daniel et al. (1994) seguem 292 pacientes com hemartrose do joelho aguda por 64 meses, sendo que 236 evoluem com instabilidade: 45 pacientes são submetidos a reconstrução do LCA com 90 dias de lesão (21 com enxerto de semitendíneo, 5 com transferência de banda iliotibial com segmento ósseo e 19 com enxerto de ligamento patelar “over the top”) e 48 pacientes com mais de 90 dias de lesão (3 com banda iliotibial com segmento ósseo, 22 com enxerto de ligamento patelar, 7 com enxerto de semitendíneo, 11 com enxerto patelar e duplo túnel e 5 com outros procedimentos). Os pacientes foram divididos em quatro grupos: I) estabilidade aguda, sem reconstrução, II) instabilidade aguda, sem reconstrução, III) reconstrução precoce, IV) reconstrução tardia. Nenhum paciente trocou de ocupação após a lesão e respectivo tratamento, o tempo e o nível de atividade esportiva diminuíram em todos os grupos, radiografias de pacientes com lesões meniscais associadas mostraram uma maior incidência de sinais de artrose, assim como as radiografias de pacientes com joelhos submetidos a reconstrução do LCA.

Radford et al. (1994) avaliam a evolução de 3 tipos de reconstrução do LCA em ovelhas: banda única com túnel femoral, “over the top” e dupla banda com duplo túnel tibial e femoral com implantes artificiais. Nenhum método de reconstrução trouxe estabilidade semelhante aos joelhos íntegros

e a reconstrução com dupla banda trouxe uma maior incidência de degeneração articular (principalmente nos pontos de stress na interface dos implantes com os túneis ósseos). Os autores concluem que a reconstrução com dupla banda não é recomendada pelos resultados do experimento.

Morgan et al.(1995) testam os efeitos do nível de fixação do enxerto patelar na reconstrução do LCA na tibia. Concluem que quanto mais próxima do ponto isométrico tibial, ou seja, da origem do túnel tibial estiver a fixação, maior a estabilidade da reconstrução.

Vergis e Gillquist (1995) apresentam uma revisão de literatura procurando identificar os principais fatores causais das complicações nas reconstruções do LCA: intercondiloplastia inapropriada, posicionamento dos túneis, pré-tensionamento inadequado do enxerto, fixação insuficiente, dificuldades na retirada do enxerto e erros na reabilitação.

Markolf et al. (1996) testam 19 joelhos frescos de cadáveres quanto à resistência de translação ântero-posterior tibial com aplicação de 200N de carga em diversos graus de flexão, em rotação neutra, interna e externa em três condições: LCA íntegro, LCA reconstruído com enxerto patelar tensionado com aproximadamente 30N a 30° de flexão, e LCA reconstruído com enxerto patelar tensionado com uma sobrecarga de cerca de 45 N. Os resultados mostraram que com a tibia em rotação externa e interna a força gerada no LCA pela anteriorização forçada da tibia era significativamente

menor que na rotação neutra a 20, 30 e 45 graus de flexão e que a sobrecarga no tensionamento do enxerto diminuiu o deslocamento anterior tibial a 30° de flexão sem interferir no momento de extensão total do joelhos. Logo, o exame ideal para o teste do LCA é a translação anterior tibial forçada com o joelho a 30 graus e rotação neutra e supertensionamento do enxerto patelar é preferível a uma falta de tensão para eficiência deste tipo de reconstrução.

Markolf et al. (1996) seguem com a análise biomecânica de joelhos reconstruídos com enxerto patelar e avaliaram mais dezessete joelhos de cadáveres incluindo a análise sob torque rotacional interno e externo de 10 N/m em carga anterior de 100N. Observam durante a extensão passiva, as forças no enxerto foram sempre superiores às forças sofridas pelo LCA intacto e que a sobrecarga no pré-tensionamento do enxerto aumentou a força suportada por este em todos os graus de flexão, assim como não houve mudanças na média de rotação tibial após a colocação do enxerto supertensionado, mas a rotação tibial na extensão passiva não foi observada. Logo, para restauração da estabilidade, o supertensionamento do enxerto patelar é muitas vezes necessário, e sobrecargas como a de rotação interna em extensão trazem, ao joelho reconstruído, um stress não observado no LCA íntegro, ditando alguns cuidados no pós-operatório.

Andersen e Dyre-Poulsen (1997) analisam 14 joelhos de cadáveres sob carga rotacional de 6 N em 10,30,50,70 e 90 grau de flexão em

joelhos com LCA intacto e reconstruídos com enxertos artificiais. Os autores observam um aumento da rotação externa/interna em 10 e 30 graus de flexão após lesão do LCA, e que mesmo valores mínimos de tensionamento dos enxertos levam a restrição de movimento rotacional em graus menores de flexão.

Frank e Jackson (1997) fazem uma extensa revisão de literatura e discutem os conceitos e diretrizes clínicas no tratamento das lesões do LCA.

Mommersteg et al. (1997) desenvolvem um novo método de avaliação da contribuição na estabilização articular das bandas dos ligamentos do joelho em diferentes amplitudes de flexão desta articulação em cinco passos. Observam em resultados preliminares que a resistência das fibras ligamentares de cada banda é extremamente sensível a variações de ângulos de flexão, que para ambos os ligamentos cruzados existe uma tendência de transferência de carga das fibras posteriores para as fibras localizadas mais anteriormente com o aumento da flexão do joelho e que em alguns graus de flexão as forças resultantes na articulação são suportadas por apenas algumas fibras. Os autores concluem a partir destas observações que a distribuição de carga em múltiplas bandas dos ligamentos dos joelhos é importante para compreensão dos mecanismos de lesão ligamentar e que o sucesso das reconstruções ligamentares não seja obtido com a confecção de uma única banda.

Sakane et al.(1997) medem as alterações das forças “ in situ” nas bandas AM e PL de nove joelhos de cadáveres em resposta a carga anterior de 22 a 110N em vários graus de flexão (0° a 90°). Os autores afirmam que para restauração adequada das forças “in situ” atuantes no LCA original, as reconstruções devem levar em conta o papel da banda PL complementar a banda AM.

Bach et al (1998) seguem o resultado da reconstrução artroscópica do LCA em 97 pacientes com enxerto de ligamento patelar e parafusos de interferência com um seguimento de 5 a 9 anos após as operações e concluem que este tipo de operação proporciona resultados bons e duráveis neste período de seguimento.

Beynon e Amis (1998) propõem uma padronização dos protocolos de testes do comportamento biomecânico dos ligamentos cruzados do joelho intacto e após reconstrução, através de uma revisão de publicações prévias. Descreve os sistemas de coordenadas para análise dos movimentos do joelho no plano tridimensional, enfatiza o uso do estudo em modelos de cadáveres humanos, com as técnicas apropriadas de seleção, captação, estocagem e preparação para os testes dos mesmos. Analisam os estudos de flexibilidade e rigidez através do uso de mecanismos adequados de carga (máximo de 150N anterior e posterior) e deslocamento, dando destaque aos testes no eixo de deslocamento horizontal.

Sernet et al. (1998) estudam os protocolos de avaliação de 527 pacientes submetidos a operações de reconstrução artroscópica do LCA com enxerto de ligamento patelar e parafusos de interferência e seguidos por uma mediana de 38 meses, concluem que o sistema IKDC é o de maior correlação com os testes funcionais e com as avaliações subjetivas dos pacientes.

Albuquerque (1999) compara biomecanicamente a reconstrução do LCA em 20 joelhos de 10 cadáveres em ensaios pareados com dois grupos: único feixe versus duplo feixe (dois túneis femorais e um tibial) de enxerto quadriciptal. O autor não encontra diferenças no deslocamento anterior e rigidez entre os dois grupos.

Edwards et al. (1999) avaliam a tensão nas bandas AM e PL do ligamento cruzado anterior de dezessete joelhos de cadáveres e comparam com a tensão nas duas bandas de enxertos de tendões flexores utilizados em reconstruções com duas bandas (túnel simples femoral e tibial, túnel simples tibial e duplo femoral, dois túneis tibiais e um femoral e duplo túnel tibial e femoral). A banda AM do LCA nativo encurta de 0 a 30 graus de flexão e se alonga até 120 graus e a banda PL encurta de 0 a 120 graus. Nos resultados, apenas a medida das tensões das bandas do enxerto da reconstrução com duplo túnel femoral e tibial se assimila a do LCA nativo depois dos 30 graus de flexão do joelho. Concluem que as reconstruções com duas bandas de tendões flexores com túneis simples femorais e/ou tibiais não reproduzem a complexidade do LCA original.

Getelman e Friedman (1999) discutem os fatores causais e as diretrizes nas revisões de reconstruções do LCA, enfatizam o mau posicionamento dos túneis, intercondiloplastia inadequada, pré-tensionamento impróprio ou quantidade insuficiente de enxerto como 77% das causas de operações de revisão.

Guillquist e Messner (1999) estudam a correlação da gonartrose e lesões do joelho, encontram um aumento de 15 a 20% de incidência de gonartrose em joelhos com LCA deficiente ou lesão meniscal; 50 a 70% dos pacientes apresentam alguma alteração radiográfica compatível com gonartrose em 15 a 20 anos.

Muneta et al. (1999) realizam a reconstrução do LCA com dupla banda de enxerto de semitendíneo fixado com dois “endobuttons” no fêmur e fixação “em poste” com parafusos na tíbia, dois túneis tibiais e dois femorais. Foram operados 62 pacientes submetidos a uma reabilitação agressiva, seguidos por no mínimo 24 meses. Os autores concluem ser a técnica da dupla banda superior a reconstrução com banda única (realizada em pacientes que foram submetidas ao mesmo protocolo de reabilitação e que mostraram uma frouxidão residual).

Giron et al. (1999) testam a eficácia do posicionamento do túnel femoral em 30 joelhos de cadáveres através de três técnicas: de fora para dentro no fêmur, através do portal medial e através do túnel tibial.

Concluem que uma localização profunda o suficiente do túnel femoral é possível com as três técnicas e a utilização das mesmas depende da escolha pessoal do cirurgião.

Hara et al.(2000) desenvolvem uma nova técnica de reconstrução do LCA com dupla banda usando uma combinação de enxerto patelar para banda AM e semitendíneo para banda PL via artroscópica. O enxerto patelar é locado na posição convencional e o enxerto de semitendíneo passado pelo mesmo túnel tibial e “over the top” no fêmur. Os autores creditam a esta nova técnica uma maior durabilidade e indicação em cirurgias de revisão com uma perda óssea extensa na tibia.

Kubo et al. (2000) colocam em prática a técnica da dupla banda como descrita por Hara et al. em 14 pacientes, observando um retorno de 100% a atividades esportivas, praticadas previamente às lesões, em uma média de 8,1 meses.

Hamada et al. (2001) comparam a evolução de dois anos da reconstrução do LCA com única banda versus dupla banda com enxerto de flexores em volumes variáveis em um estudo não-randomizado de 160 pacientes com insuficiência crônica do LCA. Concluem que ambas as técnicas são eficientes em promover a estabilidade anterior do joelho e que não há diferenças nos resultados subjetivos.

Howell et al. (2001) concluem através de um estudo clínico que um ângulo menor ou igual a 75° do túnel tibial no plano coronal em relação a linha média da tibia proporciona uma maior resistência ao deslocamento tibial anterior e menor perda de amplitude de flexão.

Mae et al (2001) testam sete joelhos de cadáveres quanto ao deslocamento tibial em vários graus de flexão sob carga de 100N nas condições LCA intacto, LCA reconstruído com única banda de enxerto quádruplo de tendões flexores e LCA reconstruído com dupla banda e dois túneis femorais com a mesma quantidade de enxerto. Verificam que a estabilidade na dupla banda com duplo túnel femoral é maior, assim como a rotação passiva nos dois tipos de reconstrução, em relação aos joelhos íntegros, mas não diferem entre si.

Yunes et al. (2001) concluem em uma meta análise, cujo objetivo era o de comparar a evolução das reconstruções do LCA com enxerto patelar e com enxerto de tendões flexores, ambas as técnicas apresentam bons resultados. Mas, que o enxerto patelar propicia o retorno a atividades físicas em melhores níveis de atividade e maior estabilidade estática.

Franceschi et al. (2002) propõe uma técnica de reconstrução artroscópica do LCA utilizando enxerto de tendões flexores em dupla banda passadas por quatro túneis realizada em 92 pacientes. Trinta pacientes

foram reavaliados num período de seguimento de seis meses após as operações, mostraram 86% de bons e excelentes resultados pelo IKDC.

Sávio et al. (2002) testam 12 joelhos de cadáveres jovens (média de idade de 37+/- 13 anos) quanto à translação anterior tibial sob 134N em 0, 15, 30 e 90 graus de flexão e sob carga combinada rotacional de 10N de valgo e 10N de rotação interna, a 15 e 30 graus de flexão. Os joelhos foram testados nas condições LCA íntegro, LCA lesado e LCA reconstruído com enxerto de flexores quádruplo e em seguida com enxerto de ligamento patelar. Os resultados mostraram que ambos os tipos de reconstrução restauraram a estabilidade do LCA íntegro sob carga tibial anterior, com discreta vantagem para o ligamento patelar em relação aos flexores (com exceção dos 90° de flexão), mas não foram capazes de restaurar a estabilidade anterior sob cargas combinadas rotacionais.

Takeuchi et al. (2002) sugerem e demonstram uma técnica de reconstrução da dupla banda com enxertos de tendões flexores reforçados por blocos ósseos em suas extremidades, utilizam um túnel na tíbia e um túnel no fêmur.

Yagi et al. (2002) submetem 10 joelhos de cadáveres a cargas externas e os analisam quanto ao comportamento biomecânico sob 134N de carga anterior tibial, 5N de rotação interna tibial e 10N de valgo nas condições LCA intacto, lesado, reconstruído com uma banda e com duas

bandas e dois túneis femorais com enxerto de tendões flexores. Concluem que a reconstrução com dupla banda e duplo túnel femoral apresenta comportamento biomecânico mais próximo do LCA intacto, especialmente sob carga rotatória.

Freedman et al. (2003) avaliam publicações de janeiro de 1966 a maio de 2000 com seguimento pós-operatório mínimo de 24 meses na MEDLINE database (meta análise) e concluem que a reconstrução do LCA com enxerto patelar apresenta uma menor incidência de “afrouxamento”, melhor estabilidade, maior satisfação dos pacientes e maior incidência de dor anterior no joelho do que as reconstruções com enxerto de flexores.

Marcacci et al. (2003) descrevem uma técnica de reconstrução da dupla banda do LCA com enxerto único de tendões flexores passados através de único túnel na tibia e a “cavaleiro” pelo côndilo femoral lateral, o que suprime a necessidade de fixação do enxerto no fêmur em uma banda tibial.

Sasaki (2003) testa através de ensaios biomecânicos em 20 joelhos de cadáveres a eficiência de duas técnicas de reinserção da avulsão óssea do LCP na tibia: artroscópica com amarrilho e convencional com parafuso e via aberta. Conclui serem as duas técnicas semelhantes.

Adachi et al. (2004) operam 108 pacientes com instabilidade unilateral do joelho associada à lesão do LCA em um estudo prospectivo e

randomizado para reconstruções artroscópicas do LCA, utilizando banda única ou dupla com tendões flexores em quantidades variadas de enxerto e no caso da dupla banda sempre com o segmento mais largo para a banda PL. Estes dois grupos de pacientes foram seguidos por 32 meses e não apresentaram diferenças subjetivas ou na artrometria com KT-2000.

Bellier et al. (2004) demonstram uma técnica de reconstrução do LCA com dois túneis tibiais e dois túneis femorais com enxertos de semitendíneo e gracilis.

Harner (2004) questiona em um editorial as vantagens e desvantagens da utilização das técnicas de reconstrução da dupla banda do LCA em relação aos procedimentos clássicos de reconstrução da banda única.

Karchin et al. (2004) testam 10 joelhos de cadáveres submetidos a reconstrução do LCA com enxertos duplos de boi com pré-tensionamento variando de 25 a 275N e testes de translação anterior com cargas de 0 a 225N. Concluem que o pré-tensionamento necessário para uma reconstrução de alta rigidez é cerca de três vezes maior que para uma reconstrução de baixa rigidez, e que a primeira técnica é preferível para manutenção da estabilidade pós-operatória de uma reconstrução do LCA.

Maradei (2004) estuda a influência da quantidade de enxerto na reconstrução do LCP com lesão isolada. Conclui que o aumento da

espessura do enxerto melhora significativamente a estabilidade, e que a divisão do enxerto para reconstruir os dois feixes, piora a estabilidade da reconstrução a 60 e 90° de flexão do joelho.

Nicholas et al.(2004) avaliam os efeitos de diferentes cargas de tensionamento inicial do enxerto de ligamento patelar em reconstruções artroscópicas em 49 pacientes seguidos por 20 meses em um estudo randomizado duplo-cego. Os autores concluíram que uma tensão de 45 N no enxerto de ligamento patelar no momento da cirurgia não é suficiente para restauração da estabilidade articular em comparação com um tensionamento de 90N.

Sbihi et al. (2004) operaram e avaliaram 16 joelhos de cadáveres randomizados para utilização da técnica de reconstrução com enxerto quádruplo de flexores com banda única ou dupla banda com enxerto duplo para cada feixe, dois túneis tibiais e dois túneis femorais. Foi constatada uma maior frouxidão da reconstrução com banda única apenas em 20 graus de flexão, não sendo observada tal diferença a 60 e 90 graus de flexão.

Yasuda et al. (2004) desenvolvem e avaliam uma técnica de reconstrução “anatômica” do LCA com quatro túneis primeiramente em oito joelhos de cadáveres e posteriormente em uma série de 57 casos seguidos por 24 meses. A técnica apresentou resultados superiores em relação ao mesmo protocolo de reabilitação agressivo utilizado em séries

de pacientes antigas dos autores submetidos a reconstrução com banda única de tendões flexores.

Caborn et al. (2005) descrevem uma nova técnica de reconstrução das duas bandas do LCA com enxerto de tendão do músculo tibial anterior duplo dividido em dois feixes passados através de um túnel tibial e um túnel femoral e individualizadas nos mesmos pelos parafusos de interferência passados entre os dois feixes de enxerto, determinando assim a banda AM e PL.

Goldblat et al.(2005) comparam a eficácia das reconstruções do LCA com o uso de enxerto patelar com o enxerto duplo de tendões flexores em uma metanálise em publicações da MEDLINE database de 1966 a 2003. Concluem que as reconstruções com enxerto patelar proporciona resultados com maior estabilidade, e o enxerto de flexores menor incidência de complicações fêmoro-patelaes, dor e perda de amplitude de extensão.

Hara et al. (2005) descrevem uma nova técnica de reconstrução artroscópica das duas bandas do LCA usando um portal pósteromedial acessório para confecção do túnel tibial para a banda PL. A técnica utiliza dois túneis femorais e um tibial para passagem do enxerto de semitendíneo para banda AM e gracilis para banda PL.

