

EDMAR STIEVEN FILHO

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO TIBIAL TRANSVERSA NA
RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR - ESTUDO EM
MODELOS ANIMAIS**

**Tese apresentada ao Programa de Pós-
graduação em Clínica Cirúrgica, do Setor de
Ciências da Saúde, da Universidade Federal do
Paraná, como requisito parcial à obtenção do
grau de doutor.**

**Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Munhoz da
Cunha**

CURITIBA

2013

EDMAR STIEVEN FILHO

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO TIBIAL TRANSVERSA NA
RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR - ESTUDO EM
MODELOS ANIMAIS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica, do Setor de Ciências da Saúde, da Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do grau de doutor.

Orientador: Luiz Antonio Munhoz da Cunha

CURITIBA

2013

FICHA CATALOGRÁFICA

Stieven-Filho, Edmar

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO TIBIAL TRANSVERSA NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR – Curitiba, 2013.

Nº de páginas: 65

Área de concentração: Ciência da Saúde, Biomecânica, Cicatrização

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Munhoz da Cunha

Tese de Doutorado – Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR.

1. Ligamento Cruzado Anterior; 2. Fêmur; 3. Tíbia; 4. Dispositivos de Fixação Ortopédica; 5. Mecânica, 6. Tendões.

A minha esposa Camila e ao meu filho Felipe, pelo tempo que deixamos de estar juntos.

Aos meus pais, Edmar e Sônia, a eles todos os créditos.

Dedico

AGRADECIMENTOS

A minha equipe de trabalho, sua organização tornou o desafio de lidar com o tempo algo possível.

Aos meus colegas de pós-graduação que transformaram um período de longa dedicação em algo divertido.

Ao Curso de Pós-Graduação da UFPR por ter me aceito como aluno.

A UTFPR aonde foram realizados os testes biomecânicos desta tese.

Aos alunos, professores e coautores envolvidos no processo de confecção da tese.

Ao meu orientador, pela paciência com o meu espírito inquieto.

"A principal meta da educação é criar homens que sejam capazes de fazer coisas novas, não simplesmente repetir o que outras gerações já fizeram. Homens que sejam criadores, inventores, descobridores. A segunda meta da educação é formar mentes que estejam em condições de criticar, verificar e não aceitar tudo que a elas se propõe."

Jean Piaget

RESUMO

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO TIBIAL TRANSVERSA NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Objetivo: Investigar se a fixação transversa tibial com parafuso femoral apresenta vantagens biomecânicas sobre a fixação transversa femoral com parafuso tibial na reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA).

Material e Método: Foram utilizados como modelos de testes joelho suíno e tendão extensor digital bovino. 28 joelhos foram submetidos à reconstrução do LCA. 14 casos foram fixados com parafuso na tíbia e implante transverso no fêmur (grupo padrão). 14 fixados com parafuso no fêmur e fixação transversa na tíbia (grupo invertido). Os modelos foram submetidos aos testes de tração.

Resultados: Não houve diferença estatisticamente significativa na sobrevivência das técnicas no que tange a força, força máxima sem falha e tensão. Houve uma sobrevivência maior no grupo padrão na comparação das curvas de tensão de limite elástico ($p < 0,05$).

Conclusão: Não há vantagem biomecânica da fixação transversa tibial com parafuso femoral em relação à fixação transversa femoral com parafuso tibial, observada em testes com modelos animais.

Descritores: Ligamento Cruzado Anterior, Fêmur, Tíbia, Dispositivos de Fixação Ortopédica, Mecânica, Tendões

ABSTRACT

BIOMECHANICS ANALYSIS OF THE ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT TRANSVERSE FIXATION IN THE TIBIA

Purpose: The aim of the present study was to compare whether the combination of tibial transverse fixation with screw fixation in the femur presents biomechanical advantages compared to the combination of femoral transverse fixation and screw fixation on the tibia in the reconstruction of the anterior cruciate ligament (ACL).

Material and Method: Porcine knee was used as the animal model and bovine extensor digitorum tendon was used as the graft. 14 specimens were fixed with screw on the tibia and femoral transverse fixation (standard group). 14 specimens were fixed with screw in the femur and tibial transverse fixation. All specimens were subjected to tensile testing.

Results: There was no statistically significant difference in survival techniques in regard to strength, yield load and tension. There was a higher survival compared in the standard curves of yield stress ($p < 0.05$).

Conclusion: There was no biomechanical advantage of the combination of tibial transverse fixation with a screw fixation on the femur in comparison with the combination of screw fixation on the tibia and femoral transverse, observed in biomechanical tests in animal models.

