

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA

COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS INICIAIS DE 4 MÉTODOS DE
FIXAÇÃO DE TENDÃO AO OSSO

GUILHERME VELHO CAPUTO

ORIENTADOR: PROF. DR. JOÃO LUIZ ELLERA GOMES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

PORTO ALEGRE

2008

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA

COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS INICIAIS DE 4 MÉTODOS DE
FIXAÇÃO DE TENDÃO AO OSSO

GUILHERME VELHO CAPUTO

ORIENTADOR: PROF. DR. JOÃO LUIZ ELLERA GOMES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

PORTO ALEGRE

2008

O presente trabalho foi realizado no Departamento de Elasticidade da Faculdade de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Para minha família com muito carinho

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. João Luiz Ellera Gomes, pela sua paciência e perseverança na orientação e confecção deste trabalho. Pela sua imensurável contribuição em minha vida profissional.

Ao meu colega de mestrado, Dr. Luis Marcelo Muller, cuja dedicação, empenho e parceria foram fundamentais na execução deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Luiz Roberto Stigler Marczyk, por sua disponibilidade e paciência lendo e corrigindo diversas vezes esse trabalho. Pela sua enorme contribuição em minha vida profissional.

Ao Luciano e Fábio, engenheiros cujos conhecimentos foram fundamentais na realização dos testes e na aquisição dos dados descritos e analisados neste trabalho.

A minha noiva, Andressa Stolz, pela enorme colaboração e empenho revisando este trabalho e, especialmente, pela motivação incessante nos momentos difíceis.

Ao amigo e colega profissional, Prof. Dr. Carlos Roberto Galia, cuja prática médica e amizade foram os meus primeiros incentivos a escolha pela Ortopedia.

Ao amigo e colega profissional, Dr. Roberto Ruthner, pela amizade, parceria e exemplo de boa prática médica.

Ao Programa de Pós-Graduação em Cirurgia da Famed UFRGS, a todos seus professores e funcionários, pela oportunidade de fazer parte dessa conceituada Escola.

Aos meus colegas de mestrado, pela contribuição direta ou indireta proporcionada pelos momentos em que estivemos juntos, em aulas teóricas ou em atividades práticas.

Aos professores e contratados do Serviço de Ortopedia e Traumatologia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), presentes e importantes nos meus primeiros passos como médico ortopedista.

Aos residentes do Serviço de Ortopedia e Traumatologia do HCPA, pelo apoio e pelos bons momentos que passamos juntos.

Aos funcionários da Sala de Gesso do HCPA, pelo apoio constante durante esses mais de 10 anos de convívio.

Aos meus pais, pelo exemplo de seres humanos e família.

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| LISTA DE FIGURAS..... | 9 |
| LISTA DE TABELAS..... | 10 |
| LISTA DE ABREVIATURAS..... | 11 |
| 1. REVISÃO DE LITERATURA..... | 12 |
| 1.1. Histologia do Ligamento Cruzado Anterior (LCA)..... | 13 |
| 1.2. Anatomia do LCA..... | 14 |
| 1.3. Biomecânica do LCA..... | 15 |
| 1.4. Lesão do LCA em crianças..... | 16 |
| 1.5. História natural da lesão do LCA em crianças..... | 17 |
| 1.6. Reconstrução do LCA em crianças..... | 17 |
| 1.7. Escolha do Enxerto..... | 19 |
| 1.8. Métodos de Fixação..... | 21 |
| 1.9. Referências..... | 23 |
| 2. RESUMO..... | 30 |
| 3. INTRODUÇÃO..... | 31 |

| | |
|----------------------------------|----|
| 4. OBJETIVOS..... | 33 |
| 5. MATERIAIS E MÉTODOS..... | 34 |
| 6. RESULTADOS..... | 41 |
| 7. DISCUSSÃO..... | 44 |
| 8. CONCLUSÕES..... | 49 |
| 9. REFERÊNCIAS..... | 50 |
| 10. ARTIGO VERSÃO EM INGLÊS..... | 55 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| 1. Tendão com sutura Krackow das extremidades..... | 36 |
| 2. Sistema de fixação evidenciando as extremidades livres fixadas pela Arruela Denteada de Polietileno e a alça permanecendo livre para ser presa ao dispositivo de tração..... | 36 |
| 3. Túnel femoral realizado no côndilo lateral. Pode-se observar a passagem das extremidades livres do tendão através do túnel..... | 36 |
| 4. Mostra o tendão passando sobre o côndilo lateral femoral (<i>over-the-top</i>) e sendo fixado pela Arruela Óssea..... | 37 |
| 5. Arruela Denteada de Titânio..... | 39 |
| 6. Arruela Denteada de Titânio..... | 39 |
| 7. Arruela Óssea..... | 39 |
| 8. Arruela Óssea..... | 39 |
| 9. Arruela Denteada de Polietileno..... | 39 |
| 10. Parafuso de Interferência..... | 39 |
| 11. Radiografia simples do joelho com fise aberta..... | 46 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|----|--|----|
| 1. | Dados descritivos dos grupos..... | 41 |
| 2. | Teste Tukey para variável força máxima..... | 42 |
| 3. | Teste Tukey para variável carga convergente..... | 43 |
| 4. | Teste Tukey para variável rigidez..... | 43 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|-------|---|
| LCA | Ligamento Cruzado Anterior |
| mm | Milímetros |
| N | Newtons |
| AT | Arruela denteada de Titânio |
| AO | Arruela Óssea |
| AP | Arruela denteada de Polietileno |
| PI | Parafuso de Interferência |
| C | Celsius |
| cm | Centímetros |
| ANOVA | Análise de Variância |
| UFRGS | Universidade Federal do Rio Grande do Sul |
| RS | Rio Grande do Sul |
| DP | Desvio Padrão |

1. REVISÃO DE LITERATURA

A lesão do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) no indivíduo esqueleticamente imaturo tem sido diagnosticada com maior frequência na última década^{1, 2}. Esse fato pode ser atribuído ao crescente número de jovens participantes de esportes e ao aprimoramento nos métodos diagnósticos por imagem.

Historicamente, o tratamento conservador da ruptura do LCA em crianças e adolescentes apresenta uma importante limitação: a aderência ao tratamento. Essa população não compreende a necessidade de modificação de hábitos e muitos continuam a praticar suas atividades sem restrições. Assim, estudos apontam para taxas significativamente maiores de instabilidade rotatória recorrente com consequentes lesões meniscais que, por sua vez, podem levar a alterações degenerativas precoces²⁻⁷.

Apesar disso e da existência de muitos relatos com bons resultados cirúrgicos⁸⁻¹¹, os cirurgiões continuam relutantes quanto a reconstrução do LCA nessa população. O risco de lesão fisária com distúrbio do crescimento secundário é o principal fator que contribui para esse temor.

Recentes estudos clínicos suportam o tratamento cirúrgico da ruptura do LCA em crianças e adolescentes, porém não têm uma população uniforme no que diz respeito a maturidade óssea, fazendo-se necessário o estadiamento desta maturidade para a escolha adequada da técnica. De maneira geral, quanto mais imaturo o indivíduo,

menor transgressão fisária deve ocorrer, sob pena de provocarmos alterações de crescimento iatrogênicas.

Diferentemente da reconstrução do LCA no adulto, a escolha do enxerto para reconstrução em pacientes esqueleticamente imaturos recai quase que invariavelmente sobre os tendões flexores, mas sua técnica de fixação ao osso pode variar de acordo com a maturidade óssea.

Muitos estudos têm avaliado mecanicamente as propriedades de fixação de tendões ao osso utilizadas em reconstruções do LCA em adultos¹²⁻²². Faltam, porém, avaliações dessas propriedades em métodos de fixação voltados para reconstrução do LCA em pacientes esqueleticamente imaturos.

1.1. Histologia do LCA

O LCA consiste em uma matriz colagenosa altamente organizada, que corresponde a 75% do seu peso seco. A maioria (90%) do seu colágeno é tipo I e o restante é tipo III²³. No LCA, o colágeno está organizado em múltiplos feixes de 20 μm de largura que são agrupados em fascículos com diâmetros que vão de 20 a 400 μm ²⁴. Fibroblastos ocasionais e outras substâncias, como elastina (<5%) e proteoglicanas (1%), perfazem o restante do peso seco²³. A água constitui 60% do peso bruto em condições fisiológicas. Ao microscópio, a inserção óssea do ligamento tem uma estrutura característica de fibrilas colágenas diretamente contínuas com fibrilas dentro do osso. Uma face calcificada, similar àquela entre osso mineralizado e osteóide, pode ser observada.

1.2. Anatomia do LCA

O LCA origina-se de uma área elíptica, com aproximadamente 15-20 mm de comprimento na superfície pósteromedial do côndilo femoral lateral. Dirige-se ventral, caudal e medialmente à área intercondilar anterior da tibia, onde se insere entre as fixações dos cornos anteriores dos meniscos. Durante o trajeto, suas fibras sofrem uma leve rotação externa em torno de seu maior eixo. O comprimento médio do ligamento é 38 mm e a espessura média, 11 mm²⁵.

São reconhecidas duas subdivisões funcionais do ligamento, as bandas anteromedial e a pósterolateral. A primeira origina-se mais superiormente no fêmur e se insere mais anterior e medialmente na tibia, enquanto a pósterolateral tem sua origem mais inferior no fêmur e inserção, mais posterior e lateral, na tibia^{25, 26}.

A artéria genicular média, ramo da artéria poplítea, é a principal via de irrigação arterial do ligamento. As artérias geniculares inferiores lateral e medial, através da gordura de Hoffa, também ajudam na irrigação arterial²⁷.

Demonstrou-se a presença de fibras nervosas no LCA que, pelo tamanho, parecem estar envolvidas com a transmissão dolorosa, bem como a presença de mecanorreceptores, envolvidos no sistema de propriocepção²⁸.