Ishibashi et al. (2005) realizam em 32 pacientes reconstruções com dupla banda de tendões flexores e quatro túneis ósseos através do sistema

de navegação “OrthoPilot”. A avaliação intra-operatória do protocolo incluiu o posicionamento dos túneis, deslocamento ântero-posterior e rotação tibial antes da fixação dos enxertos, após a fixação de cada banda e após a fixação das duas bandas em diversos graus de flexão dos joelhos. Os autores recomendam a reconstrução com dupla banda.

Prodromos et al. (2005) concluem em uma metanálise que os enxertos quádruplos de tendões flexores fixados com Endobutton no fêmur oferecem uma melhor estabilidade do que as reconstruções com enxerto patelar.

Biau et al. (2006) avaliam em uma metanálise publicações de cinco fontes de pesquisa comparando as reconstruções do LCA com enxerto patelar e enxerto de flexores. Concluem que são significantes as evidências de uma menor morbidade dos enxertos de tendões flexores, assim como são fracas as evidências de uma maior estabilidade das reconstruções com enxerto patelar.

Denti et al. (2006) comparam a reconstrução com enxerto de ligamento patelar com a reconstrução com enxerto duplo de semitendíneo em um estudo prospectivo em pacientes seguidos por 1 a 2 anos, encontram uma estabilidade anterior satisfatória para as duas técnicas, com discreta vantagem para o enxerto patelar.

Fu e Starman (2006) demonstram uma técnica artroscópica de reconstrução das duas bandas do ACL com 4 túneis e enxerto de tibial anterior ou posterior. Os autores utilizam um portal ântero-medial acessório para introdução da ótica para confecção do túnel femoral da banda PL

Kilger et al. (2006) realizam uma osteotomia valgizante em cunha tibial em 10 joelhos de cadáveres seguida por uma reconstrução do LCA com duas bandas (dois túneis femorais e um túnel tibial), avaliando a cinemática dos joelhos sob cargas de deslocamento anterior da tibia e cargas rotatórias combinadas, assim como as forças “in situ” das bandas do LCA antes e após a reconstrução. Concluem que a osteotomia valgizante pode levar a uma sobrecarga da banda PL na reconstrução da dupla banda do LCA, podendo predispor a falhas em tal técnica.

Martelli et al. (2006) validam um novo protocolo de navegação para cirurgia de reconstrução do LCA com banda simples e banda dupla em trêsjoelhos de cadáveres, que possibilita uma avaliação intra-operatória da reconstrução, cinemática e identificação de uma eventual frouxidão residual.

Miura et al. (2006) testam sob carga anterior e rotatória combinada 10 joelhos de cadáveres com LCA íntegro, lesado e reconstruído com dupla banda com tensionamento dos enxertos em diferentes graus de flexão para avaliação do efeito de um supertensionamento dos mesmos. Os resultados mostram que a fixação do enxerto em 30 graus sobrecarrega a banda PL e a 60 e/ou 0 graus a banda AM.

Muneta et al. (2006) comparam as técnicas de reconstrução do LCA com banda única e dupla banda com enxerto quádruplo de semitendíneo em um estudo retrospectivo com pacientes operados entre 1992 e 1996. Os autores não encontram diferenças entre as duas técnicas baseados no IKDC, Lysholm e análise subjetiva, mas encontram diferenças no teste de Lachman e KT-1000 com discreta vantagem para a dupla banda.

Shino et al. (2006) mensuram forças de tensão nos enxertos das duas bandas da reconstrução do LCA “anatômica” de 11 pacientes pré tensionadas a 20 graus de flexão e testadas sob carga anterior de 134N de 0 a 90 graus de flexão, observam que as forças de tensão geradas nas bandas AM e PL foram semelhantes a do LCA intacto sob tais condições de reconstrução com semitendíneo.

Zelle et al. (2006) apresentam uma revisão de literatura sobre a reconstrução com dupla banda do LCA e declaram a sua preferência pela técnica com dois túneis femorais e dois túneis tibiais e enxerto duplo de tendão de tibial anterior.

Yasuda et al. (2006) comparam 3 diferentes técnicas de reconstrução do LCA com tendões flexores em um estudo tipo coorte prospectivo comparativo com seguimento de 2 anos. Setenta e dois pacientes foram divididos de forma randomizada em três grupos: S (banda única), N-AD (reconstrução não anatômica da dupla banda com um túnel

tibial e dois túneis femorais) e AD (reconstrução anatômica da dupla banda com dois túneis femorais e dois túneis tibiais). Os autores concluem que o grupo AD apresentou uma estabilidade anterior significativamente maior em relação ao grupo S, não apresentando diferenças significativas em relação ao grupo N-AD.

3. MÉTODOS

3.1 Material

Foram utilizados 10 cadáveres do Serviço de Verificação de Óbitos da Capital (SVO), sendo que 1 par foi descartado, pois o joelho direito deste par apresentou, à artroscopia inicial, sinais de uma fratura intra-articular prévia. Logo, foram avaliados um total de 18 joelhos de 9 cadáveres. Todos os cadáveres eram do sexo masculino, com média de idade ao falecimento de 52,3 anos, variando de 44 a 63 anos. Quanto à cor da pele: quatro eram brancos e cinco eram pardos.

3.2 A retirada e armazenamento das peças anatômicas

Antes da retirada das peças, fez-se uma seleção dos cadáveres, onde seriam excluídos aqueles com morte por doenças infecto-contagiosas ou portadores de doenças degenerativas ósteoarticulares, aqueles com indícios visíveis de traumatismo nos membros inferiores, e aqueles que apresentassem algum tipo de lesão de ligamentos ou meniscos, à inspeção artroscópica, realizada previamente aos ensaios. Sempre que fosse necessária a exclusão de um joelho, o seu par também seria descartado.

A retirada das peças foi executada após aprovação dos órgãos competentes e da data do óbito até a captação das mesmas, respeitou-se o período mínimo para reclamação de corpos determinado pelo SVOC: três a cinco dias.

A captação foi realizada através de incisão longitudinal anterior mediana de pele, seguida de dissecação roma entre os planos subcutâneo e muscular, procurando conservar as estruturas ligamentares da região. Para extração completa, a musculatura foi seccionada transversalmente, o fêmur serrado a 20 cm proximais e a tibia a 30 cm distais da interlinha articular. As peças foram devidamente identificadas, acondicionadas em sacos plásticos opacos e enviadas ao Laboratório de Artroscopia do IOTHCFMUSP, onde foram congeladas e armazenadas a -20°C (Markolf et al., 1976; Fukubayashi et al., 1982; Gollehon et al. 1987; Burns et al., 1995; Markolf et al., 1996; Pearsall et al., 1996; Andersen e Dyre-Poulsen, 1997; Beynnon e Amis e Race e Amis, 1998; Harner et al., 2000), sendo descongeladas a temperatura ambiente e umedecidas em solução fisiológica isotônica de NaCl a 0,9% (Galloway et al, 1996; Beynnon e Amis, 1998; Harner et al., 2000) cerca de 12 horas antes dos procedimentos.

3.3 A preparação das peças

Após o descongelamento, cada peça era dissecada, de forma a retirar as partes moles ao redor do coto femoral (10 cm proximais) e do coto tibial (15cm distais), tomando cuidado para não retirar as estruturas ligamentares,

que foram todas preservadas. A fíbula proximal foi mantida, inclusive os ligamentos da cabeça da fíbula e a membrana interóssea associada ao segmento fibular osteotomizado. A fíbula foi fixada à tibia, com o objetivo de restabelecer a estabilidade normal da membrana interóssea, seguindo os trabalhos de Butler et al. (1980), Beynnon e Amis (1988), Race e Amis (1998), Albuquerque(1999), Kokron (2000), Sasaki (2003) e Maradei (2004) , com parafuso cortical de 4,5mm.

No caso da diáfise tibial fez-se necessário o alongamento da mesma para encaixe perfeito na Máquina de Ensaio Biomecânicos através da utilização de um seguimento de tubo de PVC de cerca de 45cm de comprimento fixado à diáfise tibial por meio de cimento acrílico 2horas antes dos ensaios.

Em seguida as peças eram envolvidas em compressas umedecidas com solução fisiológica a 0,9%.

3.3.1 A formação dos grupos

Para que se pudesse fazer a análise comparativa entre as duas técnicas de reconstrução, todas as peças anatômicas foram divididas em dois grupos denominados A (reconstrução de um único feixe) e B (reconstrução do duplo feixe com dois túneis no fêmur e dois túneis na tibia). A distribuição nos grupos foi feita de forma em que sempre um joelho de cada par fosse colocado aleatoriamente em um dos dois grupos. Ou seja, a comparação entre as duas técnicas se fez de forma pareada, onde sempre um joelho de um cadáver foi avaliado em relação ao par contralateral do mesmo cadáver.

3.4 A primeira artroscopia

Todas as peças foram submetidas a uma artroscopia inicial para se descartar lesões ligamentares, meniscais ou ósseas que, quando encontradas, levaram à exclusão do joelho acometido e de seu par contralateral. Utilizamos os portais súpero-medial para infusão de água corrente e distensão da cápsula articular; ântero-medial, para introdução do instrumental de palpação e o "ântero-lateral, para introdução da ótica de 30° de angulação. Realizou-se a inspeção sistemática da articulação iniciando pela bolsa suprapatelar e articulação fêmoro-patelar, seguindo pelo recesso lateral, recesso medial, compartimento medial, região intercondiliana e ligamentos cruzado anterior e posterior, e finalmente o compartimento lateral.

Após esta etapa, os joelhos foram encaminhados ao Laboratório de Biomecânica para os primeiros ensaios.

3.5 Os Ensaios Biomecânicos

Os ensaios biomecânicos foram realizados no Laboratório de Biomecânica LIM41 do IOTHCFMUSP na Máquina Universal de Ensaios Mecânicos Kratos K5002 dotada de célula de carga MM-100kgf e junta universal, interligada a um sistema computadorizado, no qual foram captados e armazenados os dados de Deslocamento Tibial Anterior Máximo (DTAM) em milímetros, Rigidez Média (R) em Newtons por milímetro e Rotação

Interna Tibial Associada (RIT) em graus, sendo que estes últimos foram adquiridos de forma visual com registro da rotação inicial inicial e final através do uso da graduação em graus no cilindro tibial (foto 01) . À máquina, foi acoplado um dispositivo de garras cilíndricas nas quais foram fixadas, por meio de parafusos, a diáfise do fêmur e o conjunto diáfise tibial e tubo de PVC e cimento dos joelhos. A avaliação biomecânica baseou-se principalmente em trabalhos prévios realizados no próprio LIM41 (Albuquerque, 1999; Kokron, 2000; Sasaki, 2003 e Maradei, 2004) e em estudos biomecânicos de avaliação da reconstrução ligamentares (Beynnon e Amis, 1998; Galloway et al., 1996; Pearsall et al., 1996; Markolf et al., 1997).

O dispositivo de fixação das peças à Máquina de Ensaio consistia de duas garras metálicas cilíndricas, com oito parafusos em cada uma, distribuídos ao redor e ao longo dos cilindros através de orifícios. Através destes parafusos, dispostos perpendicularmente ao eixo de cada osso, fixaram-se as diáfises e metáfises de tibia e fêmur de cada peça às garras, respeitando as inserções capsulares e ligamentares de cada joelho. Em seguida as garras eram anexadas a Máquina de Ensaio com o cuidado em se fixar a diáfise tibial em uma posição de rotação neutra a cada novo teste, para evitar influências de rotação externa ou interna (Butler et al., 1980). O fêmur foi fixado à célula de carga responsável pela aplicação da força e a tibia no eixo horizontal. A superfície anterior tibial ficava assim direcionada para baixo. Este dispositivo foi projetado para que existisse movimento de rotação livre, deslocamento horizontal, varo e valgo tibiais, e o controle da angulação de flexo-extensão dos joelhos durante os ensaios (foto 02).



Foto 01- Dispositivo de fixação tibial com graduação em graus da rotação.

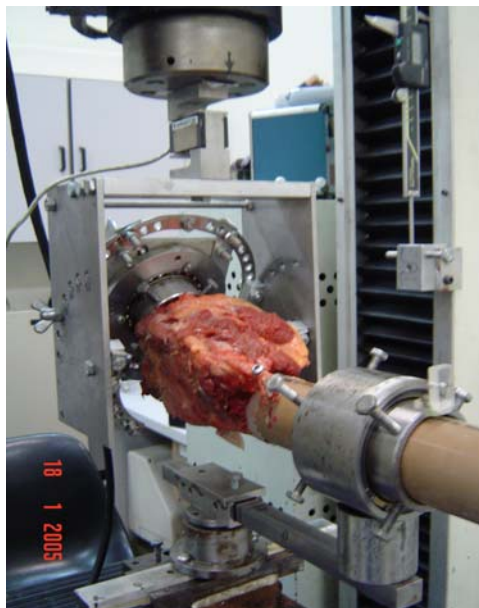
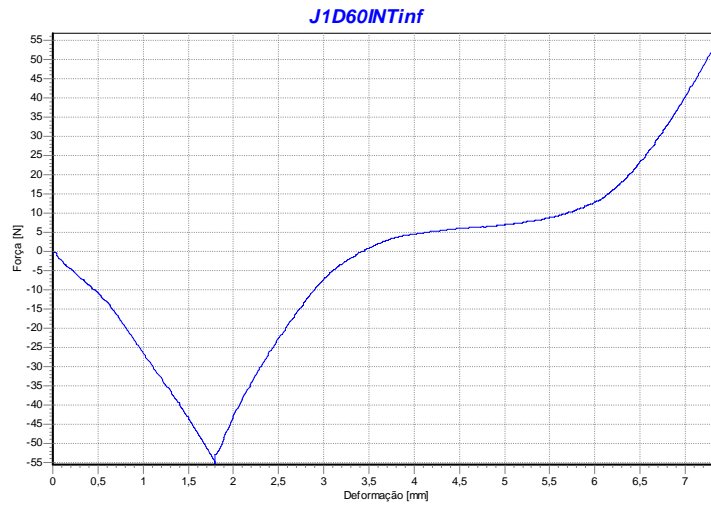
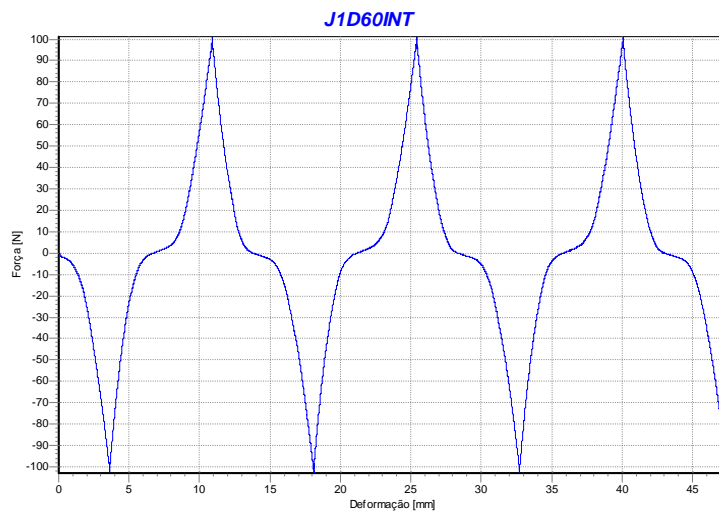


Foto 02- Aspecto da peça anatômica posicionada na máquina de testes biomecânicos.

Todas as peças foram submetidas a três tipos de testes de deslocamento anterior tibial em relação ao fêmur: joelho íntegro, joelho operado e joelho lesado (após retirada dos enxertos), em três angulações (30°, 60° e 90° de flexão) sob três ciclos de repetição, onde foram registrados os dados de DTAM, R e RIT sob movimento uniforme e carga de 100N com velocidade de 20mm/min. Em todos os ensaios realizou-se um pré-ajuste da posição inicial do registro de dados através da execução de um ciclo curto de 50N de gaveta posterior e anterior com registro de força de tração inicial e final através de um paquímetro acoplado a célula de carga para que se determinasse o ponto de inflexão exato da curva de força X deslocamento e se pudesse determinar o exato “ponto zero” entre as gavetas anterior e posterior (gráfico 01). Sempre no início dos três ciclos, programou-se a máquina para realizar um ciclo de deslocamento posterior da tíbia com mesma carga e somente depois iniciar o ciclo da gaveta anterior, para garantir que o “ponto zero” pré-determinado fosse atingido para início da gaveta anterior (gráfico 02).

Gráfico 01- Ciclo para determinação do “ponto zero”**Gráfico 02-
Curva de Força X Deslocamento do
Joelho íntegro a 60°**

3.5.1 As etapas dos ensaios

Os ensaios de cada par de joelhos descongelados foram realizados ao longo de um dia, não necessitando de um novo congelamento das peças.

A sequência das etapas dos ensaios foi sempre a mesma (esquema 01). Cada joelho, após a artroscopia inicial, era fixado ao dispositivo de garras femoral e tibial e submetido ao teste do “joelho íntegro”. Em seguida, retirado da máquina, levado ao Laboratório de Artroscopia, onde o LCA era lesado e o joelho submetido à cirurgia de seu respectivo grupo com uma das duas técnicas. O espécime retornava ao Laboratório de Biomecânica onde era recolocado na máquina para os testes do “joelho operado” (gráfico 03). Então, retiravam-se os enxertos e os testes do “joelho lesado” (gráfico 04) finalizavam os ensaios. O dispositivo de garras não foi removido em nenhum momento entre os testes, inclusive durante o ato operatório convencional e o artroscópico, o que poderia gerar interferências nas medidas da Máquina de Ensaio, devido à falta de precisão na recolocação do dispositivo.