Key words: Anterior Cruciate Ligament, Femur, Tibia, Orthopedic Fixation Device, Mechanics, Tendons



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA CIRÚRGICA
NÍVEL - MESTRADO E DOUTORADO

Ata do julgamento da 163ª Tese de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica da Universidade Federal do Paraná, referente ao aluno **EDMAR STIEVEN FILHO** sob o título **ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO TIBIAL TRANSVERSA NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR** na **Linha de Pesquisa:** Cicatrização e Medidas de Resistência dos Tecidos **Área de Concentração:** Nutrição e Cicatrização tendo como orientador Professor Doutor Luiz Antonio Munhoz da Cunha.

Às sete horas e trinta minutos do dia dezessete de dezembro de dois mil e treze no Auditório do Banco de Ossos 6º andar do prédio central do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, reuniu-se, em sessão pública, a Banca Examinadora de Avaliação composta pelos Professores Doutores Jamil Faissal Soni, João Luiz Vieira da Silva, Edilson Forlin, Eduardo Murilo Novak e Marcelo Abagge sendo este último Presidente da Banca. Aberta a sessão, foi apresentada pelo Prof. Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias, Vice-Coordenador do Programa, a documentação probatória do cumprimento pelo candidato das exigências legais que lhe facultam submeter-se à avaliação da tese, como última etapa à sua titulação no Programa. A seguir o Presidente da Banca Examinadora convidou o candidato a apresentar oralmente resumo de sua tese no prazo máximo de até trinta minutos para demonstração de sua capacidade didática e para melhor conhecimento do tema por parte da audiência composta de professores, médicos, alunos, familiares e demais interessados. Seguiu-se a arguição e imediata resposta pelo candidato, sucessivamente pelos componentes da Banca Examinadora. Obedecido o tempo máximo de vinte minutos para a arguição e igual tempo para cada resposta. Terminada a etapa de arguição, reuniu-se a Banca Examinadora em sala reservada para atribuição das notas, dos conceitos e lavratura do Parecer Conjunto. O candidato foi **APROVADO** considerando-se os parâmetros vigentes estabelecidos pelo programa e regidos pela legislação pertinente da instituição. Voltando à Sala de Sessão, o Senhor Presidente da Banca Examinadora leu os conceitos do Parecer Conjunto e deu por encerrada a sessão. E para constar, eu, Regina Aparecida Sass Marques, secretária desta Pós-Graduação lavrei a presente Ata que depois de lida e aprovada será assinada pelos componentes da Banca Examinadora.

Jamil Faissal Soni

Edilson Forlin

Marcelo Abagge

João Luiz Vieira da Silva

Eduardo Murilo Novak



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA CIRÚRGICA
NÍVEL MESTRADO - DOUTORADO

**PARECER CONJUNTO DA BANCA EXAMINADORA
DA AVALIAÇÃO DA TESE DE DOUTORADO**

Aluno **EDMAR STIEVEN FILHO**

Título **ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO TIBIAL TRANSVERSA NA
RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR.**

CONCEITOS EMITIDOS

MEMBROS	CONCEITO	EQUIVALÊNCIA
Jamil Faissal Soni	A	9,3
João Luiz Vieira da Silva	A	9,3
Edilson Forlin	A	9,3
Eduardo Murilo Novak	A	9,3
Marcelo Abagge	A	9,3

CONCEITO FINAL DE AVALIAÇÃO

Conceito: A Equivalência: 9,3

Curitiba, 17 de dezembro de 2013.

MEMBROS	ASSINATURA
Jamil Faissal Soni	
João Luiz Vieira da Silva	
Edilson Forlin	
Eduardo Murilo Novak	
Marcelo Abagge	

LISTA DE ABREVIATURAS

A - área

DP – desvio padrão

FM - força máxima

FMSF - força máxima sem falha

k - rigidez

LCA – ligamento cruzado anterior

MPa - megapascal

N - newtons

N/mm - newtons por milímetros

SESA - Secretaria Estadual de Saúde do Paraná

T - tensão

TLE - tensão de limite elástico

SUMÁRIO

RESUMO	V
ABSTRACT	VI
LISTA DE ABREVIATURAS	IX
1 INTRODUÇÃO	12
1.1 EPIDEMIOLOGIA E FUNÇÃO.....	12
1.2 TRATAMENTO	13
1.3 ENXERTOS UTILIZADOS PARA RECONSTRUÇÃO.....	13
1.4 FORÇA SUPOSTADA PELO ENXERTO	16
1.5 MÉTODOS DE FIXAÇÃO.....	17
1.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA PARA TESTES BIOMECÂNICOS.....	19
1.7 MODELOS UTILIZADOS PARA TESTES MECÂNICOS	20
1.8 ARMAZENAMENTO DOS MODELOS DE TESTE	21
1.9 MEDIÇÃO DA ÁREA DO ENXERTO	22
1.10 DAS VARIÁVEIS DE FORÇA E TENSÃO.....	22
1.11 FIXAÇÃO TIBIAL <i>VERSUS</i> FIXAÇÃO FEMORAL.....	23
1.12 JUSTIFICATIVA	23
1.13 OBJETIVO.....	23
2 MATERIAL E MÉTODO	25
2.1 MODELO DE TESTE PARA TENDÕES FLEXORES	25
2.2 AFERIÇÃO DA ÁREA DOS ENXERTOS	25
2.3 PREPARAÇÃO DOS TENDÕES - SOLIDARIZAÇÃO	28
2.4 MATERIAL DE IMPLANTE.....	30
2.5 MODELO PARA TESTES – JOELHO SUÍNO	31
2.6 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO NO MODELO	31
2.7 ENSAIOS DE TRAÇÃO	39
2.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	41
3 RESULTADO	43
4 DISCUSSÃO	48
5 CONCLUSÃO	52
REFERÊNCIAS	53