Finalmente, apesar de o LCA estar localizado dentro da cavidade do joelho, isto é, intracapsular, ele é extra-sinovial, já que a membrana sinovial o recobre em todo seu trajeto.

Independente do enxerto e do método de fixação utilizados para a reconstrução do LCA, o posicionamento mais anatômico possível da nova estrutura é condição

fundamental para o bom resultado cirúrgico. O posicionamento equivocado do enxerto impõe tensões excessivas e pode levar à falência da reconstrução.

1.3. Biomecânica do LCA

O LCA é um estabilizador primário estático contra a translação anterior da tíbia sobre o fêmur. Quando se aplica uma força na tentativa de translar a tíbia anteriormente em relação ao fêmur com o joelho em 90°, 86% da resistência encontrada é fornecida por esse ligamento^{26, 29, 30}.

O LCA também exerce resistência contra as rotações interna e externa e, em menor intensidade, contra forças em valgo e varo quando o joelho encontra-se em extensão, sendo nessas situações denominado estabilizador secundário.

As duas bandas referidas acima, antero-medial e póstero-lateral, parecem prover estabilidade em diferentes graus de flexão do joelho. O feixe de fibras antero-medial se torna mais tenso aos 90° de flexão, enquanto que o póstero-lateral se tensiona na extensão completa^{26, 30}.

A força de tensão máxima do LCA é de aproximadamente $1725 \pm 270 \text{ N}^{17}$, sendo menor que aquelas que ocorrem durante atividades físicas de alta intensidade. A estabilidade do joelho é reforçada pela ação dinâmica da musculatura. Entretanto, essa ação é altamente dependente da propriocepção, cujo mecanismo envolve mecanoreceptores localizados no LCA^{28, 31}.

1.4. Lesão do LCA em crianças

O LCA é o ligamento mais lesado no joelho. Sua ruptura é relativamente comum na população, especialmente nos atletas. Na população em geral, a prevalência de ruptura do LCA é de 1/3500 nos Estados Unidos³², sendo que 70% dessas ocorrem na prática esportiva. Mundialmente, o esporte com maior risco associado é o esqui, 1/2000³³. Já no Brasil, o futebol é provavelmente o esporte mais associado a essa lesão.

Apesar da literatura reportar um risco de ruptura aumentado nas mulheres, que varia de 2,4 a 9,7 vezes maior do que nos homens, quando comparados atletas praticantes da mesma modalidade, o número absoluto de lesões desse ligamento é maior nos homens, uma vez que praticam mais esportes que as mulheres³⁴.

Pacientes com hiperlaxidão ligamentar apresentam maior risco de ruptura do LCA, bem como aqueles com estreitamento do intercôndilo femoral³⁵.

O mecanismo da lesão do LCA na criança parece ser similar àquele no adulto. Um entorse do joelho, sem contato, ocorre devido a uma rápida mudança de direção. Uma sensação de estalido é referida em um terço dos casos de ruptura aguda do LCA. A anteriorização tibial associada a movimentos do joelho em valgo, varo e rotação interna, além da hiperextensão, está descrita como mecanismo de lesão do LCA.

1.5. História natural da lesão do LCA em crianças

A história natural dessa lesão pode ser extrapolada dos resultados de estudos de acompanhamento de tratamento conservador. O temor dos cirurgiões em lesar a placa de crescimento no ato cirúrgico resultou em uma abordagem não operatória que consistia em imobilização, reforço muscular do quadríceps e isquiotibiais, aconselhamento e modificação das atividades. Diversos estudos apontam ser esse tipo de abordagem equivocada provavelmente por motivos comportamentais específicos da faixa etária^{2, 36}. Esses pacientes dificilmente aceitam a necessidade de modificar suas atividades e, como consequência, apresentam instabilidade recorrente e lesões meniscais e condrais^{2, 3}. Kannus e Jarvinen⁴, Angel e Hall³⁶, bem como outros autores^{2, 6, 7}, demonstraram que o tratamento conservador na ruptura completa do LCA em pacientes esqueleticamente imaturos apresenta maus resultados, com instabilidade recorrente e lesões associadas de menisco e cartilagem, podendo levar a alterações degenerativas precoces.

1.6. Reconstrução do LCA em crianças

Apesar dos maus resultados com o tratamento conservador, a indicação cirúrgica não significa certeza de sucesso. Aspectos biomecânicos e bioquímicos, além do nível de atividade esportiva do paciente, contribuem para a incerteza da prevenção das alterações degenerativas a médio e longo prazo. Estudos prospectivos,

randomizados e de longo prazo são necessários para avaliarmos a efetividade do tratamento cirúrgico.

Assim, o tratamento cirúrgico é reservado para aqueles pacientes com ruptura do LCA e lesões meniscais ou ligamentares associadas e para aqueles com ruptura do LCA sem lesão associada, mas que não se adaptaram ao tratamento conservador.

Anderson *et al*³⁷ estimou que a fise femoral distal contribui com 40% e a fise tibial proximal, com 27% do crescimento longitudinal total dos membros inferiores. Dessa forma, é imperativo o cuidado com essas estruturas na reconstrução do LCA de pacientes esqueleticamente imaturos, ou seja, crianças e adolescentes.

A classificação clínica de Tanner³⁸ para avaliação de características sexuais secundárias permite estimar a atividade da fise e o crescimento longitudinal remanescente dos membros. Esse autor adotou 5 estágios em sua classificação, de I a V, sendo que quanto mais próximo do estágio V, mais próximo da maturidade. Assim, quanto menor a maturidade do paciente, maior a estimativa de crescimento e o risco de alteração da fise.

De acordo com o grau de maturidade esquelética, três tipos de abordagem cirúrgica são usadas: transfisária completa, transfisária parcial e sem transgressão fisária. A primeira é usada naquele jovem que apresenta maturidade óssea quase completa (estágios Tanner III ou mais) e, portanto, é uma técnica equivalente a do adulto. A segunda é usada naquele paciente com risco intermediário de lesão fisária (estágio II), cuja técnica consiste de túnel ósseo atravessando a fise tibial e no posicionamento *over-the-top* no femur. E, por fim, a técnica sem transgressão fisária,

que também posiciona o enxerto *over-the-top* no femur e tem sua fixação tibial sem transgressão da fise proximal.

1.7. Escolha do Enxerto

Os enxertos utilizados na reconstrução do LCA podem ser autólogos ou homólogos. Os enxertos homólogos, de banco de tecidos, apresentam resultados clínicos satisfatórios³⁹, porém carregam consigo o risco de transmissão de algumas doenças⁴⁰. Além disso, a necessidade da existência de um banco de tecidos limita muito a disponibilidade desse tipo de enxerto, principalmente no Brasil.

Os enxertos autólogos apresentam boa disponibilidade, adequadas propriedades biomecânicas e bons resultados clínicos⁴¹⁻⁴⁵, além de não apresentarem riscos de transmissão de doenças⁴⁶. Por esses motivos, têm sido amplamente utilizados. Os enxertos autólogos mais comumente usados são indiscutivelmente o ligamento patelar e os tendões flexores, semitendinoso e gracilis. O tendão quadriciptal é da preferência de alguns ortopedistas, porém é muito menos utilizado do que os enxertos citados acima.

O terço central do ligamento patelar foi durante muito tempo a estrutura mais utilizada para substituir o LCA rompido. Esse fato se deveu as suas adequadas propriedades biomecânicas e, especialmente, à presença de extremidades ósseas, característica exclusiva sua, que permite uma fixação osso-osso.

Entretanto, a reconstrução do LCA com utilização do ligamento patelar tem demonstrado uma alta taxa de complicações relacionadas ao mecanismo extensor⁴⁷. Fratura da patela, no momento da obtenção, talvez seja a mais grave delas⁴⁸. Porém, é a dor anterior o motivo de maior preocupação, uma vez que é muito frequente e de difícil tratamento^{40, 47, 49, 50}.

Com isso, nos últimos anos, os tendões flexores, semitendinoso e gracilis, vêm ganhando popularidade. Suas propriedades mecânicas adequadas⁵¹ e sua fácil obtenção, aliados a bons resultados clínicos⁵²⁻⁵⁵, têm contribuído para esse aumento na sua utilização. Além disso, estudos apontam para menor taxa de complicações, quando comparados com o ligamento patelar^{49, 50}.

Os tendões flexores, diferentemente do ligamento patelar, não possuem extremidades ósseas. Assim, sua fixação ao osso, bem como sua integração a ele, ficam prejudicadas.

Em reconstruções do LCA em pacientes esqueleticamente imaturos, os enxertos escolhidos normalmente são os tendões flexores^{10, 56, 57}. Isso se deve ao fato de, nesses pacientes, o uso de enxertos com extremidades ósseas poder levar à interrupção do crescimento. Assim, as técnicas cirúrgicas usadas nessa população, quer transgridam ou não a cartilagem de crescimento, exigem a utilização de uma estrutura que evite o dano a essa cartilagem, diminuindo, assim, o risco de deformidades angulares ou mesmo de comprimento do membro. Os tendões flexores, por permitirem a obtenção de enxertos mais longos, são os que melhor preenchem esses quesitos.

1.8. Métodos de Fixação

Enquanto não ocorre a integração osso-tendão, a fixação é o ponto mais frágil de toda a reconstrução, especialmente se os enxertos escolhidos forem os flexores. Assim, a maior desvantagem dos tendões flexores reside na dificuldade de obtenção de uma fixação imediata. Para permitir uma reabilitação irrestrita precoce, a fixação tendão-osso deve ser suficientemente resistente e rígida para suportar as cargas tensoras das atividades do dia-a-dia e da reabilitação. Esse forte elo entre tendão e osso deve ser mantido até que haja a integração biológica entre essas estruturas. Ao contrário do enxerto osso-tendão patelar-osso, nos tendões flexores não há extremidades ósseas, o que dificulta a obtenção de uma maior resistência na fixação inicial, bem como retarda a integração enxerto-osso⁵⁸.