Gráfico 03- Curva de Força X Deformação do joelho operado

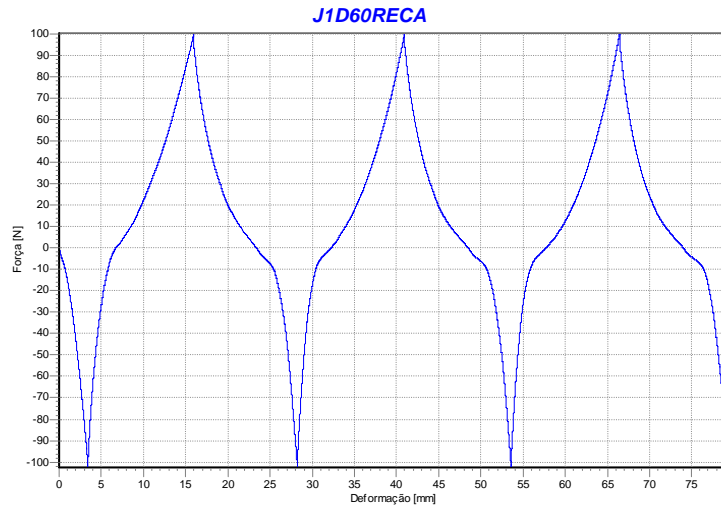
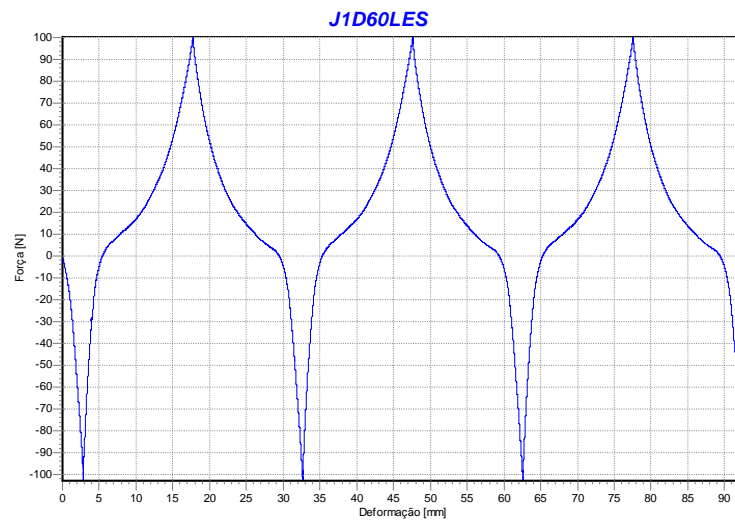
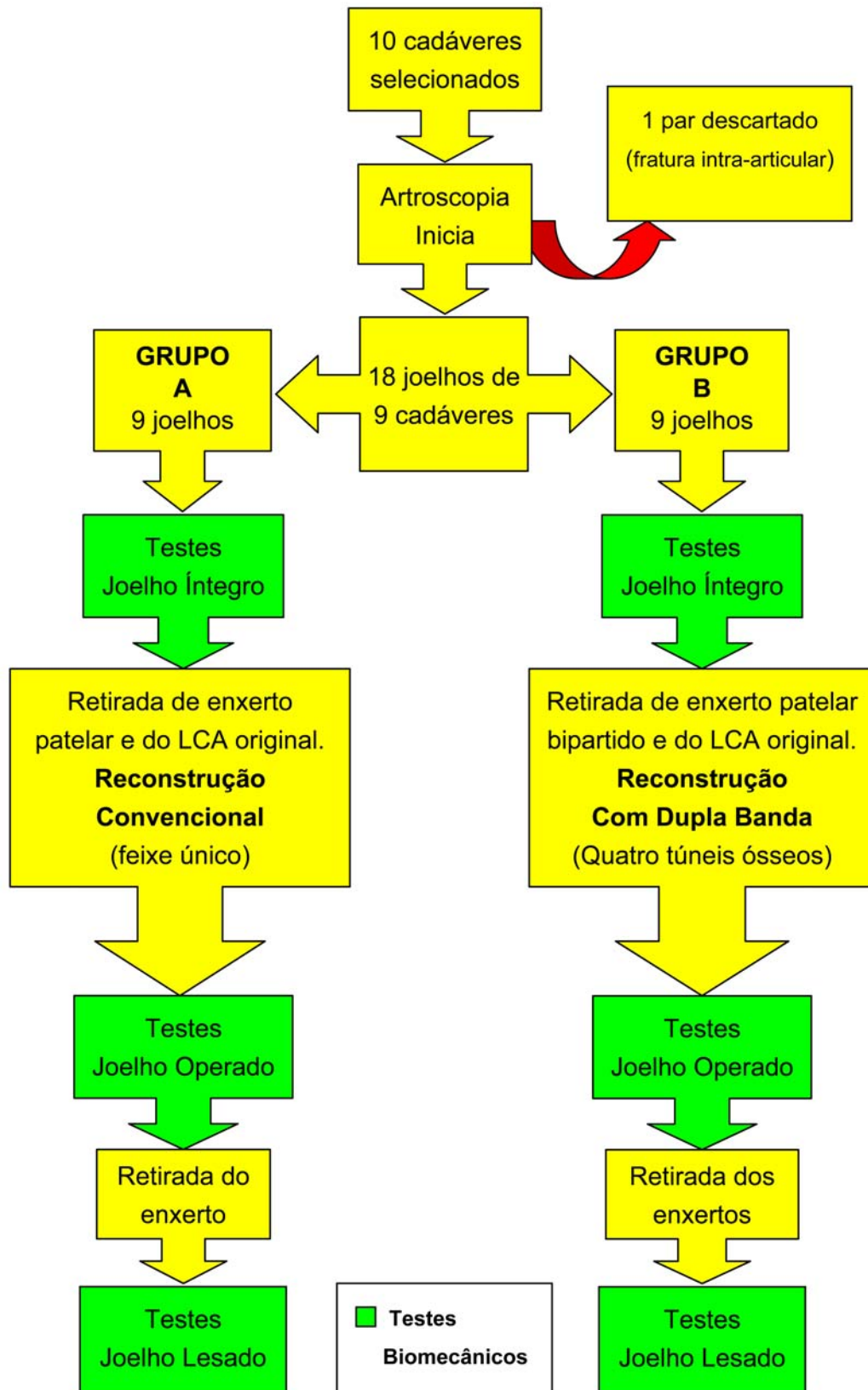


Gráfico 04- Curva de Força X Deformação do joelho lesado



Esquema 01: Organograma dos Ensaios

3.6 A lesão

Após os testes do joelho íntegro, as peças foram reencaminhadas ao Laboratório de Artroscopia do IOTHCFMUSP, onde foram submetidas a uma segunda artroscopia para que se pudesse retirar o Ligamento Cruzado Anterior, através da secção do mesmo com tesoura do instrumental artroscópico e limpeza do resto de suas fibras através do “shaver” conectado a aspirador de sucção. Em seguida os joelhos foram submetidos aos procedimentos de reconstrução do LCA.

3.7 As Técnicas Cirúrgicas

3.7.1 Retirada do enxerto patelar

Através de uma incisão longitudinal no peritendão, acessamos o ligamento patelar, de cujo terço central retiramos o enxerto patelar com 2,5cm de comprimento nos segmentos ósseos, e 1cm de largura e 1cm de espessura em toda sua extensão. Nos enxertos do grupo A foram mantidas as dimensões iniciais de retirada, já no grupo B, fizemos a divisão longitudinal do enxerto patelar com o auxílio da serra elétrica e bisturi em dois segmentos de dimensões semelhantes com 5mm de largura, 1cm de espessura e 2,5mm de comprimento dos segmentos ósseos (foto 03). Em

cada segmento ósseo foram confeccionados dois orifícios com broca de 1,0mm para passagem de fios de Ethibond® n°05.



Foto 03- Enxerto patelar dividido ao meio, formando dois novos enxertos.

3.7.2 Reconstrução no GRUPO A

As operações do grupo A iniciaram com o posicionamento do guia tibial com angulação fixa de 55°, locado 5mm à frente do Ligamento Cruzado Posterior e sobre a base da espinha tibial ântero-medial, apoiado a 70° de inclinação no plano coronal na cortical anterior da tibia (Howel,2001). Através deste, passamos um fio de Kirschner de 1,5mm, que serviu como guia para a broca de 10mm de diâmetro, utilizada para a confecção do túnel tibial. Em seguida, confeccionamos o túnel femoral com a utilização do

posicionador femoral, com deslocamento de 7mm entre a ponta e o orifício guia. Este foi colocado de modo que a parede posterior do túnel ficasse a cerca de 2mm à frente da cortical posterior do côndilo femoral lateral, às 11hs para os joelhos direitos e às 13hs para joelhos esquerdos. Seguiu-se com a passagem de fio de Kirschner de 4 furos de 1,5mm com o joelho em cerca de 110° de flexão pelo guia, de modo que a sua extremidade se exteriorizasse pela superfície ântero-lateral da metáfise femoral. Prosseguiu-se com a perfuração com broca de 10mm até cerca de 3cm de profundidade. Com a extração proximal do fio de Kirschner de 4 furos, através dos quais passamos os fios de sutura de Ethibond nº 05 fixados ao segmento ósseo do enxerto patelar, introduzimos o enxerto nos túneis. A fixação do enxerto foi feita com parafusos e arruelas na diáfise femoral e tibial, sob tração do enxerto com os joelhos em 30° de flexão.

3.7.3 Reconstrução no GRUPO B

Nas operações do grupo B, basicamente seguimos os mesmos passos do instrumental do grupo A com a diferença na confecção e posicionamento dos túneis. Os túneis tinham 5mm de diâmetro, portanto a broca utilizada foi a de 5mm. Iniciamos pelo túnel tibial póstero-lateral com o joelho a 90° de flexão e o guia tibial atrás da espinha tibial ântero-lateral, 7mm a frente do LCP (Sbihi et al., 2004), com o apoio extra articular do guia colocado na face ântero-medial do cortical anterior da tibia com inclinação de cerca de 70° no plano coronal (Howel, 2001) e 45° de angulação fixa. O túnel tibial do feixe ântero-medial foi confeccionado com o guia colocado a cerca de 7mm do

ponto de saída do pino do túnel do feixe póstero-lateral, entre as eminências tibiais anteriores, com inclinação do braço extra articular do guia de aproximadamente 50° no plano coronal, em uma posição mais verticalizada e 55° de angulação fixa. Após a confecção de cada túnel, introduzimos a ótica através dos mesmos para conferir a integridade de suas paredes.

Para os túneis femorais, utilizamos o posicionador com 5 mm de deslocamento entre o orifício central e a ponta (introduzido preferencialmente pelo túnel tibial e de forma alternativa, pelo portal ântero-medial, necessária em dois procedimentos), colocada na cortical posterior para confecção do primeiro túnel (do feixe póstero-lateral), às 14hs e 30min para joelhos do lado esquerdo, e 9hs e 30min para joelhos do lado direito. Para o segundo túnel (feixe ântero-medial), às 11hs para os joelhos do lado direito e 13hs para joelhos do lado esquerdo (Figura 01). Passamos os dois segmentos do enxerto patelar dividido separadamente, iniciando pelo feixe póstero-lateral e utilizando a mesma técnica do fios de Kirschner de 4 furos, só que agora 1 fio de Kirschner de 4 furos em cada túnel femoral. A colocação dos dois fios de Kirschner foi sempre realizada antes das brocas para cada túnel femoral, para assegurarmos que não houve convergência dos túneis. Após a passagem dos enxertos, o enxerto do feixe póstero-lateral foi fixado com o joelho em 15 graus de flexão e o enxerto do feixe ântero-medial com o joelho em flexão de 90°, também com parafusos bicorticais com arruela.

Após as operações, os joelhos foram finalmente submetidos aos testes do joelho operado no Laboratório de Biomecânica.

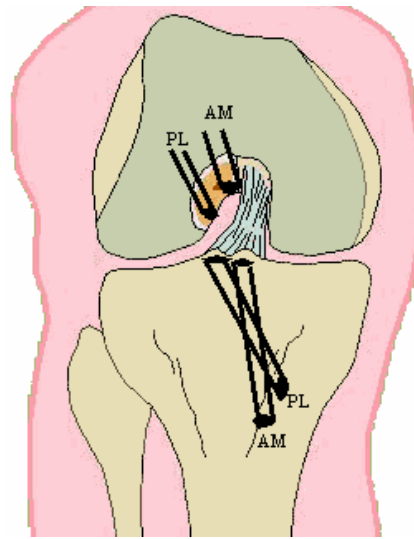


Figura 01- quatro túneis do Grupo B

3.8 A Avaliação de dados

Os dados analisados de DTAM, R e RIT foram sempre o do terceiro ciclo dos ensaios. O método estatístico utilizado foi o da Análise de Variância de Grupos (Anova), considerando que os dados de DTAM, R e RIT preencheram o pré-requisito do paralelismo de evolução (efeito de grupo) . Foram consideradas como três condições de avaliação os testes do joelho íntegro, lesado e operado para os dados de DTAM e R e de joelho íntegro e operado para os dados de RIT para que se possa detectar semelhança ou diferença entre as técnicas.

3.9 Metodologia Estatística

As variáveis foram representadas por média e desvio padrão (dp).

Um mesmo joelho foi exposto a três condições de avaliação e as medidas obtidas nessas condições foram consideradas medidas repetidas.

Cada par de joelhos foi sorteado e exposto às duas cirurgias de forma aleatória e foram considerados independentes apesar de pertencerem a um mesmo cadáver.

Aplicou-se a técnica de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis) para avaliar os efeitos dos fatores grupo com dois níveis: cirurgia A e cirurgia B e condição de avaliação com três níveis: íntegro, lesado e reconstruído.

Diferenças encontradas entre as condições de avaliação foram localizadas pelo teste de comparações múltiplas de Bonferroni.

Adotou-se um nível de significância de 0,05 ($\alpha = 5\%$) e níveis descritivos (p) inferiores a esse valor foram considerados estatisticamente.

4. RESULTADOS

As medidas registradas nos ensaios foram colocadas nas tabelas 10 a 58 nos Anexos. Nos “Resultados”, apresentamos as médias destas medidas e a análise estatística correspondente.

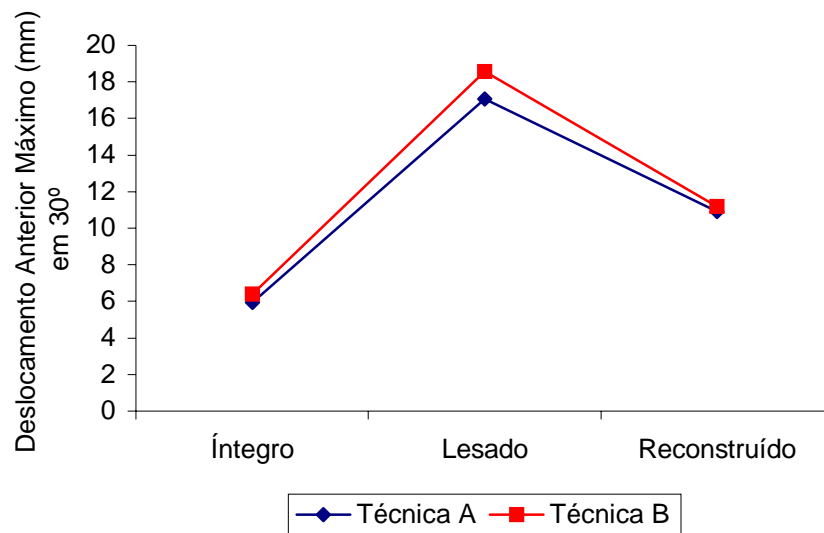
4.1 Médias de Deslocamento Anterior Máximo (DTAM), com joelhos a 30 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística (Tabela 1)

Tabela 1 – Avaliação estatística dos dados de Deslocamento Anterior Máximo (mm) em 30° de flexão de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação

	Técnica Cirúrgica A			Técnica Cirúrgica B		
	Íntegro	Lesado	Reconstruído	Íntegro	Lesado	Reconstruído
Média	5,93	17,07	10,90	6,41	18,57	11,20
Dp	1,89	2,74	1,91	3,02	2,63	4,27
Teste de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis):						
Interação entre Técnica e Condição de avaliação					p = 0,726	
Efeito de Técnica					p = 0,474	
Efeito de Condição de avaliação					p < 0,001 *	
Comparações Múltiplas entre condições de avaliação (Bonferroni):						
Íntegro x Lesado					p < 0,001 *	
Lesado x Reconstruído					p < 0,001 *	
Íntegro x Reconstruído					p < 0,001 *	

Não foi encontrada interação estatisticamente significativa entre os fatores grupo e condição de avaliação ($p = 0,726$), isto é, os perfis médios de deslocamento anterior máximo das duas técnicas são paralelos (Gráfico 5). Logo, os dados das duas técnicas podem ser comparados.

Gráfico 5 – Deslocamento Anterior Máximo (mm) em 30°, de 9 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação



Na análise o teste referente ao efeito de técnica mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas A e B ($p = 0,474$).

O teste referente ao efeito condição de avaliação mostrou que existe diferença estatisticamente significativa entre elas ($p < 0,001$), onde:

- Houve diferença estatisticamente significativa do deslocamento posterior máximo entre as condições Íntegro e Lesado ($p < 0,001$), mostrando um aumento do valor quando o LCA é lesado;

-
- Foi encontrada diferença estatisticamente significativa do deslocamento anterior máximo entre as condições Lesado e Reconstruído ($p < 0,001$), mostrando uma queda do valor do deslocamento quando o joelho é reconstruído;
 - Também foi encontrada diferença estatisticamente significativa do deslocamento anterior máximo entre as condições Íntegro e Reconstruído ($p < 0,001$), mostrando que a cirurgia não foi capaz de retornar o valor do deslocamento posterior máximo ao patamar da normalidade (joelho íntegro).

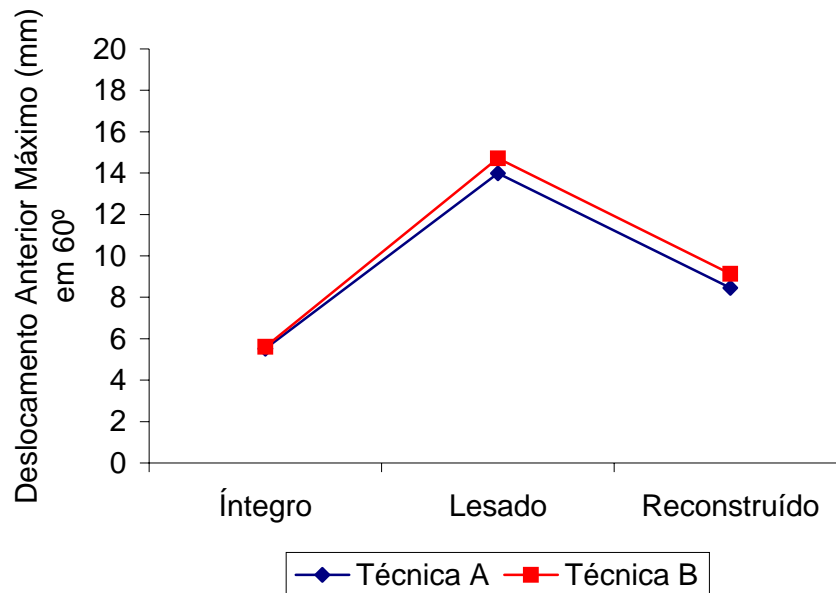
4.2 Médias de Deslocamento Anterior Máximo (DTAM), com joelhos a 60 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística (Tabela 2)

Tabela 2 – Análise estatística de Deslocamento Anterior Máximo (mm) em 60° de flexão de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação

	Técnica Cirúrgica A			Técnica Cirúrgica B		
	Íntegro	Lesado	Reconstruído	Íntegro	Lesado	Reconstruído
Média	5,52	13,99	8,46	5,61	14,72	9,13
Dp	1,55	3,19	2,24	2,12	2,72	2,85
Teste de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis):						
Interação entre Técnica e Condição de avaliação					p = 0,860	
Efeito de Técnica					p = 0,591	
Efeito de Condição de avaliação					p < 0,001 *	
Comparações Múltiplas entre condições de avaliação (Bonferroni):						
Íntegro x Lesado					p < 0,001 *	
Lesado x Reconstruído					p < 0,001 *	
Íntegro x Reconstruído					p < 0,001 *	

Não foi encontrada interação estatisticamente significativa entre os fatores grupo e condição de avaliação ($p = 0,860$), isto é, os perfis médios de deslocamento anterior máximo das duas técnicas são paralelos (Gráfico 6). Logo, os dados das duas técnicas podem ser comparados entre si.