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

1.1 EPIDEMIOLOGIA E FUNÇÃO

O ligamento cruzado anterior (LCA) é uma das estruturas mais lesadas do joelho, sendo responsável por até 50% das roturas ligamentares desta articulação. Só nos Estados Unidos estima-se que existam 100.000 novos casos a cada ano (MIYASAKA et al., 1991; BOLLEN, 1998; BACH; BOONOS, 2001).

O LCA é importante para manter a função normal do joelho. Ele é um dos responsáveis pelo controle estático ântero-lateral e rotacional. A principal queixa clínica após a lesão é o falseio em movimentos que envolvam rotação do joelho (Figura 1).



FIGURA 1 - ROTAÇÃO DO JOELHO

Uma vez estabelecida a lesão a insuficiência deste ligamento pode levar a lesões meniscais, lesões de cartilagem, episódios de falseio e progressão para artrose em alguns pacientes (BRAND, J. et al., 2000).

1.2 TRATAMENTO

Em pacientes sintomáticos, jovens e ativos a cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior é aceita como tratamento de escolha. Este procedimento é fator determinante para a obtenção de melhores resultados no retorno à prática esportiva (COHEN et al., 1997).

A cirurgia reconstrutiva é baseada em dois conceitos bem estabelecidos. O primeiro é a utilização de enxertos biológicos com características biomecânicas similares às do ligamento cruzado anterior e com baixa morbidade no sítio doador. O segundo é o aprimoramento das técnicas de reconstrução, com a finalidade de fixar o enxerto da melhor maneira e o mais próximo possível da posição original do ligamento (MORGAN; KALMAN; GRAWL, 1995; ISHIBASHI et al., 1997; ABEBE et al., 2009; STEINER et al., 2009; SCANLAN et al., 2009).

1.3 ENXERTOS UTILIZADOS PARA RECONSTRUÇÃO

Os enxertos utilizados para reconstrução do ligamento cruzado podem ser artificiais, autólogos ou homólogos. Devido ao seu alto grau de falha, os enxertos artificiais não são mais usados na prática clínica, porém eles ainda são objeto de estudos na avaliação de novos materiais biocompatíveis (FU et al., 2000; LONGO et al., 2013).

Os enxertos autólogos mais utilizados são o ligamento patelar e os tendões flexores (FU et al., 2000). O terço central do ligamento patelar é o “padrão ouro” na reconstrução do LCA. Ele tem o maior número de estudos, porém existe uma relação entre o uso deste enxerto e déficit do aparelho extensor, além da alta morbidade no sítio doador (Figura 2).

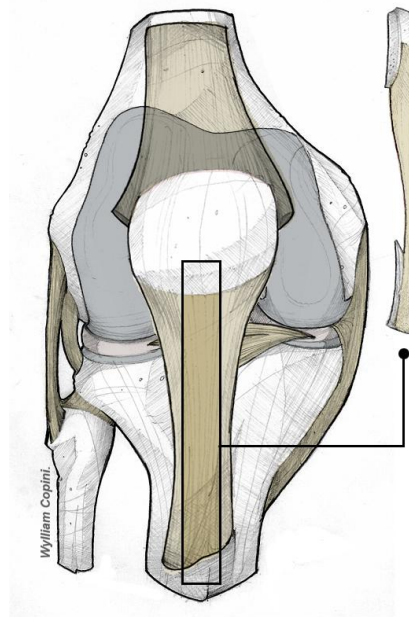


FIGURA 2 - ENXERTO AUTÓLOGO DE TENDÃO PATELAR

A dor anterior no joelho após a retirada do enxerto de tendão patelar dificulta a reabilitação inicial e prejudica o paciente no retorno rápido de suas atividades diárias. Alguns autores referem que o período pós-operatório de doze meses como o tempo de maior incidência deste tipo de dor. Após um ano não existe diferença estatística de queixas dolorosas dos sítios doadores para enxertos autólogos atualmente utilizados (CORRY et al., 1999; AUNE et al., 2001; ERIKSSON et al., 2001; SHAIEB et al., 2002).