Diversos métodos de fixação dos tendões flexores têm sido utilizados na reconstrução do LCA^{12, 13}. Alguns dispositivos de fixação são próprios do fêmur ou da tíbia, outros podem ser usados em ambos.

Testes biomecânicos têm sido aplicados a diferentes métodos de fixação de enxertos¹⁶ com a finalidade de estimar resistência e segurança para suportar as cargas no período pos-operatório inicial. Eles permitem prever a vulnerabilidade à falência de um sistema de fixação quando submetido à tensão e promovem um ambiente para comparação direta entre os diferentes métodos de fixação.

Diversos dispositivos de fixação osso-tendão têm sido desenvolvidos e aprimorados nos últimos anos^{12, 13}. Na cirurgia de reconstrução do LCA no adulto, o uso de alguns dispositivos de fixação já está consagrado, com estudos demonstrando

bons resultados clínicos e laboratoriais^{12, 13}. Naqueles pacientes com esqueleto imaturo, porém, métodos alternativos de fixação ao osso podem ser necessários. A existência de poucos estudos clínicos e raros estudos laboratoriais tornam sua avaliação clínica e laboratorial obrigatória, razão pela qual resolvemos desenvolver o presente estudo.

1.9. Bibliografia

1. Johnston DR, Ganley TJ, Flynn JM, Gregg JR. Anterior cruciate ligament injuries in skeletally immature patients. *Orthopedics* 2002;25(8):864-71; quiz 72-3.
2. Aichroth PM, Patel DV, Zorrilla P. The natural history and treatment of rupture of the anterior cruciate ligament in children and adolescents. A prospective review. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84(1):38-41.
3. Graf BK, Lange RH, Fujisaki CK, Landry GL, Saluja RK. Anterior cruciate ligament tears in skeletally immature patients: meniscal pathology at presentation and after attempted conservative treatment. *Arthroscopy* 1992;8(2):229-33.
4. Kannus P, Jarvinen M. Knee ligament injuries in adolescents. Eight year follow-up of conservative management. *J Bone Joint Surg Br* 1988;70(5):772-6.
5. Lipscomb AB, Anderson AF. Tears of the anterior cruciate ligament in adolescents. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68(1):19-28.
6. McCarroll JR, Rettig AC, Shelbourne KD. Anterior cruciate ligament injuries in the young athlete with open physes. *Am J Sports Med* 1988;16(1):44-7.
7. Millett PJ, Willis AA, Warren RF. Associated injuries in pediatric and adolescent anterior cruciate ligament tears: does a delay in treatment increase the risk of meniscal tear? *Arthroscopy* 2002;18(9):955-9.
8. Brief LP. Anterior cruciate ligament reconstruction without drill holes. *Arthroscopy* 1991;7(4):350-7.

9. Kocher MS, Garg S, Micheli LJ. Physeal sparing reconstruction of the anterior cruciate ligament in skeletally immature prepubescent children and adolescents. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88 Suppl 1 Pt 2:283-93.
10. Guzzanti V, Falciglia F, Stanitski CL. Physeal-sparing intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction in preadolescents. *Am J Sports Med* 2003;31(6):949-53.
11. Aronowitz ER, Ganley TJ, Goode JR, Gregg JR, Meyer JS. Anterior cruciate ligament reconstruction in adolescents with open physes. *Am J Sports Med* 2000;28(2):168-75.
12. Brand J, Jr., Weiler A, Caborn DN, Brown CH, Jr., Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000;28(5):761-74.
13. Harvey A, Thomas NP, Amis AA. Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87(5):593-603.
14. Espejo-Baena A, Ezquerro F, de la Blanca AP, Serrano-Fernandez J, Nadal F, Montanez-Heredia E. Comparison of initial mechanical properties of 4 hamstring graft femoral fixation systems using nonpermanent hardware for anterior cruciate ligament reconstruction: an in vitro animal study. *Arthroscopy* 2006;22(4):433-40.
15. Bartz RL, Mossoni K, Tyber J, Tokish J, Gall K, Siparsky PN. A biomechanical comparison of initial fixation strength of 3 different methods of anterior cruciate ligament soft tissue graft tibial fixation: resistance to monotonic and cyclic loading. *Am J Sports Med* 2007;35(6):949-54.
16. Beynnon BD, Amis AA. In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6 Suppl 1:S70-6.

17. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66(3):344-52.
18. Weiler A, Hoffmann RF, Stahelin AC, Bail HJ, Siepe CJ, Sudkamp NP. Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy* 1998;14(1):29-37.
19. Ahmad CS, Gardner TR, Groh M, Arnouk J, Levine WN. Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2004;32(3):635-40.
20. Giurea M, Zorilla P, Amis AA, Aichroth P. Comparative pull-out and cyclic-loading strength tests of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1999;27(5):621-5.
21. Kousa P, Jarvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Jarvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: femoral site. *Am J Sports Med* 2003;31(2):174-81.
22. Kousa P, Jarvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Jarvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: tibial site. *Am J Sports Med* 2003;31(2):182-8.
23. Dodds JA, Arnoczky SP. Anatomy of the anterior cruciate ligament: a blueprint for repair and reconstruction. *Arthroscopy* 1994;10(2):132-9.
24. Clark JM, Sidles JA. The interrelation of fiber bundles in the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 1990;8(2):180-8.

25. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1975(106):216-31.
26. Furman W, Marshall JL, Girgis FG. The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies. *J Bone Joint Surg Am* 1976;58(2):179-85.
27. Scapinelli R. Vascular anatomy of the human cruciate ligaments and surrounding structures. *Clin Anat* 1997;10(3):151-62.
28. Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *Am J Sports Med* 1982;10(6):329-35.
29. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62(2):259-70.
30. Hsieh HH, Walker PS. Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg Am* 1976;58(1):87-93.
31. Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L. Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66(7):1072-6.
32. Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *AM J Knee Surg* 1991;4:3.
33. Deibert MC, Aronsson DD, Johnson RJ, Ettlinger CF, Shealy JE. Skiing injuries in children, adolescents, and adults. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80(1):25-32.
34. Owings MF, Kozak LJ. Ambulatory and inpatient procedures in the United States, 1996. *Vital Health Stat* 13 1998(139):1-119.

35. Houseworth SW, Mauro VJ, Mellon BA, Kieffer DA. The intercondylar notch in acute tears of the anterior cruciate ligament: a computer graphics study. *Am J Sports Med* 1987;15(3):221-4.
36. Angel KR, Hall DJ. Anterior cruciate ligament injury in children and adolescents. *Arthroscopy* 1989;5(3):197-200.
37. Anderson M, Green WT, Messner MB. Growth and predictions of growth in the lower extremities. *J Bone Joint Surg Am* 1963;45-A:1-14.
38. Tanner JM, Whitehouse RH. Clinical longitudinal standards for height, weight, height velocity, weight velocity, and stages of puberty. *Arch Dis Child* 1976;51(3):170-9.
39. Indelli PF, Dillingham MF, Fanton GS, Schurman DJ. Anterior cruciate ligament reconstruction using cryopreserved allografts. *Clin Orthop Relat Res* 2004(420):268-75.
40. Miller SL, Gladstone JN. Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Clin North Am* 2002;33(4):675-83.
41. Buss DD, Warren RF, Wickiewicz TL, Galinat BJ, Panariello R. Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament with use of autogenous patellar-ligament grafts. Results after twenty-four to forty-two months. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75(9):1346-55.
42. Deehan DJ, Salmon LJ, Webb VJ, Davies A, Pinczewski LA. Endoscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with an ipsilateral patellar tendon autograft. A prospective longitudinal five-year study. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82(7):984-91.

43. Jarvela T, Nyyssonen M, Kannus P, Paakkala T, Jarvinen M. Bone-patellar tendon-bone reconstruction of the anterior cruciate ligament. A long-term comparison of early and late repair. *Int Orthop* 1999;23(4):227-31.
44. Johnson RJ, Eriksson E, Haggmark T, Pope MH. Five- to ten-year follow-up evaluation after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* 1984(183):122-40.
45. Jomha NM, Pinczewski LA, Clingeleffer A, Otto DD. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with patellar-tendon autograft and interference screw fixation. The results at seven years. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81(5):775-9.
46. Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, Ma CB. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med* 1999;27(6):821-30.
47. Kartus J, Movin T, Karlsson J. Donor-site morbidity and anterior knee problems after anterior cruciate ligament reconstruction using autografts. *Arthroscopy* 2001;17(9):971-80.
48. Christen B, Jakob RP. Fractures associated with patellar ligament grafts in cruciate ligament surgery. *J Bone Joint Surg Br* 1992;74(4):617-9.
49. Feller JA, Webster KE. A randomized comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2003;31(4):564-73.
50. Sherman OH, Banffy MB. Anterior cruciate ligament reconstruction: which graft is best? *Arthroscopy* 2004;20(9):974-80.

51. Hamner DL, Brown CH, Jr., Steiner ME, Hecker AT, Hayes WC. Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81(4):549-57.
52. Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G, De Biase P. Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1994;22(2):211-7; discussion 7-8.
53. Howell SM, Taylor MA. Brace-free rehabilitation, with early return to activity, for knees reconstructed with a double-looped semitendinosus and gracilis graft. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78(6):814-25.
54. Maeda A, Shino K, Horibe S, Nakata K, Buccafusca G. Anterior cruciate ligament reconstruction with multistranded autogenous semitendinosus tendon. *Am J Sports Med* 1996;24(4):504-9.
55. Ellera Gomes JL, Marczyk LR. Anterior cruciate ligament reconstruction with a loop or double thickness of semitendinosus tendon. *Am J Sports Med* 1984;12(3):199-203.
56. Bisson LJ, Wickiewicz T, Levinson M, Warren R. ACL reconstruction in children with open physes. *Orthopedics* 1998;21(6):659-63.
57. Lo IK, Kirkley A, Fowler PJ, Miniaci A. The outcome of operatively treated anterior cruciate ligament disruptions in the skeletally immature child. *Arthroscopy* 1997;13(5):627-34.
58. Safran MR. Graft selection in knee surgery. Current concepts. *AM J Knee Surg* 1995;8(4):168-80.