Gráfico 6 – Deslocamento Anterior Máximo (mm) em 60º de flexão, de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação



Na análise o teste referente ao efeito de técnica mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas A e B ($p = 0,591$).

O teste referente ao efeito condição de avaliação mostrou que existe diferença estatisticamente significativa entre elas ($p < 0,001$), onde:

- Houve diferença estatisticamente significativa do deslocamento anterior máximo entre as condições Íntegro e Lesado ($p < 0,001$), mostrando um aumento do valor quando o LCA é lesado;
- Foi encontrada diferença estatisticamente significativa do deslocamento anterior máximo entre as condições Lesado e Reconstruído ($p < 0,001$), mostrando uma queda do valor do deslocamento quando o joelho é reconstruído;

- Também foi encontrada diferença estatisticamente significativa do deslocamento anterior máximo entre as condições Íntegro e Reconstruído ($p < 0,001$), mostrando que a cirurgia não foi capaz de retornar o valor do deslocamento anterior máximo ao patamar da normalidade (joelho íntegro).

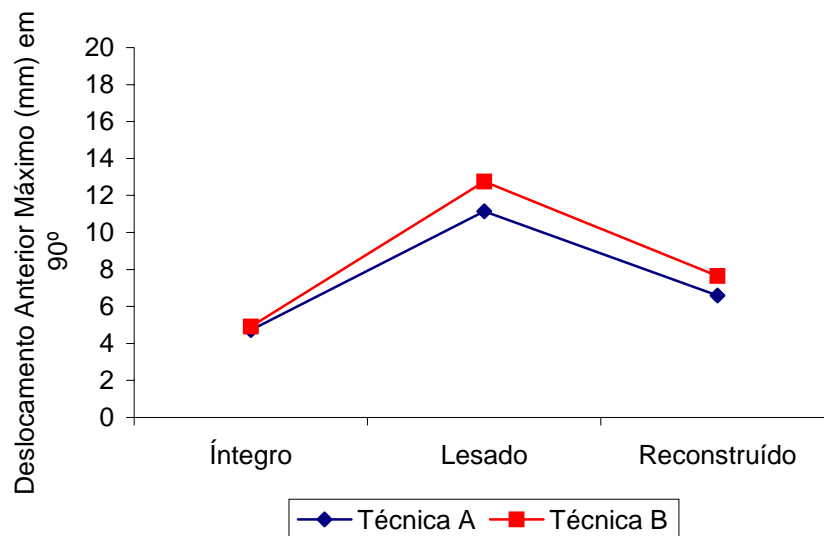
4.3 Médias de Deslocamento Anterior Máximo (DTAM), com joelhos a 90 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística (Tabela 3)

Tabela 3 – Análise Estatística de Deslocamento Anterior Máximo (mm) em 90° de flexão, de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação

	Técnica Cirúrgica A			Técnica Cirúrgica B		
	Íntegro	Lesado	Reconstruído	Íntegro	Lesado	Reconstruído
Média	4,72	11,14	6,60	4,91	12,75	7,65
dp	1,39	1,89	2,27	1,88	2,42	2,46
Teste de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis):						
Interação entre Técnica e Condição de avaliação					p = 0,463	
Efeito de Técnica					p = 0,237	
Efeito de Condição de avaliação					p < 0,001 *	
Comparações Múltiplas entre condições de avaliação (Bonferroni):						
Íntegro x Lesado					p < 0,001 *	
Lesado x Reconstruído					p < 0,001 *	
Íntegro x Reconstruído					p < 0,001 *	

Não foi encontrada interação estatisticamente significativa entre os fatores grupo e condição de avaliação ($p = 0,463$), isto é, os perfis médios de deslocamento anterior máximo das duas técnicas são paralelos (Gráfico 7). Logo, os dados das duas técnicas podem ser comparados entre si.

Gráfico 7 – Deslocamento Anterior Máximo (mm) em 90° , de 9 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação



Na análise o teste referente ao efeito de técnica mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas A e B ($p = 0,237$).

O teste referente ao efeito condição de avaliação mostrou que existe diferença estatisticamente significativa entre elas ($p < 0,001$), onde:

- Houve diferença estatisticamente significativa do deslocamento anterior máximo entre as condições Íntegro e Lesado ($p < 0,001$), mostrando um aumento do valor quando o LCA é lesado.

-
- Foi encontrada diferença estatisticamente significativa do deslocamento anterior máximo entre as condições Lesado e Reconstruído ($p < 0,001$), mostrando uma queda do valor do deslocamento quando o joelho é reconstruído;
 - Também foi encontrada diferença estatisticamente significativa do deslocamento anterior máximo entre as condições Íntegro e Reconstruído ($p < 0,001$), mostrando que a cirurgia não foi capaz de retornar o valor do deslocamento anterior máximo ao patamar da normalidade (joelho íntegro).

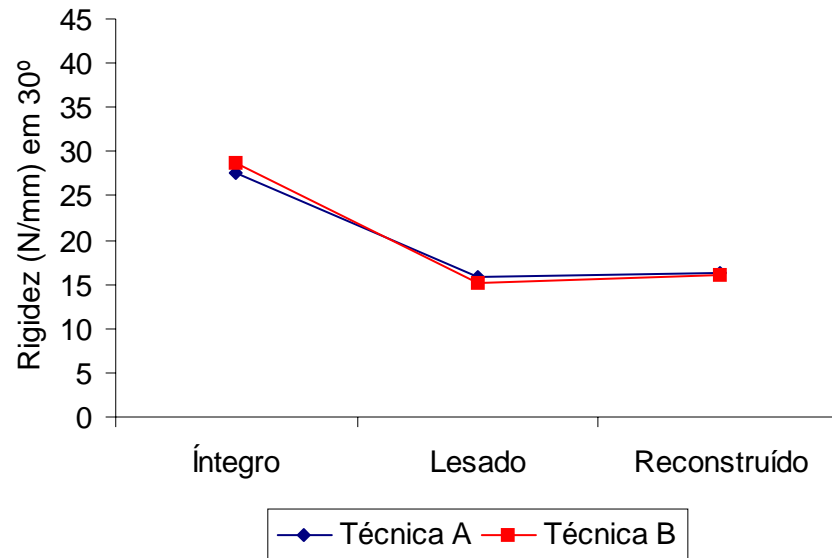
4.4 Rigidez Média (R), com joelhos a 30 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística (Tabela 4)

Tabela 4 – Análise estatística de Rigidez (N/mm) em 30°, de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação

	Técnica Cirúrgica A			Técnica Cirúrgica B		
	Íntegro	Lesado	Reconstruído	Íntegro	Lesado	Reconstruído
Média	27,56	15,93	16,24	28,74	15,17	16,08
Dp	4,55	1,79	2,06	5,05	2,65	4,13
Teste de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis):						
Interação entre Técnica e Condição de avaliação					p = 0,737	
Efeito de Técnica					p = 0,936	
Efeito de Condição de avaliação					p < 0,001 *	
Comparações Múltiplas entre condições de avaliação (Bonferroni):						
Íntegro x Lesado					p < 0,001 *	
Lesado x Reconstruído					p = 1,000	
Íntegro x Reconstruído					p < 0,001*	

Não foi encontrada interação entre os fatores técnica e condição de avaliação ($p = 0,737$), isto é, os perfis médios de rigidez dos dois grupos são paralelos (Gráfico 8). Logo as duas técnicas podem ser comparadas entre si.

Gráfico 8 – Rigidez (N/mm) em 30°, de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação



Na análise o teste referente ao efeito técnica mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas A e B ($p = 0,936$).

O teste referente ao efeito condição de avaliação mostrou que existe diferença estatisticamente significativa entre elas ($p < 0,001$), onde:

- Houve diferença estatisticamente significativa da rigidez entre as condições Íntegro e Lesado ($p < 0,001$), mostrando uma queda do valor quando o LCA é lesado;
- Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa da rigidez entre as condição Lesado e Reconstruído ($p = 1,000$), mostrando a ausência de efeito da cirurgia na rigidez;

- Foi encontrada diferença estatisticamente significativa da rigidez entre as condições Íntegro e Reconstruído ($p < 0,001$), mostrando que a cirurgia não foi capaz de retornar o valor da rigidez ao patamar da normalidade (joelho íntegro).

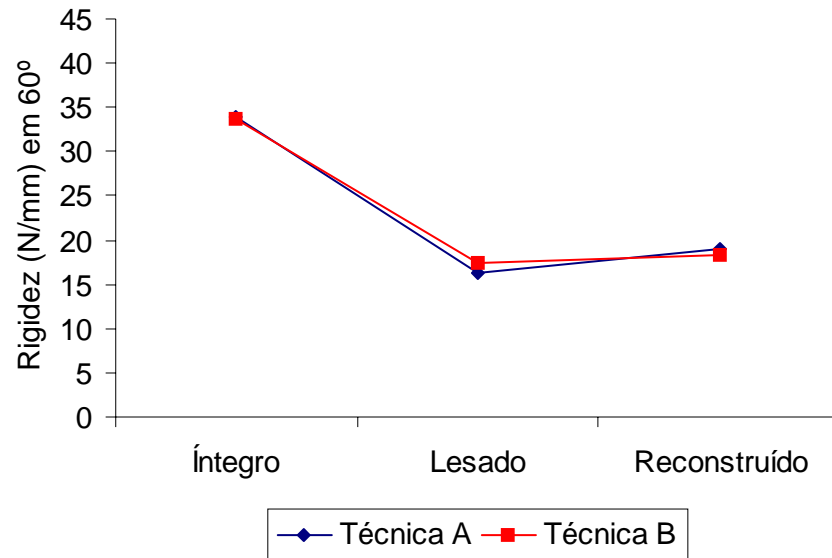
4.5 Rigidez Média (R), com joelhos a 60 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística (Tabela 5)

Tabela 5 – Análise estatística de Rigidez (N/mm) em 60° de flexão de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação

	Técnica Cirúrgica A			Técnica Cirúrgica B		
	Íntegro	Lesado	Reconstruído	Íntegro	Lesado	Reconstruído
Média	34,02	16,20	19,03	33,62	17,43	18,32
Dp	7,26	1,89	2,49	6,97	2,36	3,48
Teste de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis):						
Interação entre Técnica e Condição de avaliação					P = 0,591	
Efeito de Técnica					P = 0,976	
Efeito de Condição de avaliação					p < 0,001 *	
Comparações Múltiplas entre condições de avaliação (Bonferroni):						
Íntegro x Lesado					p < 0,001 *	
Lesado x Reconstruído					P = 0,179	
Íntegro x Reconstruído					p < 0,001 *	

Não foi encontrada interação entre os fatores técnica e condição de avaliação ($p = 0,591$), isto é, os perfis médios de rigidez dos dois grupos são paralelos (Gráfico 9). Logo, as duas técnicas podem ser comparadas entre si.

Gráfico 9 – Rigidez (N/mm) em 60°, de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação



Na análise o teste referente ao efeito técnica mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas A e B ($p = 0,976$).

O teste referente ao efeito condição de avaliação mostrou que existe diferença estatisticamente significativa entre elas ($p < 0,001$), onde:

- Houve diferença estatisticamente significativa da rigidez entre as condições Íntegro e Lesado ($p < 0,001$), mostrando uma queda do valor quando o LCA é lesado;
- Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa da rigidez entre as condições Lesado e Reconstruído ($p = 0,179$), mostrando a ausência de efeito da cirurgia na rigidez;

- Foi encontrada diferença estatisticamente significativa da rigidez entre as condições Íntegro e Reconstruído ($p < 0,001$), mostrando que a cirurgia não foi capaz de retornar o valor da rigidez ao patamar da normalidade (joelho íntegro).

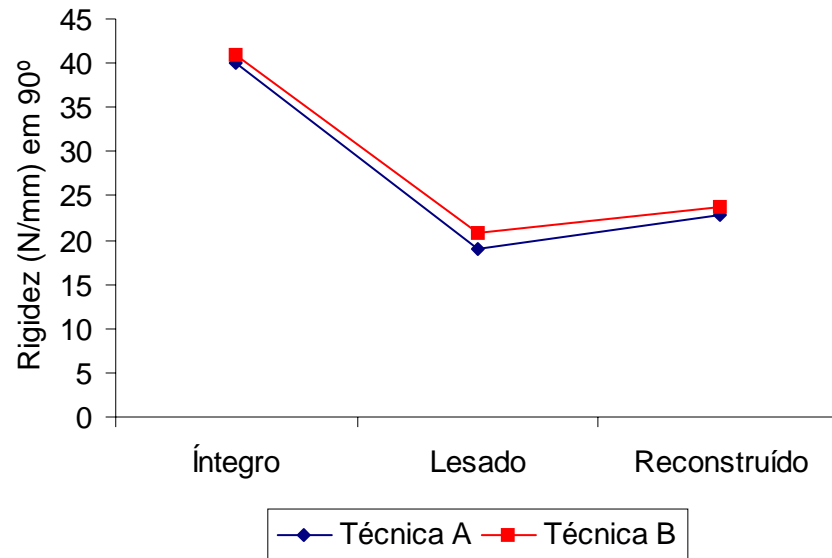
4.6 Rigidez Média (R), com joelhos a 90 graus de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística (Tabela 6)

Tabela 6 – Análise estatística da Rigidez (N/mm) em 90° de flexão de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação

	Técnica Cirúrgica A			Técnica Cirúrgica B		
	Íntegro	Lesado	Reconstruído	Íntegro	Lesado	Reconstruído
Média	40,03	18,91	22,90	40,93	20,77	23,71
Dp	9,10	2,72	3,75	7,69	3,84	3,78
Teste de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis):						
Interação entre Técnica e Condição de avaliação					p = 0,861	
Efeito de Técnica					p = 0,457	
Efeito de Condição de avaliação					p < 0,001 *	
Comparações Múltiplas entre condições de avaliação (Bonferroni):						
Íntegro x Lesado					p < 0,001 *	
Lesado x Reconstruído					p = 0,006 *	
Íntegro x Reconstruído					p < 0,001*	

Não foi encontrada interação entre os fatores técnica e condição de avaliação ($p = 0,861$), isto é, os perfis médios de rigidez dos dois grupos são paralelos (Gráfico 10). Logo, as duas técnicas podem ser comparadas entre si.

Gráfico 10 – Rigidez (N/mm) em 90°, de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação



Na análise o teste referente ao efeito técnica mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas A e B ($p = 0,457$).

O teste referente ao efeito condição de avaliação mostrou que existe diferença estatisticamente significativa entre elas ($p < 0,001$), onde:

- Houve diferença estatisticamente significativa da rigidez entre as condições Íntegro e Lesado ($p < 0,001$), mostrando uma queda do valor quando o LCA é lesado;
- Foi encontrada diferença estatisticamente significativa da rigidez entre as condições Lesado e Reconstruído ($p = 0,006$), mostrando um aumento do valor da rigidez quando o joelho é reconstruído;

- Foi encontrada diferença estatisticamente significativa da rigidez entre as condições Íntegro e Reconstruído ($p < 0,001$), mostrando que a cirurgia não foi capaz de retornar o valor da rigidez ao patamar da normalidade (joelho íntegro).

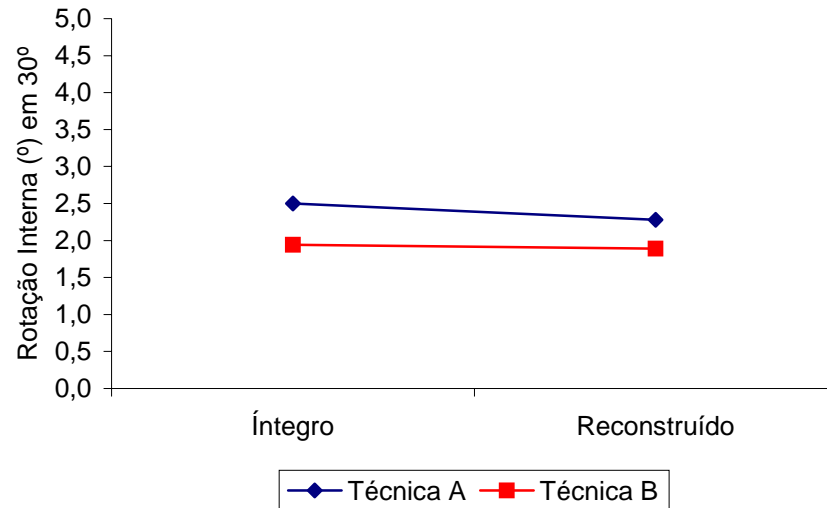
4.7 Médias de Rotação Interna Tibial com joelhos 30° nos grupos A e B, e sua análise estatística (Tabela 7)

Tabela 7 – Análise estatística da Rotação Interna Tibial (°) em 30° de flexão de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a duas condições de avaliação

	Técnica Cirúrgica A		Técnica Cirúrgica B	
	Íntegro	Reconstruído	Íntegro	Reconstruído
Média	2,50	2,28	1,94	1,89
Dp	1,82	2,28	2,10	1,95
Teste de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis):				
Interação entre Técnica e Condição de avaliação				p = 0,843
Efeito de Técnica				p = 0,595
Efeito de Condição de avaliação				p = 0,741

Não foi encontrada interação estatisticamente significativa entre os fatores grupo e condição de avaliação ($p = 0,843$), isto é, os perfis médios de rotação interna das duas técnicas são paralelos (Gráfico 11).

Gráfico 11 – Rotação Interna Passiva ($^{\circ}$) em 30° , de 9 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação



Na análise o teste referente ao efeito de técnica mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas A e B ($p = 0,595$).

O teste referente ao efeito condição de avaliação mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre elas ($p = 0,741$).