Nos Estados Unidos o enxerto mais utilizado é o de tendões flexores de joelho humano, mais especificamente o tendão do músculo grácil e semitendíneo (Figura 3).

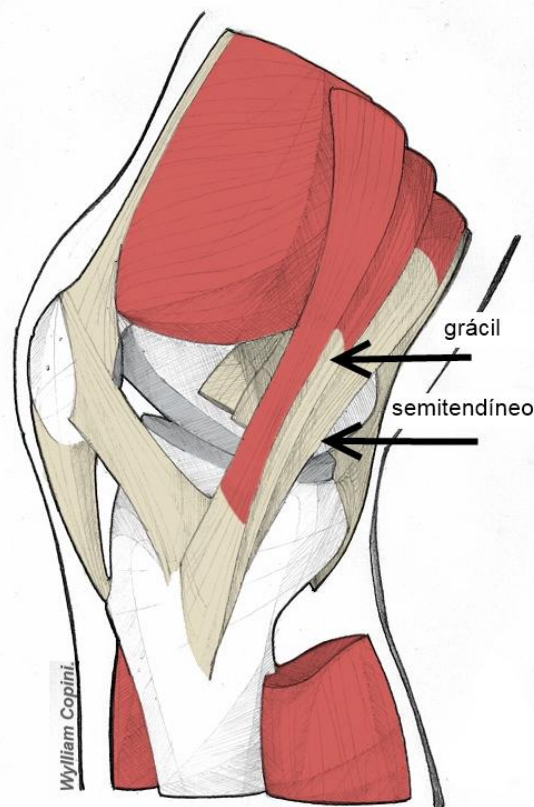


FIGURA 3 - TENDÕES FLEXORES

Algumas vantagens são referidas ao enxerto de tendões flexores em relação ao tendão patelar: 1) baixa morbidade no sítio doador; 2) menor atrofia do músculo quadríceps; 3) uma reabilitação menos dolorosa, principalmente nos primeiros meses (FU et al., 1999). Como desvantagem, alguns autores questionam a rigidez da fixação do tendão contra o osso e mostram um índice de falha superior (BRAND, J. et al., 2000; MALETIS et al., 2013).

Nos estudos clínicos, não há diferença no retorno da prática esportiva, comparando os resultados do enxerto do ligamento patelar *versus* tendões flexores de joelho (MARDER; RASKIND; CARROLL, 1991; WEBSTER; FELLER; HAMEISTER, 2001; SHAIIB et al., 2002; MOHTADI et al., 2011).

O tendão do quadríceps também é uma opção para o tratamento da lesão do LCA. Ele é volumoso e tem sido utilizado para casos de revisão da reconstrução do LCA (HOWE et al., 1991; KAPLAN et al., 1991). Por fim, os aloenxertos (enxertos

homólogos de banco de tecidos) são outra opção para reconstrução do ligamentar (CZITROM et al., 1985; SHINO et al., 1990).

1.4 FORÇA SUPORTADA PELO ENXERTO

Durante as atividades diárias o LCA suporta força da ordem de 169 N em uma caminhada, 67 N ao se subir escadas e, 445 N ao se descer escadas, como mostra a Figura 4 (MORRISON, 1969, 1970).