2.RESUMO

Objetivos. Comparar a resistência à tração de 4 métodos de fixação de tendão ao osso, sendo 3 deles passíveis de utilização em pacientes esqueleticamente imaturos.

Método. Foram utilizados 40 espécimes ovinos, fêmures e tendões, que foram divididos em 4 grupos: arruela denteada de Titânio (AT), arruela óssea (AO), arruela denteada de Polietileno (AP) e parafuso de Interferência (PI). Cada método de fixação foi submetido a testes de tração com ciclo único, realizados com um dispositivo marca Kratos modelo K-1000, até a falência. Foram obtidas 3 variáveis: carga máxima, carga convergente e rigidez. Na análise estatística, foi usado ANOVA para análise de variâncias e teste Tukey para comparação entre as médias dos grupos.

Resultados. Para todas variáveis medidas, o grupo PI apresentou resistência estatisticamente menor do que os 3 outros grupos. O grupo AT apresentou maior média, seguido pelo grupo AP e AO, respectivamente, com diferença estatisticamente significativa somente entre os grupos AT e AO.

Conclusão. Os métodos de fixação que podem ser utilizados em pacientes esqueleticamente imaturos, grupos AO, AT e AP, apresentaram resistência à tração estatisticamente superior ao grupo PI.

Palavras-chave

Joelho, ligamento cruzado anterior, métodos de fixação, esqueleto imaturo

3. INTRODUÇÃO

A cirurgia de reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) tem evoluído muito nas três últimas décadas.

As tentativas de reparo direto através de sutura da lesão ligamentar e técnicas extra-articulares apresentaram resultados clínicos inconsistentes no passado¹⁻⁴. O melhor conhecimento biomecânico, anatômico e cinemático permitiu uma melhora significativa desses procedimentos e conseqüentemente dos resultados. Atualmente, a cirurgia de reconstrução do LCA constitui-se no reestabelecimento de sua função através da substituição o mais anatômica possível do ligamento original por um enxerto autólogo.

O aumento na prática esportiva entre jovens tem elevado significativamente a incidência de lesões do LCA nessa população. Diferentemente do adulto, o tratamento cirúrgico da ruptura do LCA em pacientes esqueleticamente imaturos permanece controverso⁵⁻⁷. A atividade da cartilagem de crescimento impede a utilização de procedimentos já consagrados nos adultos.

Assim, até o presente momento, algumas modificações técnicas têm sido utilizadas no sentido de reestabelecer a estabilidade articular, sem comprometer a placa fisária⁸⁻¹⁰. Portanto, métodos de fixação alternativos são necessários nesses procedimentos.

A resistência e segurança dos métodos de fixação utilizados em adultos têm sido extensamente estudadas^{11, 12}. A resistência, segurança e confiabilidade daqueles métodos de fixação utilizados em crianças permanece duvidosa.

Com esse objetivo, avaliamos mecanicamente 3 métodos de fixação de tendão ao osso utilizados em reconstruções do LCA em pacientes esqueleticamente imaturos, comparando com um método clinicamente consagrado em adultos.

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo Geral

Comparar a resistência à tração de 4 métodos de fixação de tendão ao osso.

4.2. Objetivos Específicos

4.2.1. Verificar a resistência média à carga máxima de cada método de fixação e compará-las.

4.2.2. Verificar a rigidez média de cada método de fixação e compará-las.

4.2.3. Verificar a carga convergente média de cada método e compará-las

5.MATERIAIS E MÉTODOS

Esse trabalho experimental, randomizado e intervencionista foi desenvolvido no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Os espécimes, ossos e tendões, foram gentilmente cedidos pelo Frigorífero Timers® - Porto Alegre - RS.

Foram testadas a força de resistência à tração de 4 diferentes formas de fixação tendão-osso usando 40 amostras de fêmur distal direito de ovelha e 40 de tendão do músculo flexor profundo dos dedos do membro posterior dos mesmos animais. Após retirados, os espécimes (tendão e osso) foram devidamente dissecados para retirada de partes moles aderidas e armazenados em temperatura média de -25 °C em invólucros de plástico. Este procedimento mostrou não afetar as propriedades mecânicas de tendões e ossos^{13, 14}. As amostras foram então randomizadas em 4 grupos de estudo contendo 10 amostras em cada.

No dia dos testes, tendão e osso foram descongelados à temperatura ambiente e umidificados com solução salina durante o preparo, procedimentos de fixação e testes biomecânicos. Todos os procedimentos de fixação foram realizados pelo mesmo cirurgião.

Os tendões apresentaram comprimento médio de 20 cm. Suas extremidades foram suturadas entre si com fio de poliéster trançado com cobertura nº 5 (Ethibond/Ethicon®) seguindo a técnica sugerida por Krackow¹⁵ formando um tendão duplo (Figura 1). As extremidades aproximadas e suturadas dos tendões foram fixadas

ao fêmur distal conforme cada uma das quatro técnicas propostas, com a finalidade de anular o efeito suspensório da alça, enquanto essa foi presa ao dispositivo de ensaio de tração (figura 2).



Figura 1. Tendão com sutura Krackow das extremidades



Figura 2. Sistema de fixação evidenciando as extremidades livres fixadas pela Arruela Denteada de Polietileno e a alça permanecendo livre para ser presa ao dispositivo de tração



Figura 3. Túnel femoral realizado no côndilo lateral. Pode-se observar a passagem das extremidades livres do tendão através do túnel.

O terço proximal dos fêmures foi desprezado, e a parte remanescente foi preparada em sua porção proximal para adaptação ao dispositivo de ensaio de tração.

Nos grupos 1, 3 e 4 foi utilizado túnel ósseo femoral, enquanto no grupo 2 foi utilizada a técnica *over-the-top*.

O túnel femoral foi realizado através do côndilo lateral, desde a inserção femoral do ligamento cruzado anterior na face intercondiliana até a face lateral do côndilo. O diâmetro do furo da broca variou conforme o método de fixação a ser usado. (Figura 3)

Na técnica *over-the-top*, o tendão passava pelo sulco intercondiliano e contornava posteriormente o côndilo lateral, onde era realizada a fixação do tendão com o método da arruela óssea¹⁶. (Figura 4)

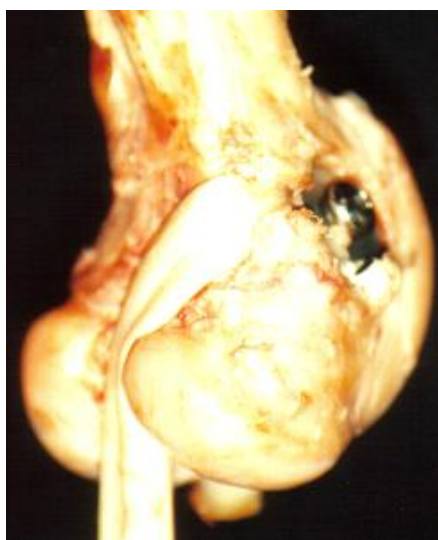


Figura 4. Mostra o tendão passando sobre o côndilo lateral femoral *over-the-top* e sendo fixado pela arruela óssea.

Grupo 1 - parafuso com arruela denteada de titânio (AT): o enxerto, passado de distal para proximal pelo túnel ósseo de 7 mm de diâmetro, foi fixado no fêmur 0,5 cm

proximal ao seu ponto de saída no túnel com um parafuso esponjoso de grandes fragmentos, transversal ao eixo da diáfise, e arruela denteada de titânio (figuras 5 e 6).

Grupo 2 - arruela óssea (AO): o enxerto foi passado de distal para proximal pela técnica *over-the-top* e fixado ao fêmur com uso de arruela óssea. Esta arruela, contendo cortical e cerca de 0,5 cm de osso esponjoso (figuras 7 e 8), é feita com uso de uma trefina especial com 1,5 cm de diâmetro, sendo refixada ao seu local de origem com uma arruela metálica lisa e um parafuso esponjoso de grandes fragmentos.

Grupo 3 - parafuso com arruela denteada de polietileno (AP): o enxerto, passado de distal para proximal pelo túnel ósseo de 7 mm de diâmetro, foi fixado no fêmur 0,5 cm proximal ao seu ponto de saída no túnel com um parafuso esponjoso de grandes fragmentos, transversal ao eixo da diáfise, e arruela denteada de polietileno (figura 9).

Grupo 4 - parafuso de interferência (PI): o enxerto, assim como nos grupos 1 e 2, também foi passado de distal para proximal pelo túnel ósseo, mas desta vez o túnel tem 6,2 mm de diâmetro e foi previamente trefinado . Uma vez que o enxerto estivesse posicionado, era fixado ao túnel com parafuso de interferência (figura 10) passado de distal para proximal.