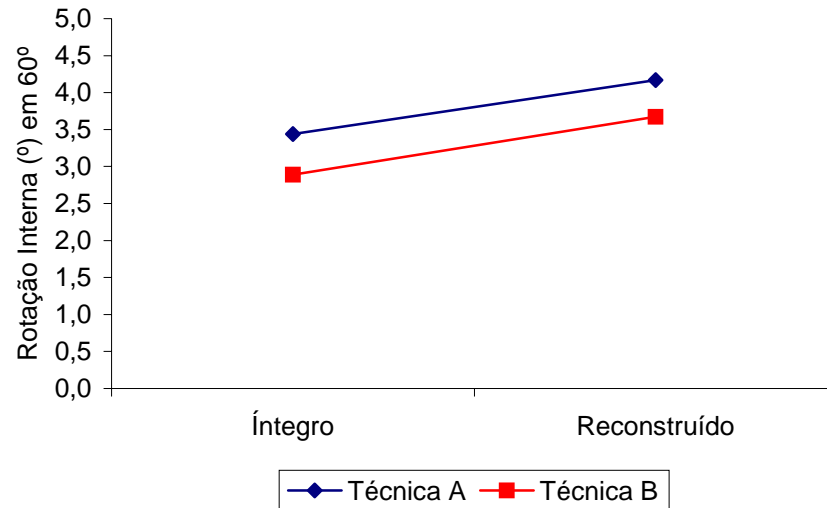
4.8 Médias de Rotação Interna Tibial com joelhos 60° nos grupos A e B, e sua análise estatística (Tabela 8)

Tabela 8 – Análise estatística descritiva da Rotação Interna Tibial (°) em 60°, de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação

	Técnica Cirúrgica A		Técnica Cirúrgica B	
	Íntegro	Reconstruído	Íntegro	Reconstruído
Média	3,44	4,17	2,89	3,67
Dp	3,51	2,11	2,03	3,13
Teste de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis):				
Interação entre Técnica e Condição de avaliação				p = 0,940
Efeito de Técnica				p = 0,679
Efeito de Condição de avaliação				p = 0,057

Não foi encontrada interação estatisticamente significativa entre os fatores grupo e condição de avaliação ($p = 0,940$), isto é, os perfis médios de rotação interna das duas técnicas são paralelos (Gráfico 12).

Gráfico 12 – Rotação Interna ($^{\circ}$) em 60° , de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação



Na análise o teste referente ao efeito de técnica mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas A e B ($p = 0,679$).

O teste referente ao efeito condição de avaliação mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre elas ($p = 0,057$).

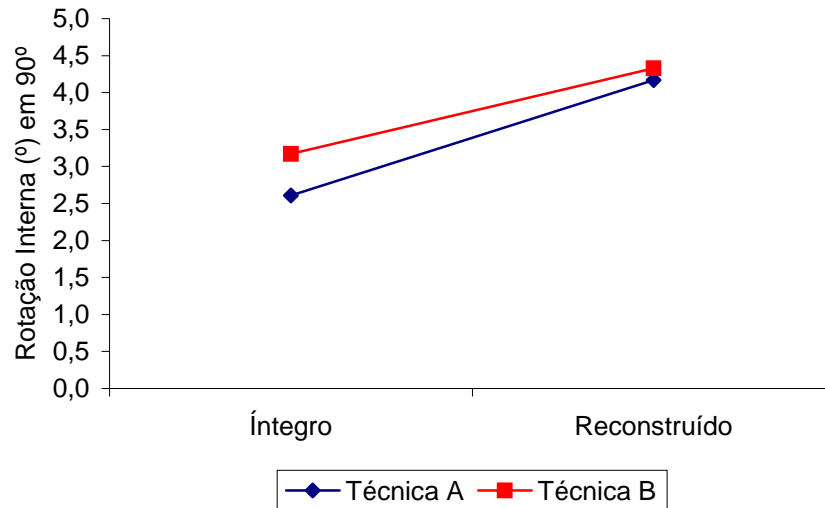
4.9 Médias de Rotação Interna Tibial com joelhos 90° de flexão nos grupos A e B, e sua análise estatística (Tabela 7)

Tabela 9 – Análise estatística descritiva da Rotação Interna Tibial (°) em 90° de flexão de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a duas condições de avaliação

	Técnica Cirúrgica A		Técnica Cirúrgica B	
	Íntegro	Reconstruído	Íntegro	Reconstruído
Média	2,61	4,17	3,17	4,33
Dp	2,75	2,22	2,29	2,57
Teste de Análise de Variância para medidas repetidas (Análise de Perfis):				
Interação entre Técnica e Condição de avaliação				p = 0,628
Efeito de Técnica				p = 0,746
Efeito de Condição de avaliação				p = 0,003 *

Não foi encontrada interação estatisticamente significativa entre os fatores grupo e condição de avaliação ($p = 0,628$), isto é, os perfis médios de rotação externa das duas técnicas são paralelos (Gráfico 13).

Gráfico 13 – Rotação Interna ($^{\circ}$) em 90° , de 18 joelhos realizados através de duas Técnicas Cirúrgicas e submetidos a três condições de avaliação



Na análise o teste referente ao efeito de técnica mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas A e B ($p = 0,746$).

O teste referente ao efeito condição de avaliação mostrou que existe diferença estatisticamente significativa entre elas ($p = 0,003$), com aumento do valor da rotação interna.

5. DISCUSSÃO

A ruptura do ligamento cruzado anterior é uma lesão considerada comum, com uma incidência de um para cada três mil americanos e cerca de 95 mil novas lesões por ano nos Estados Unidos (Frank e Jackson, 1997). A conduta cirúrgica no tratamento das lesões isoladas do LCA em jovens, através da técnica de reconstrução intra-articular, é um procedimento já consolidado na ortopedia contemporânea, principalmente devido à uniformidade de bons resultados (Scott e Schosheim, 1982; Johnson et al., 1983, Holmes et al., 1991; Aglietti et al., 1994; Frank e Jackson, 1997, Bach et al., 1998; Sernet et al., 1998), com cerca de 50 mil pacientes operados por ano só nos Estados Unidos, alcançando o posto de sexto procedimento mais realizado na ortopedia daquele país (Harner, 2004). Uma frequência que justifica os mais de dois mil artigos científicos publicados sobre o tema (Frank e Jackson, 1997). Entre os estudos que têm como objetivo comum o aperfeiçoamento no tratamento destas lesões, encontramos aqueles que sugerem a reprodução da anatomia do LCA de forma integral, o que não acontece na técnica atual de reconstrução, que reproduz apenas o seu feixe ântero-medial.

5.1 Sobre a Anatomia e Biomecânica do LCA

A definição do ligamento cruzado anterior (LCA) como algo mais do que uma estrutura anatômica simples, formada por uma única banda de fibras ligamentares com tensão constante durante os movimentos da articulação do joelho, começa com Hey Grooves em 1920, quando este define a tensão máxima do LCA na extensão do joelho. Bratingan e Voshell (1941) aprimoram esta definição ao diferenciar as funções das fibras anteriores e posteriores do LCA, confirmadas por Girgis et al. em 1975. Um conceito questionado em alguns momentos do passado por publicações como a de Welsh (1980) e Arnoczky (1983), ao descreverem o LCA como uma estrutura anatômica simples e única, e a de Odensten e Gillquist (1985), ao negar a existência de evidências da presença no LCA de bandas distintas. Mas que volta a ser defendido mais tarde por Reiman e Jackson em 1987, e pelo próprio Arnoczky (1988), ao reafirmarem a divisão funcional do LCA feita previamente por Girgis (1975) em duas partes: uma pequena banda ântero-medial (AM) e uma banda póstero-lateral (PL) mais espessa. Em 1979, Norwood e Cross dividem o LCA em três bandas funcionais (ântero-medial, intermediária e póstero-lateral), e Amis e Dawkins redefinem-as em 1991, em um trabalho onde descartam a importância funcional da banda intermediária. Em 2006, Steckel et al. voltam a enfatizar as bandas AM e PL do LCA, descrevendo a dinâmica das mesmas durante a flexão do joelho. Logo, podemos dizer que hoje, o LCA é descrito como uma estrutura de anatomia peculiar com pelo menos duas bandas distintas: a ântero-medial e a póstero-lateral.

Seguindo essa linha, podemos afirmar que o conceito da divisão do LCA em duas bandas existe também sob o ponto de vista biomecânico, pois apresentam comportamentos distintos durante toda a amplitude de movimento do joelho. A banda PL, mais espessa, está tensa com o joelho próximo a extensão e tende a relaxar progressivamente até 120° de flexão e a banda AM está relaxada entre 0° e 30°, quando inicia o aumento de sua tensão progressivamente até 120° de flexão, assumindo a tensão máxima a partir dos 70° (Cabaud, 1983; Mommersteg et al., 1997, Albuquerque, 1999; Edwards, 1999). Características que fazem com que Amis e Dawkins, em 1991, afirmem estar o exame de Lachman positivo devido a uma lesão da banda PL e o sinal da gaveta anterior aumentado principalmente quando a banda AM está lesada. As bandas AM e PL tem três papéis em comum, o da estabilização primária de translação anterior da tibia, a responsabilidade pela presença dos movimentos rotacionais associados a este movimento (Fukubayashi, 1982) como pela influência na estabilidade articular, dentro de algumas das instabilidades definidas por Hughston em 1976: a banda AM estabilizadora primária da estabilidade ântero-lateral e a banda PL da estabilidade póstero-lateral (Norwood, 1979).

5.2 Sobre os testes biomecânicos.

A coleta, o armazenamento e o preparo das peças anatômicas deste estudo seguiram a metodologia das teses desenvolvidas previamente no

Instituto de Ortopedia e Traumatologia, mais precisamente no LIM 41 e apresentadas à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Albuquerque, 1994; Albuquerque, 1999; Górios, 2000; Hernandez, 1994; Kokron, 2000; Sasaki, 2003 e Maradei, 2004), também utilizada por Beynnon e Amis em 1998.

A idade dos cadáveres cujos joelhos foram testados variou de 44 a 63 anos com uma média de 52,3 anos, todos do sexo masculino, Segundo Beynnon e Amis (1998), a idade dos cadáveres recomendada para a utilização em testes biomecânicos é de 65 anos ou menos para o sexo masculino.

As vantagens da utilização de cadáveres sobre o estudo em pacientes incluem a possibilidade da mensuração de dados do joelho íntegro, parâmetro que poderá ser usado como ideal na avaliação de uma técnica cirúrgica que busque restabelecer as propriedades desta mesma peça após a reconstrução do LCA, por exemplo, o que não seria possível num estudo *in vivo*. Afinal, diferenças de deslocamento horizontal em joelhos saudáveis de um mesmo indivíduo podem chegar a 5 mm (Markolf, 1976; Hefti et al., 1993), motivo que nos fez optar pelos testes comparativos pareados para joelhos do mesmo cadáver, minimizando assim o efeito das diferenças de estabilidade entre dois indivíduos. Este também foi o motivo para adotarmos a distribuição aleatória dos lados de cada par nos grupos A e B do nosso estudo.

A tibia proximal foi fixada à fíbula através da passagem de um parafuso bicortical para simular a estabilização da sindesmose tibiofibular, cuja instabilidade poderia afetar os resultados (Beynnon e Amis, 1998 e Race e Amis, 1998).

Um dispositivo semelhante de garras e a Máquina de Ensaio já foram utilizados previamente por Kokron em 2000 e Sasaki em 2003, e conforme ressaltado pelos autores, atentou-se para o ajuste rigoroso da colocação das peças nas garras e destas na Máquina de Ensaio sempre na mesma posição. Esta não foi alterada em nenhum momento até o final de todos os testes para o mesmo joelho, para evitar variações numa eventual recolocação das garras. Uma das variações introduzidas foi a da realização de um ciclo curto de gaveta anterior e posterior prévio aos ensaios sob força de 50N para ajuste e cálculo da posição “zero” de translação ântero-posterior da articulação do joelho, e se eliminasse qualquer ação da gravidade sobre a tíbia, mesmo que esta se encontrasse fixa na posição horizontal em relação ao solo. Dos três ciclos de cada ensaio, optamos por avaliação dos dados obtidos do terceiro e último ciclo, devido à acomodação inicial do sistema nas interfaces entre as peças e os dispositivos e das variáveis de viscosidade e elasticidade dos tecidos (verificamos que o primeiro ciclo apresentava as medidas mais discrepantes em relação aos demais).

A velocidade de 20mm/min adotada seguiu o padrão de vários protocolos prévios (Amatuzzi et al., 1993; Albuquerque, 1994; Hernandez, 1994; Albuquerque, 1999; e Kokron, 2000) e a força aplicada de 100N corresponde à magnitude utilizada nos ensaios biomecânicos em joelhos (Markolf et al., 1976; Fukubayashi et al., 1982, Gollehon et al., 1987; e Kokron, 2000.) por se encontrar no limite de deformidade elástica dos ligamentos, não levando a um alongamento irreversível destas estruturas, o que poderia alterar as medidas de deslocamento e rigidez.

Outra variação utilizada foi o de mensuração do movimento de rotação tibial (em graus) associado sempre ao deslocamento anterior. A rotação passiva, se impedida, diminuiria artificialmente a magnitude das medidas de deslocamento anterior (Hsieh et al., 1976; Fukubayashi et al., 1982; Gollehon et al., 1987). Logo, o aparato de fixação das peças utilizado proporcionava uma livre rotação da tíbia e translação em seu próprio eixo, pois o cilindro com as garras de fixação à tíbia encontrava-se dentro de dois anéis fixos à Máquina de Ensaio, permitindo a rotação e a translação num eixo paralelo ao da diáfise da tíbia.

As metas da reconstrução dos dois feixes do LCA pela técnica proposta nesta tese não se limitam à reprodução da anatomia do LCA, mas também da sua atuação biomecânica, que acreditamos estar testando ao mensurar o deslocamento tibial anterior, a rigidez e a rotação interna dos joelhos, avaliados em variados graus de flexão. Isto poderia ser questionado por Hughston et al. 1976, quando estes autores afirmaram que a ruptura do LCA não era a causa primária de aumento da gaveta anterior, ao testarem este sinal em pacientes. Mas foram contestados mais tarde por Butler et al., em 1980, que enfatizam ser o deslocamento anterior tibial totalmente evidente somente sob cargas funcionais de 440 N em 90°, e de 333 N em 30°, sendo que no teste clínico da gaveta anterior (45-50 N), este deslocamento pode ser hipomensurado por influência dos estabilizadores secundários íntegros. Outros estudos (Fukubayashi et al., 1982; Golehon et al., 1987; Markolf et al., 1996) também demonstram que a importância de um ligamento é determinada a partir da mensuração da sua capacidade de estabilizar uma articulação submetida a forças pré-determinadas, medida através da observação e mensuração do deslocamento produzido pela aplicação de determinada carga antes e após a

remoção do ligamento testado (Beynnon e Amis, 1998). Ou seja, baseia-se na comparação de valores correspondentes a um ponto final do ciclo de um ensaio sob carga uniforme. Por sua vez, a rigidez média é uma medida mais fidedigna da estabilidade da articulação, já que representa toda a curva de força pelo deslocamento durante um ensaio, inclusive aplicável a ensaios que busquem avaliar a importância de mais do que uma estrutura em uma articulação sob carga (Butler et al., 1980 e Beynnon e Amis, 1998). A última variável medida foi a rotação tibial, que vale frisar, era livre, ou seja, não foi realizado nenhum torque rotacional. Sabemos que a presença do LCA é fundamental para a existência do movimento de rotação passivo tibial interno durante o deslocamento anterior da tibia (Fukubayashi et al., 1982), e que uma restauração deste movimento também seria um índice de avaliação da eficiência da técnica de reconstrução deste ligamento (Mae et al, 2001).

O conceito da avaliação biomecânica seletiva das bandas AM e PL diante de forças de deslocamento anterior tibial através da variação do ângulo de flexão dos joelhos, começa com Girgis et al. em 1975, quando estes relatam ser a banda AM responsável pelo aumento da gaveta anterior em flexão e da rotação interna tibial forçada quando lesada, e a banda PL, pelo aumento da translação anterior tibial e das rotações interna e externa tibiais sob torque, próximo a extensão total. Este comportamento também foi observado por outros autores como Norwood et al. em 1979, Cabaud et al. em 1983, Ahmed et al. em 1992, Mommersteg et al. em 1997, Albuquerque et al. em 1999 e Edward et al. em 1999. Logo, realizamos os testes biomecânicos em três graus de flexão dos joelhos (30, 60° e 90°), buscando mensurar os diferentes graus de tensionamento das bandas do LCA.

5.3 Sobre o tema da reconstrução da dupla banda

Esta é uma idéia que surge já na década de oitenta com publicações notáveis: Mott, em 1982 já propunha os quatro túneis e a reconstrução anatômica das duas bandas, assim como Andrews e Sanders (1982) e Zaricznyj (1983) mostraram bons resultados em seguimentos clínicos de pacientes submetidos a reconstrução com dupla banda. A década de noventa inicia com Johnson (1992) questionando a reprodução da biomecânica do LCA no tratamento cirúrgico convencional das lesões deste ligamento, passa por uma fase marcada pela busca das causas das falhas da reconstrução de uma única banda do LCA (Daniel et al. ,1994; Vergis e Gillquist, 1995 ; Getelman e Friedman ,1999 e Guillquist e Messner,1999) e termina , com alguns autores defendendo a reconstrução dos dois feixes do LCA (Sakane,1997; Muneta et al,1999; Hara et al, 2000 e Kubo et al., 2000). Avançando na década seguinte, em 2002, com Yagi et al. ressaltam como principal vantagem da dupla banda, a maior estabilidade sob cargas rotatórias.

A atual década começa com Hamada (2001) colocando em questão a vantagem da reconstrução com dupla banda, por ter encontrado resultados clínicos similares em relação a técnica convencional, assim como Adachi et al. em 2004. No mesmo ano, Harner (2004) publica um editorial intitulado “Double Bundle or Double Trouble?” (Dupla banda ou duplo problema?) em que questiona a real contribuição da técnica de reconstrução da dupla banda na redução das falhas da reconstrução da banda única: credita a maioria delas a problemas na execução da técnica como o mal posicionamento dos

túneis ósseos (Vergis e Gillquist,1995; Getelman e Friedman,1999) e ressalta a falta de um grupo controle definido no trabalho de Yasuda et al. (2004) que mesmo assim defendem a superioridade da reconstrução com dupla banda em relação a banda única.

5.4 Sobre a técnica de reconstrução da dupla banda.

5.4.1 Os enxertos

Denti et al. (2006), recentemente compararam a reconstrução que utiliza enxertos de tendões flexores duplos com a técnica que utiliza enxerto patelar e chegaram a bons resultados nos dois grupos, com vantagem de maior estabilidade para o enxerto patelar; esta é uma questão polêmica que outros autores já haviam levantado e chegado a resultados semelhantes (Holmes et al.,1991; Aglietti et al., 1994; Sávio et al,2002). Observamos na literatura que praticamente todas as publicações utilizaram os músculos flexores do joelho como doadores de enxertos nas técnicas de reconstrução do duplo feixe do LCA, alguns trabalhos já haviam utilizado o enxerto patelar como um dos componentes da reconstrução do duplo túnel (Daniel et al.,1994; Hara et al.,2000 e Kubo et al, 2000), mas sempre em associação com o enxerto de tendões flexores. Então optamos por experimentar como alternativa inédita na técnica do duplo feixe, a utilização exclusiva de um enxerto, que, para muitos (Yunes et al., 2001; Freedman et al., 2003; Godblatt et al., 2005), embora questionado por outros (Prodromos et al., 2005;

Biau et al., 2006), proporciona uma maior estabilidade do que os próprios enxertos de tendões flexores.