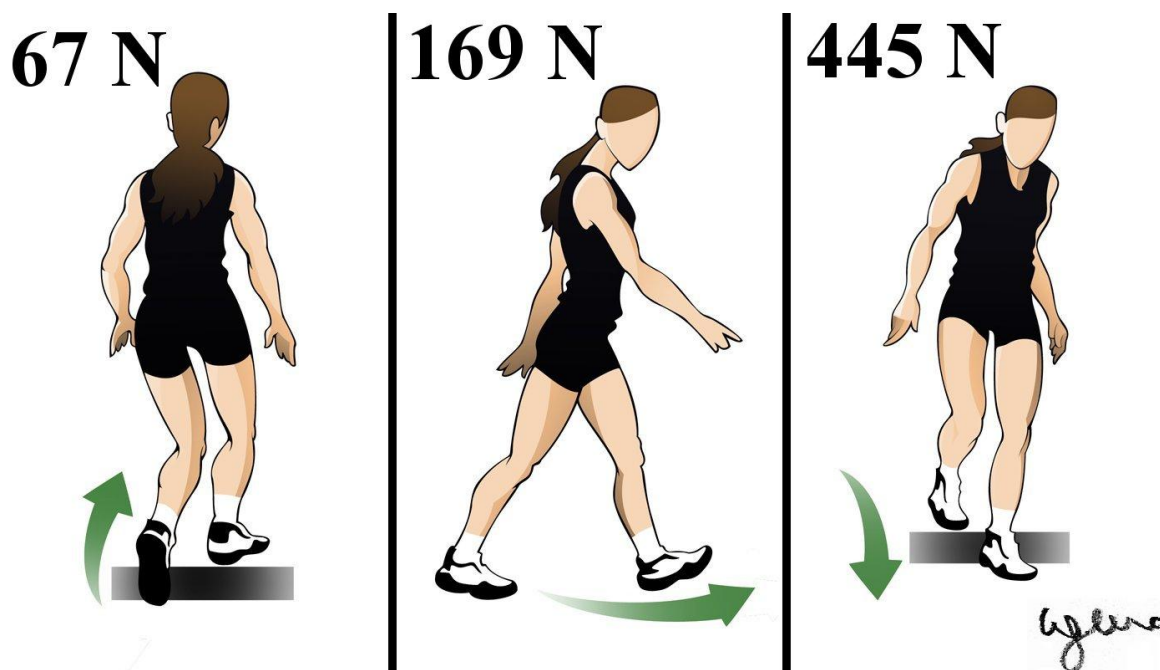


FIGURA 4 - FORÇA APLICADA NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR COM MOVIMENTO

Para as atividades corriqueiras, a força aplicada sobre o ligamento cruzado anterior é de aproximadamente 450 N (NOYES et al., 1983, 1984).

Na cirurgia reconstrutiva os métodos de fixação são os responsáveis pela resistência do neoligamento cruzado anterior no pós-operatório imediato. Portanto a fixação tem que alcançar 450 N de resistência, para que o paciente tenha condições de se deslocar no pós-operatório imediato, sem prejuízo, até que a cicatrização ocorra.

Estudos demonstram que os métodos de fixação atualmente utilizados ultrapassam os 450 N necessários para a reabilitação inicial. O parafuso tem

539±114 N, Rigidfix® (transverso) 737±140 N, Bio-Transfix® (transverso) 746±119 N e Endobutton® (suspensório) 864±164 N (AHMAD et al., 2004).

1.5 MÉTODOS DE FIXAÇÃO

O primeiro dispositivo especialmente desenhado para fixação da reconstrução do LCA foi o parafuso de interferência. Ele fixa por interferência entre o enxerto e o local de fixação (KUROSAKA; YOSHIYA; ANDRISH, 1987). O parafuso de interferência teve ampla difusão e foram submetidos a vários estudos que mostraram sua eficiência como método de fixação (BRAND, et al., 2000).

O parafuso tem um diâmetro que varia de sete a doze milímetros e o comprimento de dois a três centímetros. O aumento do seu diâmetro, principalmente acima de nove milímetros, não tem relação com o aumento da resistência da fixação (LAMBERT, 1983; KUROSAKA; YOSHIYA; ANDRISH, 1987; BROWN et al., 1993; SEIL et al., 1998).

O uso do parafuso de interferência nas reconstruções do ligamento cruzado anterior possui algumas desvantagens: maior demanda técnica para colocar o parafuso, principalmente quando posicionado de intra para extra-articular. Dificuldades para a realização de uma posterior artroplastia, risco maior de infecção, deslocamento do implante com subsequente falha do enxerto, permanente obstáculo à completa incorporação do enxerto e dificuldade de interpretação de exames de ressonância magnética da articulação no caso de parafusos metálicos (WALTON, 1999).

Um segundo método de fixação da reconstrução do LCA é por suspensão, em que o enxerto fica pendurado em um botão que trava na cortical óssea externa. Constitui um método de fácil execução e o enxerto mantém contato de 360 graus do enxerto com o osso (ERIKSSON et al., 2001).

O Endobutton® (Smith & Nephew, Inc., Andover, MA, USA), nome comercial da fixação por suspensão, tem um alto índice de alargamento do túnel ósseo, muitas interfaces entre o enxerto e o método de fixação e algumas vezes o botão fica ancorado em partes moles e não na cortical óssea (SIMONIAN et al., 2000; MA et al., 2004).

Parafuso em poste e o parafuso com arruela são métodos muito acessíveis financeiramente e possuem bons resultados clínicos quando bem utilizados (GORADIA; GRANA, 2001). A fixação com parafuso e arruela tem índice menor de alargamento do túnel que os métodos suspensórios (SIMONIAN et al., 2000). Como desvantagens o parafuso tipo poste tem considerável perda de tensão com o passar do tempo (BOYLAN et al., 2003). Outra desvantagem é que de 6 a 48% dos pacientes têm queixas dolorosas sobre a cabeça do parafuso (CAMANHO et al., 2003; HARILAINEN; SANDELIN; JANSSON, 2005).