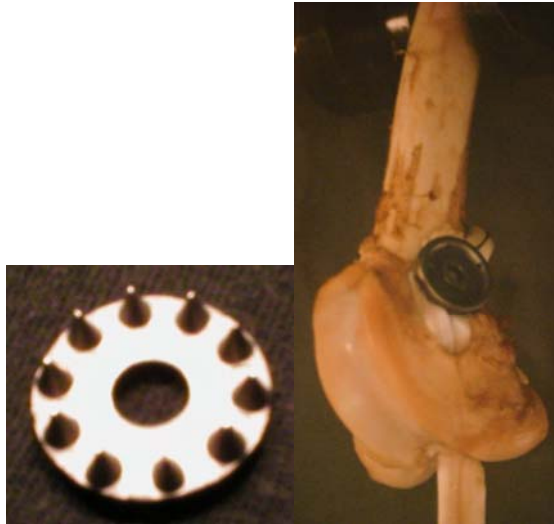


Figura 5 e 6 Arruela Denteada de Titânio

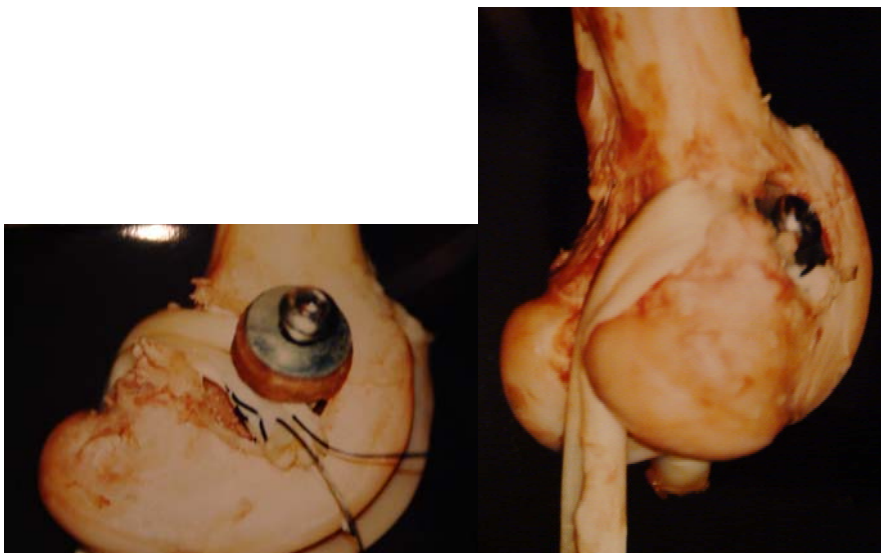


Figura 7 e 8 Arruela Óssea



Figura 9 Arruela Denteada de Polietileno



Figura 10 Parafuso de Interferência

Os espécimes foram submetidos a testes mecânicos com uso de um dispositivo de tração e compressão marca Kratos modelo K-1000, com sistema de aquisição de dados controlado por computador k5 133 MHz, placa de aquisição Eagle, *software* de geração gráfica DIAdem 3.02 GsFmbH da Universidade Aachen (Alemanha). Esses testes foram realizados no Departamento de Engenharia Mecânica da UFRGS.

O fêmur foi preso ao dispositivo de tração com uma fixação transóssea e o tendão preso por sua alça à *cavaleiro*. Os testes de ensaio de tração foram em ciclo único até a falha e a direção da força aplicada foi paralela ao eixo do fêmur, numa velocidade de 10 mm/seg.

Utilizou-se o teste ANOVA para avaliação das variâncias e o teste Tukey para comparação das médias entre os grupos, nas 3 diferentes variáveis.

6. RESULTADOS

Os testes de tração foram realizados em quarenta (40) espécimes, dez (10) em cada grupo. Cada teste de tração permitiu adquirir um gráfico, de força (em Newtons) por deslocamento (em milímetros). Nesse gráfico, foram medidas três (3) variáveis: resistência máxima (em Newtons), rigidez (em Newtons por milímetros) e carga convergente (em Newtons).

Os dados descritivos dos grupos estão descritas na tabela 1.

| Método fixação | Dados descritivos | Força máxima | Rigidez | Carga convergente |
|----------------|--------------------|--------------|---------|-------------------|
| AT (n=10) | Média | 720,79 | 68,15 | 671,75 |
| | Mediana | 725,69 | 76 | 701,18 |
| | Desvio Padrão (DP) | 122,70 | 13,56 | 138,72 |
| | Mínima | 505,04 | 39,23 | 460,91 |
| | Máxima | 926,73 | 78,45 | 882,60 |
| AO (n=10) | Média | 511,41 | 53,93 | 470,23 |
| | Mediana | 519,75 | 49,03 | 490,33 |
| | Desvio Padrão (DP) | 107,15 | 12,03 | 110,18 |
| | Mínima | 338,33 | 39,23 | 245,17 |
| | Máxima | 676,66 | 78,45 | 637,43 |
| AP (n=10) | Média | 641,84 | 57,33 | 583,49 |
| | Mediana | 627,62 | 52,53 | 563,88 |
| | Desvio Padrão (DP) | 156,50 | 15,98 | 155,69 |
| | Mínima | 392,27 | 36,77 | 323,62 |
| | Máxima | 941,44 | 78,45 | 882,60 |
| PI (n=10) | Média | 316,27 | 45,50 | 286,84 |
| | Mediana | 335,88 | 40,70 | 289,29 |
| | Desvio Padrão (DP) | 72,96 | 16,71 | 65,99 |
| | Mínima | 201,04 | 25,49 | 196,13 |
| | Máxima | 421,69 | 78,45 | 392,27 |

Tabela 1. Dados descritivos dos grupos

Os melhores resultados com relação à resistência máxima foram obtidos pelo grupo da arruela metálica de titânio (AT). Essa foi seguida, em ordem decrescente de valores, pelos grupos da arruela plástica de polietileno (AP), da arruela óssea (AO) e do parafuso de interferência (PI).

Na avaliação das outras duas variáveis, rigidez e carga convergente, a mesma ordem foi observada, com o grupo da AT seguido pelos grupos da AP, AO e PI.

Na análise estatística dos valores obtidos para resistência máxima e para carga convergente, o grupo do PI foi significativamente inferior a todos outros grupos ($p < 0,05$). O grupo da AO também foi significativamente inferior ao grupo da AT ($p < 0,05$). Na avaliação entre os grupos AO e AP e entre os grupos AP e AT, não houve diferença estatisticamente significativa. (tabelas 2 e 3)

| grupo | N | Subgrupos para alpha = .05 | | |
|-------|----|----------------------------|----------|----------|
| | | 1 | 2 | 3 |
| PI | 10 | 316,2660 | | |
| AO | 10 | | 511,4170 | |
| AP | 10 | | 641,8470 | 641,8470 |
| AT | 10 | | | 720,7900 |
| Sig. | | 1,000 | ,084 | ,456 |

Tabela 2. Teste Tukey para variável força máxima

| grupo | N | Subgrupos para alpha = .05 | | |
|-------|----|----------------------------|----------|----------|
| | | 1 | 2 | 3 |
| PI | 10 | 286,8440 | | |
| AO | 10 | | 470,2300 | |
| AP | 10 | | 583,4980 | 583,4980 |
| AT | 10 | | | 671,7560 |
| Sig. | | 1,000 | ,183 | ,385 |

Tabela 3. Teste Tukey para variável carga convergente

Já nos testes estatísticos utilizados para a variável rigidez, o grupo PI foi estatisticamente inferior ao grupo AT somente ($p < 0,05$), não apresentando diferença quando comparado aos outros 2 grupos, AP e AO. Os grupos da AT, AO e AP, quando comparados entre si, não apresentaram diferença (tabela 4).

| grupo | N | Subgrupos for alpha = .05 | |
|-------|----|---------------------------|---------|
| | | 1 | 2 |
| PI | 10 | 45,5020 | |
| AO | 10 | 53,9349 | 53,9349 |
| AP | 10 | 57,3320 | 57,3320 |
| AT | 10 | | 68,1550 |
| Sig. | | ,290 | ,153 |

Tabela 4. Teste Tukey para variável rigidez

7. DISCUSSÃO

A fixação do enxerto ao osso é um elemento fundamental na técnica de reconstrução do LCA. Nos últimos anos, diversos métodos de fixação têm sido desenvolvidos e aprimorados, no sentido de tornar essa cirurgia cada vez mais segura^{11, 12}. Apesar disso, alguns aspectos dessa etapa cirúrgica necessitam maior conhecimento e estudo.

Um método de fixação que estimule a incorporação óssea do tendão, que possa ser usado em crianças e que não tenha um custo alto são os principais fatores que nos levaram a elaborar esse estudo. A arruela óssea parece, em uma primeira análise, um método que procura atender esses objetivos.

Assim, comparamos os resultados obtidos da AO com outros métodos de fixação, alguns com resultados clínicos já consagrados na literatura, como o parafuso de interferência¹⁷⁻²³.

A fixação do enxerto utilizando PI é o método de escolha quando usado osso-tendão patelar-osso. Esse tipo de fixação combina uma construção altamente rígida no período inicial do pós-operatório com uma integração precoce do enxerto²⁴⁻²⁷. Além disso, fixa o enxerto o mais próximo da articulação e, por isso, é conhecida como fixação anatômica, pois evita o movimento dentro dos túneis.

A fixação de tendões com PI, porém, não apresenta a mesma resistência. Análises mecânicas mostram que esse sistema apresenta resistência de 336 a 546 N, quando usado no fêmur de modelos animais^{28, 29}. Esses valores baixam ainda mais

quando são usados modelos tibiais^{20, 30}. Apesar de testes mecânicos evidenciarem valores relativamente frágeis, estudos clínicos têm mostrado bons resultados^{31, 32}.

Essa discordância de achados talvez se explique pela ausência até agora de dados objetivos comprovando a real resistência exigida no LCA *in vivo*. Noyes estimou que esse valor pode chegar até 450 N em algumas atividades do dia-a-dia²⁷. Entretanto, resultados de estudos clínicos têm se mostrado favoráveis mesmo quando sistemas de valores menores do que aqueles estimados por Noyes foram usados. Shelbourne, por exemplo, avaliando um método cujos testes mecânicos encontraram valores médios de 248 N, observou bons resultados clínicos³³. Portanto, o real valor das cargas tensoras no LCA permanece indeterminado. O que se sabe é que o ponto mais frágil da reconstrução no pos-operatório é o sistema de fixação, já que os enxertos atualmente usados possuem resistência similar ou superior àquelas do LCA original. Assim, até que ocorra a incorporação óssea do enxerto, é a resistência do método de fixação que vai determinar a resistência final de todo sistema.