O principal motivo desta escolha é buscarmos a utilização da mesma quantidade de enxerto nos joelhos testados, umas das principais propostas deste estudo. Pois, sabemos que a quantidade de enxerto pode vir a alterar os resultados na avaliação de técnicas de reconstrução ligamentar (Maradei, 2004 e Yasuda et al.,2006). Na retirada do enxerto patelar, o seu volume e dimensões são unicamente dependentes do cirurgião, o que pode não ocorrer na retirada de enxertos de tendões flexores, onde variações anatômicas nos mesmos (Oliveira et al, 2006), podem determinar diferenças na quantidade de enxerto a ser implantada para simular uma ou outra banda na reconstrução com duplo feixe (Muneta et al., 2000; Hamada et al. 2001 e Adachi et al, 2004).

A outra vantagem do enxerto patelar seria no tensionamento ideal dos enxertos. É fato que o tensionamento dos enxertos de músculos flexores na técnica de reconstrução do duplo feixe do LCA é um ponto crítico, podendo ocorrer sobrecargas nas bandas AM e PL dependendo do grau de flexão do joelho e da força utilizada (Miura et al.,2006), ação de dimensões subjetivas, que mesmo que executada pelo mesmo cirurgião, criaria o risco da dúvida na mensuração do limite máximo da força de tensionamento ideal. Já com o enxerto de ligamento patelar, sabemos que forças abaixo de 45 N são insuficientes no tensionamento à sua fixação, e que forças acima de 90 N são preconizadas para um bom resultado biomecânico das reconstruções (Markolf et al. 1996; Nicholas et al.,2004). Ou seja, o tensionamento do enxerto patelar utilizando o máximo de força

possível ao fixá-lo, sempre realizado pela mesma cirurgiã, minimizou, em nosso estudo, o risco de um viés desta natureza neste tempo cirúrgico. Outra variável a ser considerada é a do pré-tensionamento, obrigatório na utilização dos enxertos de tendões flexores.

A retirada e preparação dos enxertos patelares seguiram a padronização de protocolos prévios (Amatuzzi et al, 1993 e Albuquerque et al.,1994) e a fixação escolhida foi a com parafusos bicorticais e arruelas para minimizar as variáveis na qualidade da mesma, já que sua eficiência é comprovada (Amatuzzi et al.,1993), e a execução simples, principalmente tratando-se das peças utilizadas, sem obstáculos de pele e subcutâneo.

5.4.2 A quantidade de túneis

A escolha pela utilização dos quatro túneis ósseos, dois tibiais e dois femorais, foi baseada em trabalhos prévios (Mott et al.,1982; Muneta et al.,1999; Fu e Starman,2006, Zelle et al.,2006) que encontraram nesta variação da técnica de reconstrução da dupla banda resultados superiores ao de outras alternativas como o duplo túnel femoral e único tibial (Yasuda,2006). Embora em 1994, Radford et al. tenham criticado a reconstrução da dupla banda com quatro túneis em ovelhas, pois encontraram uma maior incidência de degeneração articular nestes casos, principalmente nos pontos de “stress” na interface dos enxertos com os túneis ósseos, vale ressaltar que não eram joelhos humanos e os enxertos utilizados eram artificiais, mas não deixa de ser uma observação a ser considerada.

As dificuldades encontradas na confecção dos quatro túneis foram o cuidado para que não ocorresse a convergência dos dois túneis tibiais na sua extremidade proximal ou intra-articular, e a exata localização do ponto de origem femoral do túnel do feixe pósterolateral, que nem sempre era visualizado facilmente ou aceitava a colocação do guia femoral pelo túnel tibial, pela sua angulação em relação ao mesmo, fazendo-se necessária a introdução da ótica pelos túneis tibiais para conferência da integridade de suas paredes em todos os joelhos do grupo B, e em alguns casos, do guia femoral pelo portal ântero-medial (Giron et al., 1999) para demarcação do ponto de origem inicial do túnel femoral pósterolateral.

5.4.3 Sobre as dificuldades encontradas

Encontramos algumas dificuldades durante a execução da técnica da dupla banda de reconstrução do LCA.

A primeira delas foi a da exata divisão ao meio do enxerto patelar de 10mm de largura em duas partes de dimensões semelhantes de 5mm de largura, requerendo a utilização de uma micro-serra elétrica (Smith & Nephew®, 2001), para que um corte ósseo exato fosse possível.

A segunda, a da introdução do guia femoral pelo túnel tibial para confecção do túnel ântero-medial femoral, já que a angulação proporcionada por esta via não foi passível da locação do guia femoral em dois espécimes operados do Grupo B. Onde fez-se necessária a introdução do guia femoral pelo portal ântero-medial, exigindo a passagem do enxerto patelar de forma retrógrada pelo túnel tibial.

5.5 Sobre os resultados

Nos resultados, em todas as situações os joelhos lesados tinham diferenças significativas em relação aos joelhos íntegros, assim como não encontramos um retorno aos padrões do joelho íntegro em nenhuma das duas técnicas de reconstrução avaliadas, o que comprova a sensibilidade dos testes biomecânicos às condições de avaliação testadas: íntegro, lesado e operado.

Nos testes estatísticos não houve interação entre os fatores grupo e condição de avaliação, isto é os perfis médios de DTAM, Rigidez Média e Rotação Tibial Passiva Interna, ao longo dos ensaios, foram paralelos entre os dois grupos, pré-requisito indispensável para que se pudesse utilizar a técnica de Análise de Perfis.

No caso da DTAM, observamos um aumento dos valores máximos de deslocamento conforme a diminuição do ângulo de flexão, o que ocorre de forma inversa com os valores de rigidez máxima. O que se traduz em um aumento de estabilidade com o aumento do grau de flexão do joelho.

A similaridade entre as duas técnicas foi observada em todos os graus de flexão para os dados de DTAM, R e RIT. Podemos afirmar que em nosso estudo, não houve diferença entre as duas técnicas.

Porém, pensamos que seria inadequado afirmar que a técnica do duplo túnel com quatro túneis não tem vantagem sobre a técnica convencional com feixe único, porque estamos falando de ensaios experimentais em cadáveres, bem diferente da realidade em pacientes, onde

existem os fatores seguimento a longo prazo e integração do enxerto. Por exemplo, Yasuda (Yasuda et al. 2006) encontrou vantagens na técnica do duplo feixe com quatro túneis em pacientes seguidos por dois anos, mas com enxerto de tendões flexores.

5.6 Sobre o futuro

O sucesso da reconstrução do LCA com túnel único chega a 80% a 90% de bons resultados (Clancy et al.,1982, Scott e Schosheim, 1982; Johnson et al., 1983, Harter et al., 1988; Sanberg e Balkfors 1988, Holmes et al.,1991; Aglietti et al., 1994; Frank e Jackson,1997, Bach et al., 1998; Sernet et al., 1998), ficando 10% a 20% de falhas, normalmente atribuídas a problemas na execução da técnica com ênfase para o mal posicionamento dos túneis ósseos (Vergis e Gillquist,1995; Frank e Jackson,1997; Getelman e Friedman,1999). Já na reconstrução da dupla banda, alguns autores enfatizaram a dificuldade de confecção dos túneis femorais na técnica anatômica, sugerindo até mesmo a utilização de portais acessórios (Hara et al., 2005 e Fu et al,2006). Ou seja, o problema na localização ideal dos túneis ósseos é uma realidade nas reconstruções simples, o que diria nas reconstruções anatômicas? A exemplo das cirurgias de artroplastia, alguns estudos já mostraram a possibilidade do uso da navegação computadorizada no auxílio à execução da técnica de reconstrução do LCA com duplo feixe, principalmente na exatidão da localização dos túneis

ósseos. Inclusive com possibilidade da avaliação quantitativa de estabilidade ântero-posterior e rotacional no intra-operatório, pelo sistema de aquisição de dados da navegação (Ishibashi et al., 2005, Martelli et al ,2006), e em nossa opinião, seria um território a ser explorado em protocolos futuros.

Por que continuar desenvolvendo uma técnica que nosso próprio estudo provou ser semelhante a técnica convencional? Por dois motivos:

Primeiro, sabemos que a análise biomecânica em cadáveres está longe de ser o ideal na avaliação de resultados *in vivo*.

Segundo, chegamos à sugestão de dois novos protocolos de pesquisa a partir de nossa impressão dos resultados encontrados em nosso estudo. Onde, o principal legado, em nossa opinião, encontra-se na importância da influência da quantidade de enxerto utilizada na reconstrução anatômica. Inicialmente uma comparação "*in vitro*" da reconstrução convencional com a reconstrução anatômica com aproximadamente a mesma quantidade de enxerto total, em um protocolo com ensaios pareados com controle de localização de túneis e avaliação intra-operatória por navegação. E em seguida, transferir este mesmo desenho para um segundo protocolo de estudo "*in vivo*".

Assim, acrescentaríamos ao estudo de Yasuda et cols. (2006), que já apresentaram uma avaliação com seguimento a longo prazo e um grupo controle da técnica convencional de feixe único com a reconstrução anatômica com a mesma quantidade de enxerto, estes dois estudos. Um experimental, com a possibilidade da comparação direta com o joelho íntegro (sem lesão), e outro clínico, com confecção de túneis e avaliação intra-operatória. Sendo, ambos com auxílio de um recurso atual, a

navegação, que se presta tanto ao aperfeiçoamento da técnica de reconstrução do LCA com banda única e com dupla banda (através do controle de navegado da localização isométrica dos túneis ósseos), como para avaliação quantitativa imediata dos testes de Lachman e rotação interna tibial forçada no intra-operatório. De forma a contribuir com a incessante busca pelo aperfeiçoamento da técnica de reconstrução do LCA, motivo de muitos estudos prévios, deste e de muitos que virão...

6. CONCLUSÕES

- Não há diferenças na avaliação imediata de deslocamento anterior tibial, rigidez média e rotação interna tibial passiva, entre as duas técnicas estudadas.
- Ambas as técnicas diminuem o deslocamento anterior tibial máximo dos joelhos operados em relação aos joelhos lesados, mas não restauram os parâmetros dos joelhos íntegros.

7. ANEXOS

7.1 DTAM a 30° de flexão: os dados obtidos nos ensaios biomecânicos para deslocamento anterior máximo (DTAM) em milímetros (mm) nos grupos A e B nas três condições de avaliação: íntegro (Tabela 10-Grupo A e Tabela 13-Grupo B), lesado (Tabela 11-Grupo A e Tabela 14-Grupo B) e reconstruído no grupo A (Tabela 12-Grupo A e Tabela 15-Grupo B):

Tabela 10 (Grupo A) – Dados de DTAM em joelhos íntegros a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	D	A	INTEGRO	3,28	3,34	4,65
J2	E	A	INTEGRO	7,00	7,28	6,54
J3	D	A	INTEGRO	8,29	8,44	7,46
J4	D	A	INTEGRO	6,05	6,26	7,85
J5	D	A	INTEGRO	5,66	5,72	6,28
J6	D	A	INTEGRO	7,55	7,63	7,21
J7	E	A	INTEGRO	3,86	3,71	4,77
J8	D	A	INTEGRO	6,97	7,18	9,81
J9	E	A	INTEGRO	3,81	3,85	5,69

Tabela 11 (Grupo A) – Dados de DTAM em joelhos lesados a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	D	A	LESADO	13,22	13,35	13,48
J2	E	A	LESADO	17,74	17,90	17,96
J3	D	A	LESADO	20,69	21,32	21,45
J4	D	A	LESADO	12,87	13,10	13,21
J5	D	A	LESADO	17,59	17,74	17,79
J6	D	A	LESADO	19,07	19,40	19,62
J7	E	A	LESADO	15,49	15,57	15,65
J8	D	A	LESADO	15,40	15,81	15,95
J9	E	A	LESADO	18,41	18,57	18,53

Tabela 12 (Grupo A) – Dados de DTAM em joelhos reconstruídos a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	D	A	OPERADO	10,25	10,52	10,65
J2	E	A	OPERADO	14,57	14,94	15,23
J3	D	A	OPERADO	9,33	9,82	10,05
J4	D	A	OPERADO	9,76	9,99	10,11
J5	D	A	OPERADO	9,40	9,96	10,17
J6	D	A	OPERADO	8,42	8,65	8,77
J7	E	A	OPERADO	10,82	11,07	11,23
J8	D	A	OPERADO	11,90	12,16	12,34
J9	E	A	OPERADO	9,17	9,44	9,58

Tabela 13 (Grupo B) – Dados de DTAM em joelhos íntegros a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	E	B	INTEGRO	4,47	4,56	4,67
J2	D	B	INTEGRO	7,20	7,40	7,61
J3	E	B	INTEGRO	13,31	13,46	13,50
J4	E	B	INTEGRO	4,18	4,25	4,34
J5	E	B	INTEGRO	6,51	6,58	6,63
J6	E	B	INTEGRO	6,15	6,15	6,17
J7	D	B	INTEGRO	4,23	4,25	4,32
J8	E	B	INTEGRO	6,89	6,97	7,00
J9	D	B	INTEGRO	3,34	3,43	3,42

Tabela 14 (Grupo B) – Dados de DTAM em joelhos lesados a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	E	B	LESADO	15,50	15,43	15,48
J2	D	B	LESADO	22,69	23,09	23,27
J3	E	B	LESADO	17,90	18,13	18,26
J4	E	B	LESADO	16,99	17,16	17,31
J5	E	B	LESADO	17,62	17,89	18,05
J6	E	B	LESADO	15,47	15,65	15,75
J7	D	B	LESADO	16,61	17,05	17,27
J8	E	B	LESADO	19,12	19,66	20,00
J9	D	B	LESADO	21,50	21,64	21,72

Tabela 15 (GrupoB) – Dados de DTAM em joelhos operados a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	E	B	OPERADO	10,38	10,73	10,98
J2	D	B	OPERADO	15,78	16,54	16,92
J3	E	B	OPERADO	16,44	16,71	16,89
J4	E	B	OPERADO	6,48	6,63	6,76
J5	E	B	OPERADO	7,81	8,11	8,30
J6	E	B	OPERADO	4,61	4,83	4,97
J7	D	B	OPERADO	8,71	9,02	9,17
J8	E	B	OPERADO	12,43	13,04	13,37
J9	D	B	OPERADO	12,96	13,28	13,44

7.2 DTAM a 60° de flexão: os dados obtidos nos ensaios biomecânicos para deslocamento anterior máximo (DTAM) em milímetros (mm) nos grupos A e B nas três condições de avaliação: íntegro (Tabela 16-Grupo A e Tabela 19-Grupo B), lesado (Tabela 17-Grupo A e Tabela 20-Grupo B) e reconstruído no grupo A (Tabela 18-Grupo A e Tabela 21-Grupo B) :

Tabela 16 (Grupo A) – Dados de DTAM em joelhos íntegros a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	D	A	INTEGRO	3,67	3,83	3,89
J2	E	A	INTEGRO	6,91	7,01	6,94
J3	D	A	INTEGRO	7,17	7,24	7,29
J4	D	A	INTEGRO	5,75	5,72	5,66
J5	D	A	INTEGRO	5,37	5,51	5,60
J6	D	A	INTEGRO	6,18	6,20	6,26
J7	E	A	INTEGRO	2,93	3,02	3,07
J8	D	A	INTEGRO	6,85	6,97	7,04
J9	E	A	INTEGRO	3,69	3,86	3,94

Tabela 17 (Grupo A) – Dados de DTAM em joelhos lesados a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	D	A	LESADO	12,00	12,06	12,10
J2	E	A	LESADO	15,88	15,92	16,00
J3	D	A	LESADO	17,33	18,08	18,89
J4	D	A	LESADO	10,29	10,37	10,43
J5	D	A	LESADO	14,14	14,26	14,34
J6	D	A	LESADO	15,24	15,51	15,71
J7	E	A	LESADO	8,53	8,52	8,50
J8	D	A	LESADO	14,05	14,00	14,01
J9	E	A	LESADO	15,61	15,81	15,92

Tabela 18 (Grupo A) – Dados de DTAM em joelhos reconstruídos a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	D	A	OPERADO	9,15	9,60	9,86
J2	E	A	OPERADO	12,78	12,92	12,99
J3	D	A	OPERADO	7,96	8,01	8,04
J4	D	A	OPERADO	8,16	8,21	8,24
J5	D	A	OPERADO	6,88	7,27	7,64
J6	D	A	OPERADO	7,39	7,45	7,49
J7	E	A	OPERADO	4,59	4,85	4,97
J8	D	A	OPERADO	9,25	9,61	9,78
J9	E	A	OPERADO	6,74	6,97	7,10

Tabela 19 (Grupo B) – Dados de DTAM em joelhos íntegros a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	E	B	INTEGRO	3,98	4,22	4,31
J2	D	B	INTEGRO	7,27	7,37	7,35
J3	E	B	INTEGRO	9,43	9,53	9,67
J4	E	B	INTEGRO	4,04	4,10	4,12
J5	E	B	INTEGRO	5,45	5,52	5,57
J6	E	B	INTEGRO	6,44	6,53	6,56
J7	D	B	INTEGRO	3,48	3,48	3,47
J8	E	B	INTEGRO	6,01	6,28	6,38
J9	D	B	INTEGRO	3,03	3,05	3,06

Tabela 20 (Grupo B) – Dados de DTAM em joelhos lesados a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	E	B	LESADO	14,21	14,48	14,63
J2	D	B	LESADO	18,79	18,97	19,04
J3	E	B	LESADO	11,64	11,80	11,90
J4	E	B	LESADO	13,86	14,03	14,16
J5	E	B	LESADO	13,15	13,36	13,49
J6	E	B	LESADO	12,09	12,16	12,23
J7	D	B	LESADO	12,02	12,15	12,19
J8	E	B	LESADO	15,95	16,02	16,07
J9	D	B	LESADO	18,03	18,54	18,77

Tabela 21 (Grupo B) – Dados de DTAM em joelhos operados a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	E	B	OPERADO	9,28	9,38	9,54
J2	D	B	OPERADO	14,79	14,73	14,71
J3	E	B	OPERADO	10,61	10,86	11,05
J4	E	B	OPERADO	5,45	5,67	5,78
J5	E	B	OPERADO	7,21	7,48	7,59
J6	E	B	OPERADO	6,67	6,59	6,60
J7	D	B	OPERADO	6,21	6,30	6,39
J8	E	B	OPERADO	9,82	10,08	10,28
J9	D	B	OPERADO	9,88	10,11	10,23

7.3 DTAM a 90° de flexão: os dados obtidos nos ensaios biomecânicos para deslocamento anterior máximo (DTAM) em milímetros (mm) nos grupos A e B nas três condições de avaliação: íntegro (Tabela 22-Grupo A e tabela 25-Grupo B), lesado (Tabela 23-Grupo A e Tabela 26-Grupo B) e reconstruído no grupo A (Tabela 24-Grupo A e Tabela 27-Grupo B):

Tabela 22 (Grupo A) – Dados de DTAM em joelhos íntegros a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	D	A	INTEGRO	4,71	4,20	4,23
J2	E	A	INTEGRO	5,65	5,78	5,86
J3	D	A	INTEGRO	5,05	5,12	5,19
J4	D	A	INTEGRO	4,48	4,62	4,70
J5	D	A	INTEGRO	3,59	3,65	3,70
J6	D	A	INTEGRO	6,42	6,49	6,50
J7	E	A	INTEGRO	2,83	2,85	2,87
J8	D	A	INTEGRO	5,72	6,30	6,44
J9	E	A	INTEGRO	2,88	2,92	2,95