Quando se usa método de fixação tipo poste ou botão dois pontos são criticáveis no que se refere a incorporação do enxerto: 1) o movimento vertical do enxerto é mantido (HÖHER et al., 1998); 2) no caso de enxerto fino ou túnel largo pouco contato do enxerto com o osso (FU et al., 1999; BRAND, J. C. et al., 2000).

Outro método de fixação é o transverso. Nestas fixações os implantes transfixam o enxerto perpendicularmente e permitem contato de 360 graus do enxerto com o osso (HARILAINEN; SANDELIN; JANSSON, 2005). O método de fixação transverso é muito usado com tendões flexores de joelho e devido a sua alta resistência facilita a reabilitação precoce (RODEO et al., 1993; HOWELL; TAYLOR, 1996).

Dentre os métodos comerciais de fixação transversa, o Rigidfix® (DePuy Mitek, Raynham, MA, EUA), consiste no cruzamento do enxerto por dois pinos transversos absorvíveis, a base de ácido polilático (Figura 5).

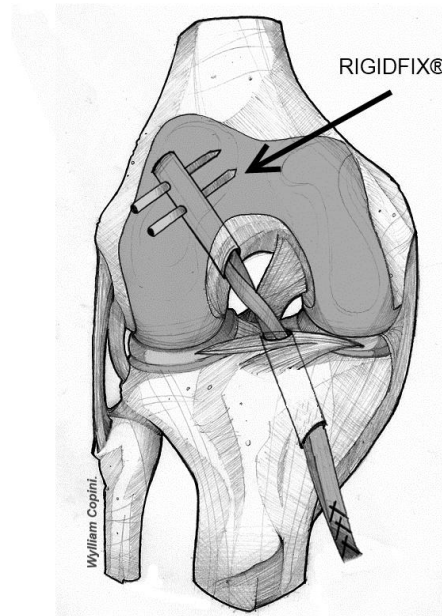


FIGURA 5 - RIGIDFIX® TRANSFIXANDO O ENXERTO TENDINOSO NO FÊMUR

1.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA PARA TESTES BIOMECÂNICOS

A análise estatística para testes biomecânicos normalmente é limitada a média, desvio padrão, p-valor e intervalo de confiança de 95% (STEINER et al., 1994; LIU; KABO; OSTI, 1995; BEYNNON; AMIS, 1998; AHMAD et al., 2004).

Mesmo no caso de um trabalho mostrar que um sistema de fixação tem uma boa média de resistência, isso pode ser enganoso na prática clínica. É possível que ele tenha essa média com alto número de falhas, compensado numericamente com outros de excelente resultado. Para uma visualização global dos dados pode-se usar um método de análise estatística chamado de distribuição de probabilidade. A distribuição de probabilidade, ou análise de sobrevivência, usado na engenharia há mais de 40 anos, mostra a chance de sucesso em vários pontos de corte, ou seja, o grau de confiabilidade do sistema (SAWEERES et al., 2005; STIEVEN FILHO et al., 2010).

1.7 MODELOS UTILIZADOS PARA TESTES MECÂNICOS

Para testes biomecânicos a amostra ideal é tecido de humanos jovens, pois as reconstruções ligamentares têm sua principal indicação em pacientes fisicamente ativos. Recomenda-se que os doadores sejam de no máximo 65 anos no caso de homens e 50 anos no caso de mulheres (COHEN MOISÉS, ABDALLA RENE JORGE, EJNISMAN BENNO, FILARDI MARCELO S, 1977; BEYNNON; AMIS, 1998).

Esse tipo de amostra é difícil de ser obtida, o que induz o uso de tecidos de indivíduos mais velhos. Isso pode alterar os resultados de testes biomecânicos, uma vez que o principal fator da resistência da fixação na reconstrução do ligamento cruzado anterior é a qualidade óssea (BRAND, J. C. et al., 2000; NURMI et al., 2004). Prova de que as amostras com densidade óssea diferentes podem comprometer o resultado dos testes são relatos de fratura durante os testes devido a fragilidade óssea (STEINER et al., 1994).

Uma alternativa para testes biomecânicos são os modelos animais. Neste caso pode-se escolher animais com a mesma idade, peso e raça, diminuindo os vieses do estudo, principalmente o fator qualidade óssea (KLEWENO et al., 2009).

Joelhos suínos, bovinos, caprinos e caninos já foram testados avaliados para testes biomecânicos. O joelho bovino tem a vantagem de ter uma esponjosa com densidade parecida com a humana, porém a cortical bovina é muito mais resistente (BEYNNON; AMIS, 1998). O joelho ovino tem uma esponjosa mais resistente em relação ao ser humano. O joelho caprino e canino tem dimensões menores que o joelho humano. O joelho canino e suíno tem a densidade óssea mais próxima do ser humano jovem (AERSSENS et al., 1998).