Encontramos uma média de 316 N quando utilizamos o PI. Esse valor está em consonância com aqueles encontrados na literatura. Essa técnica, porém, pode apresentar grande variabilidade de resultados, pois depende de muitas variáveis, como comprimento e diâmetro do parafuso utilizado, espaço entre o parafuso e o osso (*interface gap*), densidade óssea, posicionamento e torque de inserção do parafuso. Além disso, sua utilização em pacientes com fise aberta (figura 11) está contraindicada, já que exige a confecção de túneis ósseos com conseqüente transgressão dessa estrutura, podendo causar lesão e alteração no crescimento ósseo.



Figura 11 Radiografia simples do joelho com fise aberta

Apesar do parafuso de interferência ser contra-indicado para utilização em pacientes esqueleticamente imaturos, decidimos utilizá-lo na comparação, pois apresenta resultados clínicos satisfatórios quando utilizado em adultos. Assim, o método que apresentasse maior resistência mecânica que o PI provavelmente seria seguro para sua utilização *in vivo*.

Nesse sentido, todos os outros métodos de fixação utilizados no estudo apresentaram valores médios maiores, com significância estatística, do que aqueles obtidos no grupo PI. Além disso, do ponto de vista técnico, os 3 grupos que se mostraram superiores ao PI, podem ser usados em pacientes com fise aberta.

A arruela óssea com passagem dos tendões *over the top* talvez seja o método com maior indicação para utilização em crianças, pois além de não transgredir a cartilagem de crescimento, pode apresentar menor tempo na integração óssea do tendão, já que essa estrutura é comprimida pela arruela óssea obtida.

Nos testes mecânicos desse sistema de fixação, obtivemos resultados estatisticamente superiores àqueles do PI, com valor médio de 511 N. Essa média foi estatisticamente inferior à do grupo com arruela metálica de titânio e similar a do grupo com AP, apesar de uma tendência a valores mais baixos.

Utilizamos as extremidades dos tendões no ponto de fixação pela AO, pois assim avaliamos sua força de apreensão. Esse fato muito provavelmente determina uma menor resistência do que aquela obtida na técnica *in vivo*, em que a alça do tendão é posicionada ao redor do parafuso. Por esse motivo, podemos ter subestimado a resistência desse método.

Por outro lado, o posicionamento *over-the-top* do tendão determina uma distribuição da carga de tração ao longo de seu percurso. Isso pode determinar forças menores na fixação do que nos demais grupos, nos quais os tendões passavam por túneis ósseos, e assim a AO poderia apresentar maior resistência do que realmente foi observada.

Os outros dois métodos, arruelas denteadas metálica e plástica, mostraram valores mais altos que os grupos da AO e PI. O grupo da AT apresentou a maior média e foi estatisticamente superior a AO e ao PI. O grupo da AP, apresentou a segunda maior média. Apesar de a média da AT ser maior que a AP, não houve diferença estatisticamente significativa. Ambas arruelas denteadas apresentam estruturas semelhantes, o que provavelmente justifica a proximidade dos valores médios. A tendência à superioridade da AT em relação à AP se explica por dois fatos. Primeiro, a AT apresenta um diâmetro maior que a AP e, portanto, uma área maior de apreensão do tendão. E, segundo, podemos explicar essa superioridade analisando o trabalho de

Beynnoi *et al.* Esse autor avaliou arruelas denteadas plásticas com parafusos inseridos com diferentes torques em tibias bovinas. Seus resultados mostraram que quanto maior o torque de inserção do parafuso, melhor a resistência à tração do sistema. Nosso estudo não contou com torquímetro, sendo os parafusos apertados conforme a experiência do cirurgião. Assim, como o material metálico é mais resistente que o plástico, maior torque pode ter sido obtido com a AT, o que muito provavelmente também contribuiu para a obtenção de médias maiores.

Os estudos que avaliam mecanicamente métodos de fixação utilizam espécimes ósseos diferentes. Alguns utilizam ossos bovinos, outros ovinos e até ossos de cadáver humanos. Os ossos de espécimes animais apresentam normalmente mais densidade do que aquele de cadáver humano, uma vez que esses são normalmente oriundos de cadáveres idosos. Utilizamos material ovino, assim como Fabbriciani *et al*³⁴. A diferença de densidade óssea parece exercer maior influência naqueles métodos de fixação que se apoiam no osso medular, como é o caso do parafuso de interferência, não influenciando nos outros três métodos testados.

Por fim, cabe ressaltar aqui o baixo custo que apresenta a fixação tendínea com a AO. O gasto com este método pode ser bem inferior aos demais utilizados nesse estudo e podem chegar a menos de 1% do valor de outros sistemas de fixação com parafusos ou pinos bio-absorvíveis, disponíveis no mercado.

8. CONCLUSÕES

- Os métodos de fixação com possibilidade de uso em pacientes esqueleticamente imaturos apresentaram propriedades biomecânicas satisfatórias

- A arruela óssea através do posicionamento *over the top* apresentou propriedades biomecânicas satisfatórias, o que juntamente com o baixo custo e provável estímulo a integração osso-tendão, a torne uma opção viável na prática clínica.

9. BIBLIOGRAFIA

1. Grontvedt T, Engebretsen L, Benum P, Fasting O, Molster A, Strand T. A prospective, randomized study of three operations for acute rupture of the anterior cruciate ligament. Five-year follow-up of one hundred and thirty-one patients. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78(2):159-68.
2. Kurosawa H, Yasuda K, Yamakoshi K, Kamiya A, Kaneda K. An experimental evaluation of isometric placement for extraarticular reconstructions of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 1991;19(4):384-8.
3. Amirault JD, Cameron JC, MacIntosh DL, Marks P. Chronic anterior cruciate ligament deficiency. Long-term results of MacIntosh's lateral substitution reconstruction. *J Bone Joint Surg Br* 1988;70(4):622-4.
4. Reid JS, Hanks GA, Kalenak A, Kottmeier S, Aronoff V. The Ellison iliotibial-band transfer for a torn anterior cruciate ligament of the knee. Long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74(9):1392-402.
5. Aichroth PM, Patel DV, Zorrilla P. The natural history and treatment of rupture of the anterior cruciate ligament in children and adolescents. A prospective review. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84(1):38-41.
6. Kannus P, Jarvinen M. Knee ligament injuries in adolescents. Eight year follow-up of conservative management. *J Bone Joint Surg Br* 1988;70(5):772-6.
7. Millett PJ, Willis AA, Warren RF. Associated injuries in pediatric and adolescent anterior cruciate ligament tears: does a delay in treatment increase the risk of meniscal tear? *Arthroscopy* 2002;18(9):955-9.

8. Brief LP. Anterior cruciate ligament reconstruction without drill holes. *Arthroscopy* 1991;7(4):350-7.
9. Kocher MS, Garg S, Micheli LJ. Physeal sparing reconstruction of the anterior cruciate ligament in skeletally immature prepubescent children and adolescents. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88 Suppl 1 Pt 2:283-93.
10. Guzzanti V, Falciglia F, Stanitski CL. Physeal-sparing intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction in preadolescents. *Am J Sports Med* 2003;31(6):949-53.
11. Brand J, Jr., Weiler A, Caborn DN, Brown CH, Jr., Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000;28(5):761-74.
12. Harvey A, Thomas NP, Amis AA. Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87(5):593-603.
13. Pelker RR, Friedlaender GE, Markham TC, Panjabi MM, Moen CJ. Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *J Orthop Res* 1984;1(4):405-11.
14. Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech* 1986;19(5):399-404.
15. Krackow KA, Thomas SC, Jones LC. Ligament-tendon fixation: analysis of a new stitch and comparison with standard techniques. *Orthopedics* 1988;11(6):909-17.
16. Ellera Gomes JL. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent dislocation of the patella: a preliminary report. *Arthroscopy* 1992;8(3):335-40.

17. Nagarkatti DG, McKeon BP, Donahue BS, Fulkerson JP. Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med* 2001;29(1):67-71.
18. Nakano H, Yasuda K, Tohyama H, Yamanaka M, Wada T, Kaneda K. Interference screw fixation of doubled flexor tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction - biomechanical evaluation with cyclic elongation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2000;15(3):188-95.
19. Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM. Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med* 1998;26(6):815-9.
20. Weiler A, Hoffmann RF, Stahelin AC, Bail HJ, Siepe CJ, Sudkamp NP. Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy* 1998;14(1):29-37.
21. Aune AK, Ekeland A, Cawley PW. Interference screw fixation of hamstring vs patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6(2):99-102.
22. Kaeding C, Farr J, Kavanaugh T, Pedroza A. A prospective randomized comparison of bioabsorbable and titanium anterior cruciate ligament interference screws. *Arthroscopy* 2005;21(2):147-51.
23. McGuire DA, Barber FA, Elrod BF, Paulos LE. Bioabsorbable interference screws for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1999;15(5):463-73.

24. Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1987;15(3):225-9.
25. Safran MR. Graft selection in knee surgery. Current concepts. *AM J Knee Surg* 1995;8(4):168-80.
26. Clancy WG, Jr., Narechania RG, Rosenberg TD, Gmeiner JG, Wisnefske DD, Lange TA. Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63(8):1270-84.
27. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66(3):344-52.
28. Milano G, Mulas PD, Ziranu F, Piras S, Manunta A, Fabbriciani C. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis. *Arthroscopy* 2006;22(6):660-8.
29. Kousa P, Jarvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Jarvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: femoral site. *Am J Sports Med* 2003;31(2):174-81.
30. Magen HE, Howell SM, Hull ML. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med* 1999;27(1):35-43.
31. Ma CB, Francis K, Towers J, Irrgang J, Fu FH, Harner CH. Hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of bioabsorbable interference screw and endobutton-post fixation. *Arthroscopy* 2004;20(2):122-8.