Tabela 23 (Grupo A) – Dados de DTAM em joelhos lesados a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	D	A	LESADO	11,04	11,25	11,36
J2	E	A	LESADO	13,21	13,43	13,58
J3	D	A	LESADO	12,42	12,71	12,87
J4	D	A	LESADO	8,86	8,93	8,95
J5	D	A	LESADO	9,98	10,15	10,24
J6	D	A	LESADO	12,52	12,73	12,86
J7	E	A	LESADO	7,71	7,79	7,85
J8	D	A	LESADO	10,99	11,26	11,45
J9	E	A	LESADO	10,69	10,95	11,11

Tabela 24 (Grupo A) – Dados de DTAM em joelhos reconstruídos a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	D	A	OPERADO	8,05	8,31	8,49
J2	E	A	OPERADO	11,02	11,28	11,45
J3	D	A	OPERADO	4,85	4,96	5,03
J4	D	A	OPERADO	5,86	6,11	6,28
J5	D	A	OPERADO	5,90	6,33	6,64
J6	D	A	OPERADO	5,77	5,85	5,87
J7	E	A	OPERADO	3,40	3,70	3,88
J8	D	A	OPERADO	6,40	6,76	6,96
J9	E	A	OPERADO	4,38	4,65	4,77

Tabela 25 (Grupo B) – Dados de DTAM em joelhos íntegros a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	E	B	INTEGRO	3,62	3,67	3,66
J2	D	B	INTEGRO	5,65	5,72	5,73
J3	E	B	INTEGRO	8,49	8,62	8,67
J4	E	B	INTEGRO	4,18	4,27	4,36
J5	E	B	INTEGRO	4,28	4,31	4,32
J6	E	B	INTEGRO	4,91	5,00	5,08
J7	D	B	INTEGRO	2,90	2,96	3,00
J8	E	B	INTEGRO	6,38	6,53	6,61
J9	D	B	INTEGRO	2,68	2,72	2,75

Tabela 26 (Grupo B) – Dados de DTAM em joelhos lesados a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	E	B	LESADO	13,10	13,29	13,42
J2	D	B	LESADO	14,87	15,10	15,24
J3	E	B	LESADO	11,40	11,55	11,68
J4	E	B	LESADO	11,43	11,76	11,99
J5	E	B	LESADO	10,68	10,80	10,87
J6	E	B	LESADO	10,25	10,46	10,57
J7	D	B	LESADO	9,19	9,38	9,45
J8	E	B	LESADO	14,46	14,78	14,98
J9	D	B	LESADO	15,99	16,37	16,53

Tabela 27 (Grupo B) – Dados de DTAM em joelhos operados a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	CICLO 1 (mm)	CICLO 2 (mm)	CICLO 3 (mm)
J1	E	B	OPERADO	8,45	8,98	9,34
J2	D	B	OPERADO	11,21	11,28	11,32
J3	E	B	OPERADO	10,36	10,68	10,84
J4	E	B	OPERADO	4,13	4,34	4,53
J5	E	B	OPERADO	6,07	6,17	6,22
J6	E	B	OPERADO	5,70	5,83	5,87
J7	D	B	OPERADO	5,10	5,23	5,33
J8	E	B	OPERADO	8,04	8,44	8,62
J9	D	B	OPERADO	6,21	6,58	6,76

7.4 Rigidez a 30° de flexão: os dados obtidos nos ensaios biomecânicos para Rigidez Média em Newtons por milímetros (N/mm) nos grupos A e B nas três condições de avaliação: íntegro (Tabela 28-Grupo A e Tabela 31-Grupo B), lesado (Tabela 29-Grupo A e Tabela 32-Grupo B) e reconstruído no grupo A (Tabela 30-Grupo A e Tabela 33-Grupo B) são mostrados a seguir:

Tabela 28 (Grupo A) – Dados de R em joelhos íntegros a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	D	A	INTEGRO	37,88
J2	E	A	INTEGRO	21,21
J3	D	A	INTEGRO	26,40
J4	D	A	INTEGRO	26,69
J5	D	A	INTEGRO	25,69
J6	D	A	INTEGRO	26,20
J7	E	A	INTEGRO	25,44
J8	D	A	INTEGRO	28,49
J9	E	A	INTEGRO	29,95

Tabela 29 (Grupo A) – Dados de R em joelhos lesados a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	D	A	LESADO	17,17
J2	E	A	LESADO	17,88
J3	D	A	LESADO	17,97
J4	D	A	LESADO	15,40
J5	D	A	LESADO	15,56
J6	D	A	LESADO	13,37
J7	E	A	LESADO	13,22
J8	D	A	LESADO	17,26
J9	E	A	LESADO	15,51

Tabela 30 (Grupo A) – Dados de R em joelhos reconstruídos a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	D	A	OPERADO	17,07
J2	E	A	OPERADO	12,47
J3	D	A	OPERADO	16,88
J4	D	A	OPERADO	17,41
J5	D	A	OPERADO	15,34
J6	D	A	OPERADO	18,90
J7	E	A	OPERADO	13,53
J8	D	A	OPERADO	17,44
J9	E	A	OPERADO	17,04

Tabela 31 (Grupo B) – Dados de R em joelhos íntegros a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	E	B	INTEGRO	30,85
J2	D	B	INTEGRO	18,08
J3	E	B	INTEGRO	25,60
J4	E	B	INTEGRO	28,51
J5	E	B	INTEGRO	31,35
J6	E	B	INTEGRO	27,07
J7	D	B	INTEGRO	35,25
J8	E	B	INTEGRO	28,39
J9	D	B	INTEGRO	33,24

Tabela 32 (Grupo B)- Dados de R em joelhos lesados a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	E	B	LESADO	10,20
J2	D	B	LESADO	14,01
J3	E	B	LESADO	15,39
J4	E	B	LESADO	15,10
J5	E	B	LESADO	18,41
J6	E	B	LESADO	14,89
J7	D	B	LESADO	12,86
J8	E	B	LESADO	17,41
J9	D	B	LESADO	18,19

Tabela 33 (Grupo B) – Dados de R em joelhos operados a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	E	B	OPERADO	11,07
J2	D	B	OPERADO	13,52
J3	E	B	OPERADO	17,40
J4	E	B	OPERADO	15,09
J5	E	B	OPERADO	15,62
J6	E	B	OPERADO	25,91
J7	D	B	OPERADO	16,84
J8	E	B	OPERADO	14,24
J9	D	B	OPERADO	14,96

7.5 Rigidez a 60° de flexão: os dados obtidos nos ensaios biomecânicos para Rigidez Média em Newtons por milímetros (N/mm) nos grupos A e B nas três condições de avaliação: íntegro (Tabela 35-Grupo A e Tabela 38-Grupo B), lesado (Tabela 36-Grupo A e Tabela 39-Grupo B) e reconstruído no grupo A (Tabela 37-Grupo A e Tabela 40-Grupo B) são mostrados a seguir :

Tabela 35 (Grupo A) – Dados de R em joelhos íntegros a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	D	A	INTEGRO	49,19
J2	E	A	INTEGRO	24,56
J3	D	A	INTEGRO	33,66
J4	D	A	INTEGRO	30,88
J5	D	A	INTEGRO	29,16
J6	D	A	INTEGRO	29,35
J7	E	A	INTEGRO	35,33
J8	D	A	INTEGRO	40,70
J9	E	A	INTEGRO	33,31

Tabela 36 (Grupo A) – Dados de R em joelhos lesados a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	D	A	LESADO	18,22
J2	E	A	LESADO	16,11
J3	D	A	LESADO	18,59
J4	D	A	LESADO	16,34
J5	D	A	LESADO	15,88
J6	D	A	LESADO	13,06
J7	E	A	LESADO	15,47
J8	D	A	LESADO	18,07
J9	E	A	LESADO	13,99

Tabela 37 (Grupo A) – Dados de R em joelhos reconstruídos a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	D	A	OPERADO	18,59
J2	E	A	OPERADO	15,84
J3	D	A	OPERADO	21,25
J4	D	A	OPERADO	19,92
J5	D	A	OPERADO	14,74
J6	D	A	OPERADO	22,02
J7	E	A	OPERADO	18,39
J8	D	A	OPERADO	21,40
J9	E		OPERADO	19,06

Tabela 38 (Grupo B) – Dados de R em joelhos íntegros a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	E	B	INTEGRO	36,69
J2	D	B	INTEGRO	24,32
J3	E	B	INTEGRO	20,37
J4	E	B	INTEGRO	33,68
J5	E	B	INTEGRO	38,87
J6	E	B	INTEGRO	33,60
J7	D	B	INTEGRO	38,25
J8	E	B	INTEGRO	34,98
J9	D	B	INTEGRO	41,76

Tabela 39 (Grupo B) – Dados de R em joelhos lesados a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	E	B	LESADO	17,32
J2	D	B	LESADO	16,32
J3	E	B	LESADO	18,39
J4	E	B	LESADO	14,94
J5	E	B	LESADO	19,21
J6	E	B	LESADO	18,09
J7	D	B	LESADO	13,15
J8	E	B	LESADO	21,12
J9	D	B	LESADO	18,33

Tabela 40 (Grupo B) – Dados de R em joelhos operados a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	E	B	OPERADO	13,56
J2	D	B	OPERADO	13,55
J3	E	B	OPERADO	18,54
J4	E	B	OPERADO	18,28
J5	E	B	OPERADO	21,18
J6	E	B	OPERADO	22,42
J7	D	B	OPERADO	23,08
J8	E	B	OPERADO	16,72
J9	D	B	OPERADO	17,48

7.6 Rigidez a 90° de flexão: os dados obtidos nos ensaios biomecânicos para Rigidez Média em Newtons por milímetros (N/mm) nos grupos A e B nas três condições de avaliação: íntegro (Tabela 41-Grupo A e Tabela 44-Grupo B), lesado (Tabela 42-Grupo A e Tabela 45-Grupo B) e reconstruído no grupo A (Tabela 43-Grupo A e Tabela 46-Grupo B) são mostrados a seguir:

Tabela 41 (Grupo A) – Dados de R em joelhos íntegros a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	D	A	INTEGRO	57,81
J2	E	A	INTEGRO	28,52
J3	D	A	INTEGRO	45,08
J4	D	A	INTEGRO	36,37
J5	D	A	INTEGRO	30,13
J6	D	A	INTEGRO	34,23
J7	E	A	INTEGRO	39,39
J8	D	A	INTEGRO	46,07
J9	E	A	INTEGRO	42,63

Tabela 42 (Grupo A) – Dados de R em joelhos lesados a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	D	A	LESADO	17,13
J2	E	A	LESADO	17,56
J3	D	A	LESADO	21,81
J4	D	A	LESADO	23,28
J5	D	A	LESADO	17,33
J6	D	A	LESADO	18,40
J7	E	A	LESADO	17,92
J8	D	A	LESADO	21,72
J9	E	A	LESADO	15,00

Tabela 43 (Grupo A) – Dados de R em joelhos reconstruídos a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	D	A	OPERADO	18,49
J2	E	A	OPERADO	16,62
J3	D	A	OPERADO	26,27
J4	D	A	OPERADO	20,93
J5	D	A	OPERADO	21,16
J6	D	A	OPERADO	26,97
J7	E	A	OPERADO	26,45
J8	D	A	OPERADO	25,18
J9	E	A	OPERADO	23,98

Tabela 44 (Grupo B) – Dados de R em joelhos íntegros a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	E	B	INTEGRO	50,23
J2	D	B	INTEGRO	29,85
J3	E	B	INTEGRO	34,26
J4	E	B	INTEGRO	34,60
J5	E	B	INTEGRO	44,46
J6	E	B	INTEGRO	36,62
J7	D	B	INTEGRO	45,19
J8	E	B	INTEGRO	40,84
J9	D	B	INTEGRO	52,32

Tabela 45 (Grupo B) – Dados de R em joelhos lesados a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	E	B	LESADO	16,72
J2	D	B	LESADO	19,40
J3	E	B	LESADO	25,24
J4	E	B	LESADO	16,53
J5	E	B	LESADO	24,43
J6	E	B	LESADO	25,99
J7	D	B	LESADO	17,31
J8	E	B	LESADO	22,81
J9	D	B	LESADO	18,50

Tabela 46 (Grupo B) – Dados de R em joelhos operados a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	RIGIDEZ (N/mm)
J1	E	B	OPERADO	21,17
J2	D	B	OPERADO	19,62
J3	E	B	OPERADO	25,40
J4	E	B	OPERADO	22,99
J5	E	B	OPERADO	28,11
J6	E	B	OPERADO	29,54
J7	D	B	OPERADO	26,29
J8	E	B	OPERADO	19,19
J9	D	B	OPERADO	21,04

7.7 Rotação Interna Tibial Passiva (RIT) a 30° de flexão: os dados obtidos nos ensaios biomecânicos para Rotação Interna Tibial Passiva (RIT) em graus (°) a 30° de flexão nos grupos A e B nas três condições de avaliação: íntegro (Tabela 47-Grupo A e Tabela 50-Grupo B) e reconstruído no grupo A (Tabela 48-Grupo A e Tabela 51-Grupo B) são mostrados a seguir:

Tabela 47 (Grupo A) – Dados de RIT em joelhos íntegros a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	D	A	INTEGRO	0,5
J2	E	A	INTEGRO	1,5
J3	D	A	INTEGRO	2,0
J4	D	A	INTEGRO	5,0
J5	D	A	INTEGRO	5,0
J6	D	A	INTEGRO	3,0
J7	E	A	INTEGRO	0,5
J8	D	A	INTEGRO	4,0
J9	E	A	INTEGRO	1,0

Tabela 48 (Grupo A) – Dados de RIT em joelhos reconstruídos a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	D	A	OPERADO	0
J2	E	A	OPERADO	1,0
J3	D	A	OPERADO	0,5
J4	D	A	OPERADO	4,0
J5	D	A	OPERADO	6,0
J6	D	A	OPERADO	3,0
J7	E	A	OPERADO	1,0
J8	D	A	OPERADO	5,0
J9	E	A	OPERADO	0

Tabela 49 (Grupo B) – Dados de RIT em joelhos íntegros a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	E	B	INTEGRO	1,0
J2	D	B	INTEGRO	2,0
J3	E	B	INTEGRO	-2,5
J4	E	B	INTEGRO	5,0
J5	E	B	INTEGRO	2,5
J6	E	B	INTEGRO	3,5
J7	D	B	INTEGRO	2,5
J8	E	B	INTEGRO	1,0
J9	D	B	INTEGRO	1,5

Tabela 50 (Grupo B) – Dados de RIT em joelhos operados a 30° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	E	B	OPERADO	0,5
J2	D	B	OPERADO	5,0
J3	E	B	OPERADO	0
J4	E	B	OPERADO	0
J5	E	B	OPERADO	4,0
J6	E	B	OPERADO	2,0
J7	D	B	OPERADO	4,0
J8	E	B	OPERADO	0,5
J9	D	B	OPERADO	1,0

7.8 Rotação Interna Tibial Passiva (RIT) a 60° de flexão: os dados obtidos nos ensaios biomecânicos para Rotação Interna Tibial Passiva (RIT) em graus (°) a 60° de flexão nos grupos A e B nas três condições de avaliação: íntegro (Tabela 51-Grupo A e Tabela 53-Grupo B) e reconstruído no grupo A (Tabela 52-Grupo A e Tabela 54-Grupo B) são mostrados a seguir:

Tabela 51 (Grupo A) – Dados de RIT em joelhos íntegros a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	D	A	INTEGRO	0,5
J2	E	A	INTEGRO	1,5
J3	D	A	INTEGRO	2,0
J4	D	A	INTEGRO	5,0
J5	D	A	INTEGRO	5,0
J6	D	A	INTEGRO	3,0
J7	E	A	INTEGRO	0,5
J8	D	A	INTEGRO	4,0
J9	E	A	INTEGRO	1,0

Tabela 52 (Grupo A) – Dados de RIT em joelhos reconstruídos a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	D	A	OPERADO	2,0
J2	E	A	OPERADO	4,0
J3	D	A	OPERADO	3,5
J4	D	A	OPERADO	7,0
J5	D	A	OPERADO	7,0
J6	D	A	OPERADO	6,0
J7	E	A	OPERADO	2,5
J8	D	A	OPERADO	2,5
J9	E	A	OPERADO	2,5

Tabela 53 (Grupo B) – Dados de RIT em joelhos íntegros a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	E	B	INTEGRO	3,0
J2	D	B	INTEGRO	6,0
J3	E	B	INTEGRO	0
J4	E	B	INTEGRO	2,5
J5	E	B	INTEGRO	4,0
J6	E	B	INTEGRO	5,5
J7	D	B	INTEGRO	2,5
J8	E	B	INTEGRO	2,0
J9	D	B	INTEGRO	0,5

Tabela 54 (Grupo B) – Dados de RIT em joelhos operados a 60° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	E	B	OPERADO	4,5
J2	D	B	OPERADO	8,5
J3	E	B	OPERADO	-2,0
J4	E	B	OPERADO	3,5
J5	E	B	OPERADO	6,0
J6	E	B	OPERADO	5,5
J7	D	B	OPERADO	3,5
J8	E	B	OPERADO	2,5
J9	D	B	OPERADO	0,5

7.9 Rotação Interna Tibial Passiva (RIT) a 90° de flexão: os dados obtidos nos ensaios biomecânicos para Rotação Interna Tibial Passiva (RIT) em graus (°) a 90° de flexão nos grupos A e B nas três condições de avaliação: íntegro (Tabela 55-Grupo A e Tabela 57-Grupo B) e reconstruído no grupo A (Tabela 56-Grupo A e Tabela 58-Grupo B) são mostrados a seguir:

Tabela 55 (Grupo A) – Dados de RIT em joelhos íntegros a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	D	A	INTEGRO	1,0
J2	E	A	INTEGRO	4,0
J3	D	A	INTEGRO	0,5
J4	D	A	INTEGRO	6,0
J5	D	A	INTEGRO	1,0
J6	D	A	INTEGRO	8,0
J7	E	A	INTEGRO	1,5
J8	D	A	INTEGRO	1,0
J9	E	A	INTEGRO	0,5

Tabela 56 (Grupo A) – Dados de RIT em joelhos reconstruídos a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	D	A	OPERADO	3,5
J2	E	A	OPERADO	4,5
J3	D	A	OPERADO	2,5
J4	D	A	OPERADO	8,0
J5	D	A	OPERADO	6,0
J6	D	A	OPERADO	6,5
J7	E	A	OPERADO	1,5
J8	D	A	OPERADO	2,5
J9	E	A	OPERADO	2,5

Tabela 57 (Grupo B) – Dados de RIT em joelhos íntegros a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	E	B	INTEGRO	2,5
J2	D	B	INTEGRO	6,5
J3	E	B	INTEGRO	-0,5
J4	E	B	INTEGRO	3,0
J5	E	B	INTEGRO	4,0
J6	E	B	INTEGRO	6,5
J7	D	B	INTEGRO	2,5
J8	E	B	INTEGRO	3,0
J9	D	B	INTEGRO	1,0

Tabela 58 (Grupo B) – Dados de RIT em joelhos operados a 90° de flexão

NÚMERO DO PAR	LADO	GRUPO	CONDIÇÃO	ROTAÇÃO INTERNA
J1	E	B	OPERADO	5,0
J2	D	B	OPERADO	7,5
J3	E	B	OPERADO	-0,5
J4	E	B	OPERADO	3,5
J5	E	B	OPERADO	7,0
J6	E	B	OPERADO	5,5
J7	D	B	OPERADO	6,0
J8	E	B	OPERADO	3,0
J9	D	B	OPERADO	2,0

8. REFERÊNCIAS

1. Adachi N, Ochi Y, Iwasa J, Kuriwaka M, Ito Y. Reconstruction of the Anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br.* 2004; 516-20.
2. Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G, Biase PD. Patellar Tendon Versus Doubled Semitendinosus and Gracilis Tendons for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *American J Sports Med.* 1994; 211-18.
3. Ahmed AM, Burke DL, Duncan NA, Chan, K.H. Ligament tension pattern in the flexed knee in combined passive anterior translation and axial rotation. *J. Orthop. Res.* 1992; 10(6): 854-67.
4. Albuquerque RFM. *Análise experimental de estabilidade anterior do joelho submetido à reconstrução intra-articular do ligamento cruzado anterior com tendão do músculo quadríceps da coxa através de túnel femoral único e duplo* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 1999.
5. Albuquerque RFM. *Estudo biomecânico da fixação do enxerto de tendão patelar na reconstrução do ligamento cruzado anterior* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 1994.
6. AmatuZZi MM, Albuquerque RFM, Rossetti AC. *Como fixamos o enxerto patelar na substituição dos ligamentos cruzados do joelho.* *Rev Bras Ortop.* 1993; 28:545-6.
7. Amis M, Dawkins GPC. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1991; 73:260-67.