Quanto a anatomia, o joelho suíno é o que mais se aproxima do humano (XEROGEANES et al., 1998). Em um estudo funcional não foi encontrada diferença qualitativa entre o cruzado anterior suíno e o humano (FUSS, 1991).

Apesar de muitos autores preconizarem o uso de modelo suíno, outros alegam que há uma maior densidade óssea na esponjosa e que ela pode dar resultados acima daqueles encontrados em seres humanos (LIU; KABO; OSTI, 1995; MAGEN; HOWELL; HULL, 1999; NAGARKATTI et al., 2001). Um estudo sugere a regra de que a força máxima encontrada em tecido suíno deve ser dividida

pela metade e o deslocamento encontrado em testes cíclicos multiplicado por três (NURMI et al., 2004). Outros autores defendem que a densidade óssea de osso esponjoso suíno é próxima de adultos jovens e que é o modelo mais usado na literatura (AERSSSENS et al., 1998; MIYATA et al., 2000; BENFIELD et al., 2005).

Assim, quando se usa modelos animais, as conclusões devem ser comparativas entre os grupos da amostra. Os dados absolutos não podem ser extrapolados para seres humanos.

No caso do enxerto de tendões flexores do joelho humano, o modelo animal usado para testes é o tendão extensor digital bovino. Um estudo comparou as propriedades mecânicas entre tendões extensores digitais bovinos e tendões flexores de joelho humanos (DONAHUE et al., 2001).

Os seguintes resultados foram obtidos:

- carga Máxima de 2901 N para bovinos e 2914 N para humanos;
- tensão Máxima de 71,8 MPa bovinos e 65,6 MPa humanos.

Desta forma concluiu-se que os enxertos de tendões extensores digitais bovinos podem ser substituídos por tendões flexores de joelho humano em ensaios de tração.

1.8 ARMAZENAMENTO DOS MODELOS DE TESTE

A forma de armazenamento visa não alterar as propriedades biomecânicas do objeto estudado. Os métodos mais usados são: congelamento, formaldeído, formalina, nitrogênio líquido, liofilização, solução isotônica de cloreto de sódio (VIEGAS; CAMANHO, 2003).

Em um estudo, com tecido animal, comparou-se a propriedade de tendão fresco *versus* congelado. Observou-se que após o congelamento há uma diminuição do módulo de elasticidade dos tendões, porém eles ainda se mostraram adequados para testes mecânicos (MATTHEWS; ELLIS, 1968).

Quando necessário, é recomendado o congelamento como forma de armazenamento. Deve se embalar em sacos plásticos e também usar soro fisiológico para conservação, evitando desidratação ou alteração hidroeletrolítica. O descongelamento deve ser gradual em temperatura ambiente (PELKER et al., 1984; WOO et al., 1986; KOUSA et al., 2003a, 2003b).

1.9 MEDIÇÃO DA ÁREA DO ENXERTO

Utiliza-se Alginato Jeltrate (material elástico para impressão) para medir a área de secção transversa do enxerto. Essa técnica de medição da área da secção transversal por impressão em três dimensões é precisa, não destrutiva e de baixo custo (GOODSHIP; BIRCH, 2005).

Existem dois pontos importantes sobre o uso do alginato. Um é que deve-se avaliar a área logo após feita a impressão, para evitar que dilatações prejudiquem a medida. Outro é o devido cuidado para que as dobras não alterem as medidas (DONAHUE et al., 2001; STIEVEN FILHO et al., 2010).

1.10 DAS VARIÁVEIS DE FORÇA E TENSÃO

Uma das dificuldades em testes mecânicos é relacionar a variável analisada com a possível falha clínica de enxertos em seres humanos. Primeiramente se considerava falha a força necessária para rotura completa do tendão em um teste mecânico. Isso pode não corresponder ao que acontece na prática clínica, pois a falha biológica pode acontecer antes da mecânica (MAGEN; HOWELL; HULL, 1999; STIEVEN FILHO et al., 2010).

Outra forma de análise da força é o *yield load*, também chamado de força máxima sem falha. Esse dado é representado graficamente pela primeira mudança angular da linha força *versus* deslocamento. Ele significa que a deformação deixou de ser elástica e começou a ser plástica, ou seja, a deformidade do corpo testado é permanente (MAGEN; HOWELL; HULL, 1999; KOUSA et al., 2003a, 2003b).

Um outro questionamento com relação à análise da força é que o resultado varia conforme a espessura do corpo testado, um enxerto tendíneo de diâmetro transversal maior terá resistência superior a uma amostra com enxerto mais fino. Sabe-se que em testes com modelos animais, mesmo com o esforço realizado para padronizar a amostra, não é possível atingir uma homogeneidade perfeita.