32. Charlton WP, Randolph DA, Jr., Lemos S, Shields CL, Jr. Clinical outcome of anterior cruciate ligament reconstruction with quadrupled hamstring tendon graft and bioabsorbable interference screw fixation. *Am J Sports Med* 2003;31(4):518-21.
33. Shelbourne KD, Gray T. Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup. *Am J Sports Med* 1997;25(6):786-95.
34. Fabbriciani C, Mulas PD, Ziranu F, Deriu L, Zarelli D, Milano G. Mechanical analysis of fixation methods for anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon graft. An experimental study in sheep knees. *Knee* 2005;12(2):135-8.

Comparison of immediate mechanical properties of 4 methods for fixation of tendons to bone

(versão ingles)

Abstract

Our purpose was to compare the resistance to traction of 4 methods for fixation of tendons to bone, 3 of which can be used with skeletally immature patients. Femurs and tendons were harvested from 40 sheep and distributed into 4 experimental groups: spiked titanium washer (TW), bone washer (BW), spiked polyethylene washer (PW) and interference screw (IS). Each fixation method was subjected to single-cycle load-to-failure traction tests using a Kratos K-1000 testing rig. Three variables were recorded and analyzed: maximum load, yield load and stiffness. For statistical analysis, ANOVA was applied to variances and the Tukey test was used for comparison between the mean results for each group. The IS group had statistically lower resistance than the other 3 groups for all of the variables. The TW group had the highest mean figures, followed by the PW and BW groups respectively, but only the differences between the TW and BW groups were statistically significant. The fixation methods that can be used with skeletally immature patients, the BW, TW and PW systems, all exhibited superior resistance to traction than the IS group.

Introduction

Surgery to reconstruct the anterior cruciate ligament (ACL) have evolved greatly over the last 3 decades.

In the past, attempts to achieve direct repair by means of suturing the injured ligament and extraarticular techniques produced inconsistent results [2,11,20,30]. Improvements and increases in biomechanical, anatomic and kinematic knowledge have allowed these procedures and, as a consequence, their results, to be improved significantly. Currently, surgery to reconstruct the ACL consists of reestablishing function by means of substituting the original ligament in as anatomic a way as possible using an autologous graft.

The incidence of ACL injuries among young people has increased significantly as their participation in sporting activities has increased. In contrast with adult patients, surgical treatment of a ruptured ACL in patients with immature skeletons does not yet enjoy consensus [1,15,25]. The active growth cartilage limits orthopedists' ability to employ procedures that are already routine with adult patients.

Therefore, certain modifications have been made to the technique in order to reestablish joint stability, without compromising the physeal plate [6,12,16]. However, alternative fixation methods are needed for these procedures.

The resistance and safety of the fixation methods used with adults have been widely studied [5,13]. The resistance, safety and reliability of these same methods is still in doubt when they are used with children.

Based on these considerations, in this study we carried out a mechanical evaluation of 3 methods for attaching tendons to bone that are used in ACL

reconstruction with skeletally immature patients and compared them to a method that is widely accepted clinically with adults.

Therefore, the objective of this study was to compare the resistance to traction of different methods for attaching tendons to bone. In order to achieve this, we determined and compared the mean maximum load resistance, the mean stiffness, and the mean yield load of each fixation method.

Materials and methods

This was a randomized intervention experiment carried out at the Mechanical Engineering Department at the Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brazil.

The specimens, bones and tendons, were kindly donated by the Frigorífero Timers® abattoir in Porto Alegre, RS, Brazil.

The traction resistance strength of 4 different tendon-to-bone fixation methods were tested using the right distal femurs of 40 sheep and 40 specimens of deep flexor tendons toes of the hind legs of the same animals, mean 12 months old. Once removed, the specimens (tendon and bone) were duly dissected to remove adhered soft tissues and stored at an average temperature of -25 °C in sealed plastic packaging. This procedure has been shown not to affect the mechanical properties of tendons or bones [29,35]. These samples were then distributed at random into 4 study groups, each comprising 10 samples.

On the day of the tests, the tendons and bones were defrosted at room temperature and irrigated with saline solution throughout preparation, attachment procedures and biomechanical testing. All attachment procedures were carried out by the same surgeon.

The tendons had a mean length of 20 cm (16 – 24). Their extremities were joined together using number 5 braided polyester sutures (Ethibond/Ethicon®) using the technique proposed by Krackow [18], creating a double tendon (Figure 1). The sutured extremities of the tendons were then attached to the distal femur by one of the four techniques being investigated, with the objective of negating the suspensor effect of the loop, which was secured to the traction testing apparatus (Figure 2).

The proximal third of the femur was secured and the proximal portion of the remaining two-thirds was prepared for fitting to the traction testing device.

In groups 1, 3 and 4, a femoral tunnel was prepared, while in group 2 an over-the-top technique was used.

The femoral tunnel was drilled through the lateral condyle, from the femoral insertion point of the anterior cruciate ligament on the intercondyloid surface to the lateral surface of the condyle. The diameter of the drill hole varied depending on the fixation method to be employed (Figure 3).

In group 2, where the over-the-top method was used, the tendon passed along the intercondyloid notch and then followed the surface of the lateral condyle, where it was fixed using the bone washer system [9] (Figure 4).

Group 1 – spiked titanium washer with screw: The graft was threaded through a 7 mm diameter bone tunnel, from distal to proximal, and fixed to the femur 0.5 cm proximal from the point at which it exited the tunnel with a large fragment cancellous bone screw, transversal to the axis of the diaphysis, and a spiked titanium washer (Figure 5).

Group 2 - bone washer: The graft was positioned from distal to proximal over the top of the condyle and fixed to the femur using a bone washer. This washer is fabricated cortical bone and around 0.5 cm of spongy bone (Figure 6), using a special trephine with a diameter of 1.5 cm, and is reattached to the point from which it is harvested using a smooth metal washer and a large fragment cancellous bone screw.

Group 3 - spiked polyethylene washer and screw: The graft was threaded through a 7 mm diameter bone tunnel, from distal to proximal, and fixed to the femur 0.5

cm proximal from the point at which it exited the tunnel with a large fragment cancellous bone screw, transversal to the axis of the diaphysis, and a spiked polyethylene washer (Figure 7).

Group 4 – interference screw: As with groups 1 and 2, the graft was threaded through a bone tunnel from distal to proximal, but in this group the tunnel had been drilled to 6.2 mm diameter and then trephined. Once the graft was correctly positioned, it was fixed to the tunnel using an interference screw (Figure 8), inserted via the distal surface and screwed in proximally.

The specimens were subjected to mechanical tests using a Kratos K-1000 traction and compression testing machine, with a data collection system controlled by a k5 133 MHz computer fitted with an Eagle data capture acquisition card and running DIAdem 3.02 GsFmbH graphics software from the University of Aachen (Germany). All tests were performed at the Mechanical Engineering Department of UFRGS.

The femur was secured to the traction machine by transfixation and the loop of tendon fixed to the test rig's traction clamp. The traction experiments were single-cycle load-to-failure tests, with force applied in a direction parallel to the axis of the femur, at a velocity of 10 mm/second.

The ANOVA test was used to assess variances and the Tukey test was used to compare means between groups, for the 3 different variables.

Results

The traction tests were performed on a total of forty (40) specimens, ten (10) in each group. Each traction test produced a graph of force (in Newtons) against displacement (in millimeters). Three (3) variables were measured on each of these graphs: load at failure (in Newtons), stiffness (in Newtons per millimeter) and yield load (in Newtons).

Table 1 lists the descriptive data for the experimental groups.

The titanium washer (TW) group had the best failure load results, followed by the polyethylene washer (PW), bone washer (BW) and interference screw (IS) groups in descending order of resistance strength.

The same order was observed for the other two variables, stiffness and yield load, with the TW group performing best, followed by the PW, BW and IS groups.

Statistical analysis of the figures for failure load and yield load demonstrated that the IS group was significantly inferior to all of the other groups ($p < 0.05$). The BW group was also significantly inferior to the TW group ($p < 0.05$). The differences between the BW and PW groups and between the PW and TW groups were not statistically significant (Tables 2 and 3).

In contrast, the statistical tests applied to the variable stiffness only indicated that the IS group was statistically inferior to the TW group ($p < 0.05$), with no statistical difference when compared with the other two groups, PW and BW. When the TW, BW and PW groups were compared with each other, there were no statistical differences (Table 4).

Discussion

Graft to bone fixation is a fundamental element of the ACL reconstruction technique. Over recent years, a range of different fixation methods have been developed and refined in order to make this surgery safer [5,13]. Despite this, certain features of this stage of the operation require better understanding and further study.

The search for a fixation method which stimulates bone incorporation of the tendon, which can be used with children and which does not involve elevated costs was the principal objective which led us to perform this study. On a first analysis, the bone washer fixation method appears to meet these objectives.

We therefore compared the results achieved using the BW with those of other fixation methods, some of which already enjoy wide acceptance in the literature, such as the interference screw [3,14,23,26,27,32,34].

Graft fixation using the IS is the method of choice for bone-tendon patellar-bone techniques. This type of fixation combines a highly rigid construction during the initial postoperative period with early graft integration [8,19,28,31]. Furthermore, the graft is fixed closer to the articulation and is therefore considered an anatomic fixation since it avoids movement within tunnels.

Fixation of tendons with IS, does not however offer the same resistance. Mechanical analysis demonstrates that this system offers a resistance of 336 to 546 N, when used in femurs in animal models [16,24]. These figures are reduced even further when tibial models are used [22,34]. Despite these mechanical test figures indicating relative fragility, clinical studies have observed good results [7,21].

This disparity in findings is possibly the result of the lack, to date, of objective data proving the true failure resistance demanded of the ACL *in vivo*. Noyes estimated that this value could reach 450 N during certain day-to-day activities [28]. Nevertheless, the results of clinical studies have been favorable even when systems offering lower values than those estimated by Noyes have been used. Shelbourne and Gray [33], for example, observed good clinical results when evaluating a method for which mechanical tests had found a mean value of 248N [19]. Therefore, the true magnitude of the tensile loads on the ACL remain undefined. What is known is that the fixation system is the most fragile point of the reconstruction during the postoperative period since the grafts that are used nowadays have failure resistance similar or superior to that of the original ACL. Therefore, until bone incorporation of the graft takes place, it is the resistance strength of the fixation method that will determine the failure resistance of the whole system.