8. Andersen HN, Dyre-Poulsen P. The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997; 5: 145-9.
9. Andrews JR, Sanders R. A "Mini-reconstruction" Technique in Treating Anterolateral Rotatory Instability (ALRI). *Clin Orthop Relat Res.* 1982; 93-6.
10. Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, Seungbum K. Rotational Changes at the Knee after ACL Injury Cause Cartilage Thinning. *Clinical Orthop Relat Res.* 2006; 442: 39-44.
11. Ari Karchin MS, Hull ML, Howell SM. Initial Tension and Anterior Load-Displacement Behavior of High-Stiffness Anterior Cruciate Ligament Graft Constructs. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2004; 86-A(8): 1675-83.
12. Arnoczky SP, Warren RF. Anatomy of the Cruciate Ligaments. In Feagin J. A., *The crucial ligaments.* 1a ed. Nova Iorque: Churchill Livingstone. 1988; 179-95.
13. Arnoczky SP. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop.* 1983; 172:19-25.
14. Bach BR, Tradonnsky S, Bojchuk J, Levy ME, Joseph CAB, Khan NH. Arthroscopically Assisted Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Patellar Tendon Autograft Five-to-Nine-Year Follow-up Evaluation; *Am J Sports Med.* 1998; 20-9.
15. Bellier G, Christel P, Clolmbet P, Djian P, Francesschi JP, Sbihi A. Double-Stranded Hamstring Graft for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy.* 2004; 890-94.
16. Beynnon BD, Amis AA. In Vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthroscopy.* 1998; 6:70-6.

17. Biau DJ, Tournoux C, Katsahian S, Schranz PJ, Nizard RS. Bone-patellar tendon-bone autografts versus hamstring autografts for reconstruction of anterior cruciate ligament: meta-analysis. *BMJ*. 2006; 17(3): 248-57.
18. Brantigan OC, Voshell AF. The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. *J. Bone Joint Surg*. 1941; 23:44-6.
19. Butler D, Noyes F, Grood E. Ligamentous Restraints to Anterior-Posterior Drawer in the Human Knee. A Biomechanical Study. *J. Bone Joint Surg. [AM]*. 1980; 62: 259-70.
20. Cabaud HE. Biomechanics of the Anterior Cruciate Ligament. . *Clinical Orthop Relat Res*. 1983; 172: 26-31.
21. Cabon DNM, Chang HC. Single Femoral Socket Double-Bundle Anterior Tendon: Description of a New Technique. *Arthroscopy*. 2005; 1273-8.
22. Chao TTH, Lew WD, Lewis JL, Lindquist C, Hong B, Arendt E. Biomechanical Effect of a Two-Segment Anterior Cruciate Ligament Graft with Separate Femoral Attachments and Differing Levels of Prescribed Load Sharing. *J. Orthop Res* . 1992; 10:868-77.
23. Clancy Jr. WG, Nelson DG, Reider B, Narechania RG. Anterior Cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar ligament, augmented by extra-articular tendon transfers. *J Bone Joint Surg Am*. 1982; 64:352-9.
24. Daniel DM, Stone ML, Dodson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman F. Fate of the ACL-Injured Patient: A Prospective Outcome Study. *Am J Sports Med*. 1994; 22: 632-44.
25. Denti M, LO Vetere D, Bandi M, Volpi P. Comparative evaluation of knee stability following reconstruction of the anterior cruciate ligament with the bone-patellar- tendon-bone and the double semitendinous-gracilli methods: 1-and 2-year prospective study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy*. 2006; 10: 1-4.

26. Edwards TB, Guanche CA, Petrie SG, Thomas KA. In Vitro Comparison of Elongation of the Anterior Cruciate Ligament and Single-and Dual-Tunnel Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *Orthopedics*. 1999; 22(6):577-84.
27. Franceschi P, Sbini A, Champsaur P. Recontruction arthroscopique à double faisceau antéro-médial et postéro-latéral du ligament croisé antérieur. *Rev Chir Orthop*. 2002:691-7.
28. Frank CB, Jackson DW. Current Concepts Review –The Science of Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg*.1997; 1-45.
29. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, Kaz A, Bach BR Jr. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med*. 2003; 31(1):2-11.
30. Fu FH, Starman JS. Honing the anatomic double-bundle ACL reconstruction surgical technique. *Orthopedics Today on line*.2006.
31. Goldblatt JP, Fitzsimmons SE, Balk E, Richmond JC. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: meta-analysis of patellar tendon versus hamstring tendon autograft. *Arthroscopy*. 2005; 791-803.
32. Getelman MH, Friedman MJ. Revision Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery. *J Am Acad Orthop Surg*.1999;189-98.
33. Gillquist J, Messner K. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and the long Term Incidence of Gonarthrosis; *Sports Med*. 1999; 143-156.
34. Girgis FG, Marshall JLA, Monajem ARS. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional, and experimental analysis. *Clin Orthop*. 1975; 106:216-31.

35. Giron F, Buzzi R, Aglietti P. Femoral Tunnel Position in Cruciate Ligament Reconstruction Using Three Techniques. A Cadaver Study *Arthroscopy*. 1999;750-6.
36. Gollehon DL, Torzilli P, Warren RF. The Role of the Posterolateral and Cruciate Ligaments in the Stability of the Human Knee. *J. Bone Joint Surg.[AM]*.1987; 69: 233-42.
37. Górios C. *Estudo do relaxamento à tensão e da rigidez do Ligamento Cruzado Anterior do joelho e dos enxertos para sua reconstrução com o ligamento patelar e com os tendões dos músculos flexores semitendíneo grácil* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.
38. Hamada M, Shino K, Horibe S, Mistuoka T, Miyama T, Shiozaki Y, Mae T. Single Versus Bi-socket Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Autogenous Multiple-Stranded Hamstring Tendons With Endobutton Femoral Fixation: a Prospective Study. *Arthroscopy*. 2001; 17: 801-7.
39. Hara K , Arai Y, Ohta M, Minami G, Urade, H hirai N, Watanabe N, Kubo A. A New Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using the Posteromedial Portal Technique With Hamstrings. *Arthroscopy*. 2005; 1274-6.
40. Harner CD, Double Bundle or Double Trouble? *Arthroscopy*. 2004; 1013-14.
41. Harter R.A.; Osternug L.R.; Singer M.K.; James S.I.; Larson R.L.; Jonnes D.C.; Long –term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med*. 1987: 434-43.

42. Hefti F, Müller W, Jakob RP, Stäubli HU Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthroscopy.*1993;1: 226-34.
43. Hernandez AJ. *Correlação das propriedades biomecânicas dos ligamentos do joelho com seus parâmetros antropométricos* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 1994.
44. Hey Grooves, E.W. The crucial ligaments of the knee joint: their function rupture, and the operative treatment of same. *Br J Surg*, 1920; 7:505-15.
45. Holmes PF , James S L, Larson RL, Singer K M, Jones DC, Howell SM, Barad SJ. Knee extension and its Relationship to the Slope of the Intercondylar Roof.Implications for Positioning the Tibial Tunnel in Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *Am J Sports Med.*1995; 288-94.
46. Holmes PF, James SL, Larson RL, Singer KM, Jones DC. Retrospective direct comparison of three intrarticular anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med.*1988; 596-600.
47. Hsieh HH, Walker PS. Stabilizing Mechanisms of the Loaded and Unloaded Knee Joint. *J. Bone Joint Surg.[AM].*1976; 58:87-93.
48. Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of Knee Ligament Instabilities Part I. the Medial Compartment and Cruciate Ligaments. *J.Bone Joint Surg.[AM].*1976; 58:159-72.
49. Hughston JC, Andrews, JR, Cross, MJ, Moschi A. A Classification of Knee Ligament Instabilities. Part II. The Lateral Compartment. *J. Bone Joint Surg. [AM].*1976; 58(2):173-9.
50. Ishibashi Y, Tsuda E, Tazawa K, Toh S. Intraoperative Evaluation of the Anatomical Double – Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With the OrthoPilot Navigation System. *Orthopedics*; 2005.

51. Jennings LD, Jackson DW. Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament using a patella tendon bone autograft. *Clin Sports Med.* 1998; 785-800.
52. Johnson JR, Eriksson E, Haggmark T, Pope MH. Five-to Ten-year Follow-up Evaluation after Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. *Clin Orthop Relat Surg.* 1983; 122-40.
53. Jonhson RJ, Beynnon BD, Nichols CE, Renstron PAFH, Vermont B. Current Concepts Review The Treatment of Injuries of the Anterior Cruciate Ligament. *The . J. Bone Joint Surg Am.* 1992; 140-51.
54. Kilger RHP, Stehle J, Fisk JA, Thomas M, Miura K, Woo SL. Anatomical Double Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstrction After Valgus High Tibial Osteotmy. *Am J Sports Med.* 2006; 961-67.
55. Kokron AEV. *Avaliação biomecânica da estabilidade da reconstrução na lesão isolada do ligamento cruzado posterior com um e dois feixes de enxerto.* São Paulo, 2000. [Tese]. Faculdade de Medicina, Universidade de Estado de São Paulo.
56. Kubo T, Hara K, Suginoshita T, Shimizu C, Tsujihara T, Honda H, Hirasawa Y. Anterior cruciate ligament reconstruction using the double method; *J Orthop Surg.* 2000;59-63
57. Lee B, Min DK, Choi HS, Kim J B, Kim ST. Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With The Tibial-Remnant Preserving Technique Using a Hamstring Graft. *Arthroscopy.* 2006; 340-7
58. Mae T, Shino K, Miyama T, Shinjo,H, Ochi T, Yoshikawa H, Fujie H. Single- Versus Two-Femoral Socket Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Technique: Biomechanical Anlysis Using a Robotic Simulator. *Arthroscopy.* 2001; 17(7): 708-16.

-
59. Mae T, Shino K, Matsumoto N, Nakata K, Nakamura N, Iwahashi T. Force Sharing between two grafts in the anatomical two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14(6): 505-9.
60. Maradei JAR. *Estudo biomecânico da influência da espessura do enxerto e da técnica de dois feixes na reconstrução do ligamento cruzado posterior* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo: 2004.
61. Marcacci M, Molgora AP, Zaffani S, Vascellari A, Iacono F, Presti ML. Anatomic Double Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Hamstrings. *Arthroscopy.* 2003; 540-46.
62. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Davis BR, Finerman GAM, Slauterbeck JL. Biomechanical Consequences of Replacement of the Anterior Cruciate Ligament with a Patellar Ligament Allograft. Part I: Insertion of the Graft and Anterior-Posterior Testing. *J. Bone Joint Surg Am.* 1996; 78-A: 1720-7.
63. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Cha CW, Davis BR, Finerman GAM, Slauterbeck JL. Biomechanical Consequences of Replacement of the Anterior Cruciate Ligament with a Patellar Ligament Allograft. Part II: Forces in the graft compared with Forces in the Intact Ligament. *J. Bone Joint Surg Am.* 1996; 78A:1728-34.
64. Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC. In vivo knee stability: a quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J. Bone Joint Surg. [Am]*. 1978: 664-74.
65. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee- the contributions of the supporting structures: A quantitative in vitro study. *J. Bone Joint Surg. [Am]*. 1976: 583-93.

66. Martelli S, Zaffagnini S, Bignozzi S, Bontempi M, Marcacci M. Validation of a new protocol for computer-assisted evaluation of kinematics of double-bundle ACL reconstruction. *Clinical Biomech.* 2006; (21): 279-87.
67. Miura K, Savio L-Y W, Brinley YCF, Noorani S. Effects of Knee Flexion Angles for Graft Fixation on Force Distribution in Double Bundle Anterior Cruciate Ligament Grafts. *Am J Sports Med.* 2006; 34(4):577-85.
68. Mommersteeg TJA, Huiskes L, Blankevoort JG, Kooloos JGM, Kauer JMG. An inverse Dynamics Modeling Approach to determine the restraining function of human knee ligament bundles. *J. Biomechanics.* 1996; 30(2): 139-45.
69. Morgan CD, Kalmam VR, Grawl DM. Isometry Testing for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Revisited. *Arthroscopy.* 1995; 647-59.
70. Mott HW. Semitendinosus Anatomic Reconstruction for Cruciate Ligament Insufficiency. *Clinical Orthop Relat Res.* 1982; 90-2.
71. Muneta T, Sekyia I, Yagishita K, Ogiuchi T, Yamamoto H, Shinomiya K. Two Bundle Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament Using Semitendinosus tendon With Endobuttons: Operative Technique and Preliminary Results. *Arthroscopy.* 1999; 618-624.
72. Nicholas SJ, D`Amato MJ, Mullaney MJ, Tyler TF, Kolstald K, McHugh. A Prospectively Randomized Double Blind Study on the Effect of Initial Graft Tension on Knee Stability After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004; 1881-86.
73. Norwood LA, Cross MJ. Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *Am J Sports Med.* 1979; 1:23-6.
74. Prodromos CC, Joyce BT, Shi K, Keller BL. A meta-analysis of stability after anterior cruciate ligament reconstruction as a function of hamstring versus patellar tendon graft and fixation type. *Am J Sports Med.* 2003 31(1):2-11.

-
75. Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 1985; 67:257-62.
 76. Oliveira VM, Aihara T, Cury RLP, Avakian R, Duarte Jr. A. Estudo Anatômico da inserção dos músculos grácil e semitendíneo. *Acta Ortop Bras.* 2006; 14: 7-10.
 77. Radford WJP, Amis AA, Kempson SA, Stead AC, Camburn M. A comparative study of single and double bundle ACL reconstruction in sheep. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994, 2:94-9.
 78. Reinman PR, Jackson DW. Anatomy of the anterior cruciate ligament. In Jackson DW, Drez D. *The anterior Cruciate deficient knee.* St Louis: CV Mosby Co, 1987: 17-26.
 79. Sakane M, Fox RJ, Woo SLY, Liversay GA, Li G, Fu FH. In Situ Forces in the Anterior Cruciate Ligament and its Bundles in Response to Anterior Tibial Loads; *J Orthop Res.* 1997; 285-93.
 80. Sandberg R, Balkfors B. Reconstruction of the anterior cruciate ligament A 5-year follow-up. *Acta Orthop Scand.* 1988; 288-293.
 81. Sasaki SU. *Estudo Comparativo entre dois tipos de fixação da fratura por avulsão do ligamento cruzado posterior na tíbia: via aberta versus via artroscópica* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo: 2003.
 82. Sbihi A, Franceschi JP, Christel P, Colombet P, Dijian P, Bellier G. Reconstruction du ligament croisé antérieur par greffe de tendons de la patte d'oie à un ou à deux faisceaux. *Rev Chir Orthop.* 2004; 643-50.
 83. Scott WN, Schosheim PM. Intra-articular Transfer of the Iliotibial Muscle-Tendon Unit. *Clin Orthop Relat Research.* 1982; 97-101.

-
84. Sernet N, Kartus J, Kohler K, Stener S, Larsson J, Eriksson JK. Analysis of subjective, objective and functional examination tests after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg.Sports Traumatol .Arthrosc.* 1999; 160-65.
 85. Steckel H, Starman JS, Baums MH, Klinger HM, Schultz W, Fu FH. Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle *structure*: a macroscopic evaluation. *Scand J Med Sci Sports.* 2006: Jun 28, In press.
 86. Takeuchi R, Saito T, Mitsubashi S, Suzuki E, Yamada I, Koshino T. Double Bundle anatomic anterior cruciate ligament reconstruction using bone-hamstring-bone composite graft. *Arthroscopy.* 2002; 18:550-5.
 87. Vergis A, Gilquist J. Graft Failure in Intra-Articular Anterior Cruciate Ligament Reconstructions: A Review of the Literature. *Arthroscopy.* 1995; 312-21.
 88. Welsh RP. Knee joint structure and function. *Clin Orthop.* 1980; 147:7-14.
 89. Woo S, L-Y, Kanamori A, Zeminski J, Masayoshi Y, Papageorgiou, C, Fu F. The Effectiveness of Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament with Hamstring and Patellar Tendon. . *J. Bone Joint Surg Am.* 2002, 6:907-14
 90. Woo SL, Karaoglu S, Dede O. Contribution of biomechanics to anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2006; 40(1): 94-100.
 91. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SLY. Biomechanical Analysis of an Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J. Sports Med.* 2002; 30 (5): 660-6.

-
92. Yamamoto Y, Woo SL, Van SA, Takakura Y, Debiski R. knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sports Med.* 2004; 1825-32.
 93. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Tanabe Y, Tohyama H. Clinical Evaluation of Anatomic Double –Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Procedure Using Hamstring Tendon Grafts: Comparisons Among 3 Different Procedures. *Arthroscopy.* 2006; 22: 240-51.
 94. Yunes M, Richmond JC, Engels EA, Pinczewski LA. Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis. *Arthroscopy.* 2001; 17(3): 248-57.
 95. Zaricznyj B. Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament of the Knee Using a Doubled Tendon Graft. *Clinical Orthop Relat Research.* 1985; 162-75.
 96. Zelle BA, Brucker PU, Feng MT, Fu FH. Anatomical Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament reconstruction. *Sports Med.* 2006; 99-107.