We found a mean failure load of 316 N when we used an IS in the model described here. This value is in line with others found in the literature. This technique can, however, produce very variable result, since it is dependent on many variables, such as length and diameter of the screw, the space between the screw and the bone (interface gap), bone density, position and insertion torque. Furthermore it is contraindicated for use with patients with open physes (Figure 9) since this demands the drilling of bone tunnels, with resulting invasion of this structure, and can cause injuries and abnormal bone growth.

Despite being contraindicated for use with skeletally immature patients, we decided to use the IS for purposes of comparison, since it offers satisfactory clinical

results when used with adults. Therefore, any method that offers greater mechanical resistance than the IS would probably be safe for use *in vivo*.

From this perspective, all of the other methods of fixation used in this study exhibited greater mean values, with statistical significance, than those of the IS group. Furthermore, from a technical point of view, all three groups proved superior to the IS group, being usable with patients with open physes.

The bone washer using the over-the-top position is possibly the most indicated of these methods for use with children, since, in addition to not invading the growth cartilage, it may also offer a shorter period of tendon bone integration, since this structure is compressed by the harvested bone washer.

The mechanical tests of this fixation system produced results that were statistically superior to those for the IS system, with a mean failure resistance of 511 N. This mean was statistically inferior to the titanium washer group and similar to the group with the PW, although it had a tendency towards lower figures.

We used the sutured ends of the tendon at the fixation device because in this manner we were evaluating its prehensile force due to compression. This very probably results in a lower resistance than is obtained using the technique *in vivo*, where the loop of the tendon is positioned around the screw. We may have underestimated this technique's failure resistance for this reason.

On the other hand, positioning the tendon over the top means that traction forces are distributed along its length. This could cause weaker fixation forces than in the other groups, in which tendons were passed through bone tunnels, and therefore the BW may offer greater resistance than was observed here.

The other two methods, spiked metal or plastic washers, demonstrated higher values than the BW and IS groups. The TW group had the highest mean and was statistically superior to the BW and IS groups. The PW group had the second highest mean. Despite the mean for the TW group being greater than that in the PW group, the difference was not statistically significant. Both spiked washers have a similar structure, which probably explains the similarity of their mean figures. The tendency for the TW to be superior to the PW can be explained by two facts. First, the TW has a larger diameter than the PW and, therefore, a greater area of the tendon is gripped. Second, we can also explain this superiority with reference to work by Beynol et al. [4]. These authors assessed spiked plastic washers with screws driven at different torques into bovine tibias. Their results demonstrated that the greater the torque to which the screw was tightened, the better the system's resistance to traction. We did not use a torque meter in our study and the screws were tightened in accordance with the surgeon's prior experience. Therefore, since the metal is more resistant than the plastic, greater torque can be applied with the TW system, which probably also contributed to the higher mean values.

Different studies have performed mechanical assessments of fixation systems using a range of different bone specimens. Some studies have employed bovine bones, others ovine bones and even bones from human cadavers have been investigated. Bones from animal specimens normally exhibit greater density than those from human cadavers, since they are normally harvested from elderly individuals. We employed ovine material, in common with Fabbriciani et al. [10]. Differences in bone density appear to have a greater influence on fixation methods supported in medullar bone, as

is the case with the interference screw, and should not affect the other three methods tested.

Finally, it is appropriate to point out the low cost of tendon fixation using the BW system. The costs involved with this method can be very much lower than the other systems used in this study and can be as little as 1% of the price of other fixation systems on the market using bioabsorbable posts or screws.

Based on the results of the present study, it is possible to conclude that:

- The fixation methods that can be used for reconstruction in immature patients exhibited good biomechanical proprieties.
- The bone washer with the over-the-top position exhibited satisfactory biomechanical proprieties; this fact, together with its low cost and potential for biological integration, probably means it is a safe alternative for use in vivo.

References

1. Aichroth PM, Patel DV, Zorrilla P. The natural history and treatment of rupture of the anterior cruciate ligament in children and adolescents. A prospective review. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84:38-41.
2. Amirault JD, Cameron JC, MacIntosh DL, Marks P. Chronic anterior cruciate ligament deficiency. Long-term results of MacIntosh's lateral substitution reconstruction. *J Bone Joint Surg Br.* 1988;70:622-4.
3. Aune AK, Ekeland A, Cawley PW. Interference screw fixation of hamstring vs patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6:99-102.
4. Beynon BD, Amis AA. In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6 Suppl 1:S70-6.
5. Brand J Jr., Weiler A, Caborn DN, Brown CH Jr., Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2000;28:761-74.
6. Brief LP. Anterior cruciate ligament reconstruction without drill holes. *Arthroscopy.* 1991;7:350-7.
7. Charlton WP, Randolph DA Jr, Lemos S, Shields CL Jr. Clinical outcome of anterior cruciate ligament reconstruction with quadrupled hamstring tendon graft and bioabsorbable interference screw fixation. *Am J Sports Med.* 2003;31:518-21.
8. Clancy WG Jr, Narechania RG, Rosenberg TD, Gmeiner JG, Wisnefske DD, Lange TA. Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63:1270-84.

9. Ellera Gomes JL. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent dislocation of the patella: a preliminary report. *Arthroscopy*. 1992;8:335-40.
10. Fabbriciani C, Mulas PD, Ziranu F, Deriu L, Zarelli D, Milano G. Mechanical analysis of fixation methods for anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon graft. An experimental study in sheep knees. *Knee* 2005;12:135-8.
11. Grøntvedt T, Engebretsen L, Benum P, Fasting O, MØlster A, Strand T. A prospective, randomized study of three operations for acute rupture of the anterior cruciate ligament. Five-year follow-up of one hundred and thirty-one patients. *J Bone Joint Surg Am*. 1996;78:159-68.
12. Guzzanti V, Falciglia F, Stanitski CL. Physeal-sparing intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction in preadolescents. *Am J Sports Med*. 2003;31:949-53.
13. Harvey A, Thomas NP, Amis AA. Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87:593-603.
14. Kaeding C, Farr J, Kavanaugh T, Pedroza A. A prospective randomized comparison of bioabsorbable and titanium anterior cruciate ligament interference screws. *Arthroscopy*. 2005;21:147-51.
15. Kannus P, Järvinen M. Knee ligament injuries in adolescents. Eight year follow-up of conservative management. *J Bone Joint Surg Br*. 1988;70:772-6.
16. Kocher MS, Garg S, Micheli LJ. Physeal sparing reconstruction of the anterior cruciate ligament in skeletally immature prepubescent children and adolescents. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88 Suppl 1 Pt 2:283-93.

17. Kousa P, Järvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: femoral site. *Am J Sports Med.* 2003;31:174-81.
18. Krackow KA, Thomas SC, Jones LC. Ligament-tendon fixation: analysis of a new stitch and comparison with standard techniques. *Orthopedics.* 1988;11:909-17.
19. Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1987;15:225-9.
20. Kurosawa H, Yasuda K, Yamakoshi K, Kamiya A, Kaneda K. An experimental evaluation of isometric placement for extraarticular reconstructions of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1991;19:384-8.
21. Ma CB, Francis K, Towers J, Irrgang J, Fu FH, Harner CH. Hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of bioabsorbable interference screw and endobutton-post fixation. *Arthroscopy.* 2004;20:122-8.
22. Magen HE, Howell SM, Hull ML. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med.* 1999;27:35-43.
23. McGuire DA, Barber FA, Elrod BF, Paulos LE. Bioabsorbable interference screws for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1999;15:463-73.
24. Milano G, Mulas PD, Ziranu F, Piras S, Manunta A, Fabbriciani C. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis. *Arthroscopy.* 2006;22:660-8.

25. Millett PJ, Willis AA, Warren RF. Associated injuries in pediatric and adolescent anterior cruciate ligament tears: does a delay in treatment increase the risk of meniscal tear? *Arthroscopy*. 2002;18:955-9.
26. Nagarkatti DG, McKeon BP, Donahue BS, Fulkerson JP. Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med*. 2001;29:67-71.
27. Nakano H, Yasuda K, Tohyama H, Yamanaka M, Wada T, Kaneda K. Interference screw fixation of doubled flexor tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction - biomechanical evaluation with cyclic elongation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;15:188-95.
28. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66:344-52.
29. Pelker RR, Friedlaender GE, Markham TC, Panjabi MM, Moen CJ. Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *J Orthop Res*. 1984;1:405-11.
30. Reid JS, Hanks GA, Kalenak A, Kottmeier S, Aronoff V. The Ellison iliotibial-band transfer for a torn anterior cruciate ligament of the knee. Long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 1992;74:1392-402.
31. Safran MR. Graft selection in knee surgery. Current concepts. *Am J Knee Surg*. 1995;8:168-80.

32. Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM. Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med.* 1998;26:815-9.
33. Shelbourne KD, Gray T. Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup. *Am J Sports Med.* 1997;25:786-95.
34. Weiler A, Hoffmann RF, Stähelin AC, Bail HJ, Siepe CJ, Südkamp NP. Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy.* 1998;14:29-37.
35. Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech.* 1986;19:399-404.

Figure legends

Fig 1. Tendon with extremities joined together with a Krackow suture.

Fig 2. Fixation system, illustrating the free ends of the tendon attached with a Spiked Polyethylene Washer and showing the loop ready to be secured to the traction device.

Fig 3. Femoral tunnel bored through the lateral condyle. The route the free ends of the tendon will take through the tunnel can be observed.

Fig 4. The tendon can be observed passing over the top of the lateral femoral condyle, where it is fixed with a bone washer.

Fig 5. Spiked titanium washer

Fig 6. Bone washer

Fig 7. Spiked polyethylene washer

Fig 8. Interference screw

Fig 9. Simple X-ray of the knee with open physes