Uma possibilidade de amenizar este viés é o cálculo da tensão. A tensão é a força dividida pela área, ou seja, é calculada a força aplicada em cada região do corpo testado. Normalmente para testes de reconstrução ligamentar usa-se uma

unidade chamada megapascal (MPa), que significa a força aplicada a cada milímetro quadrado, imaginando uma distribuição homogênea (STIEVEN FILHO et al., 2010).

Assim como na análise da força podemos calcular a tensão necessária para rotura do tendão ou para o início da deformidade plástica. A tensão necessária para início da deformidade permanente do corpo testado pode ser chamada de tensão de limite elástico ou tensão de escoamento.

1.11 FIXAÇÃO TIBIAL *VERSUS* FIXAÇÃO FEMORAL

A reconstrução do ligamento cruzado anterior tem dois pontos de fixação do enxerto, femoral e tibial.

A fixação femoral tem maior resistência que a tibial devido dois fatores: 1) a esponjosa do fêmur é mais densa que a tibial, tornando superior a qualidade da fixação femoral (SCHEFFLER et al., 2002); 2) a fixação usada no fêmur, para enxerto de tendões flexores, geralmente é a transversa ou de suspensão. Essas duas têm uma resistência superior ao parafuso, que é normalmente utilizado na tibia (SCHEFFLER et al., 2002; KOUSA et al., 2003a, 2003b; MILANO et al., 2006).

1.12 JUSTIFICATIVA

Nas bases de dados do Medline, Cochrane, SPORTDiscus e Embase não se encontrou nenhum trabalho que avaliasse a possibilidade de compensar a fragilidade óssea tibial com a melhor qualidade mecânica das fixações transversais, normalmente usadas no fêmur. A maioria dos testes biomecânicos avaliam isoladamente a fixação tibial ou femoral, poucos avaliam o complexo fêmur-ligamento-tibia (ZANTOP et al., 2004; MONACO et al., 2010; PETRE et al., 2012; AGA et al., 2013).

1.13 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é avaliar a possibilidade da fixação transversa tibial com parafuso femoral apresentar vantagens biomecânicas sobre a fixação transversa femoral com parafuso tibial, em modelo animal.

2 MATERIAL E MÉTODO

2 MATERIAL E MÉTODO

2.1 MODELO DE TESTE PARA TENDÕES FLEXORES

O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética da Secretaria Estadual de Saúde do Paraná (SESA), sob o número 064/09.

Foram adquiridos 28 tendões extensores digitais bovinos frescos (Figura 6).



FIGURA 6 - TENDÃO EXTENSOR DIGITAL BOVINO (STIEVEN FILHO ET AL., 2010)

Eles foram dissecados e divididos em dois, formando pares, simulando os tendões flexores de joelho humano (DONAHUE et al., 2001).

2.2 AFERIÇÃO DA ÁREA DOS ENXERTOS

Para determinar-se a área da secção transversal dos tendões, suas extremidades foram suturados com fio cirúrgico de poliéster, Ethibond™ Polyester 2 (Johnson & Johnson, Piscataway, NJ, EUA), como mostra a Figura 7.

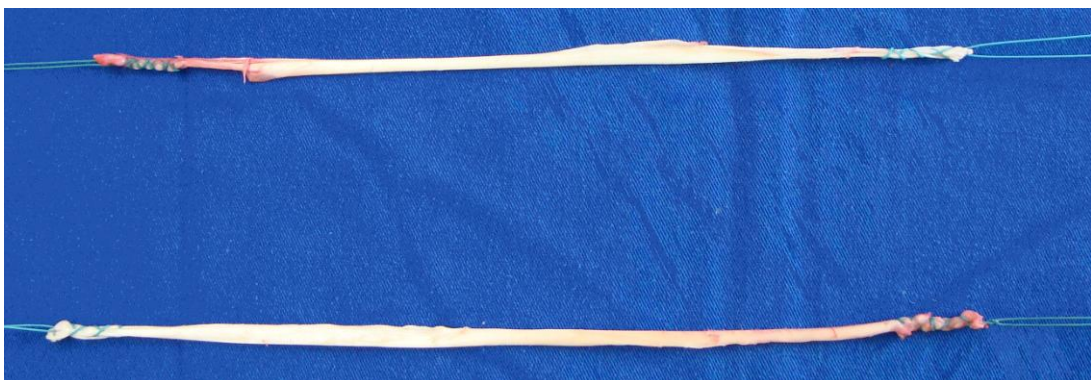


FIGURA 7 - TENDÕES COM EXTREMIDADES SUTURADAS

Nesta condição foi adquirida a impressão em pasta de Jeltrate tipo II de presa normal (Dentsply, York, PA, EUA).

O tendão é envolvido por essa pasta, em uma caixa de 20 cm de comprimento, que após alguns segundos fica com consistência borrachosa, formando um molde (Figura 8 e 9).

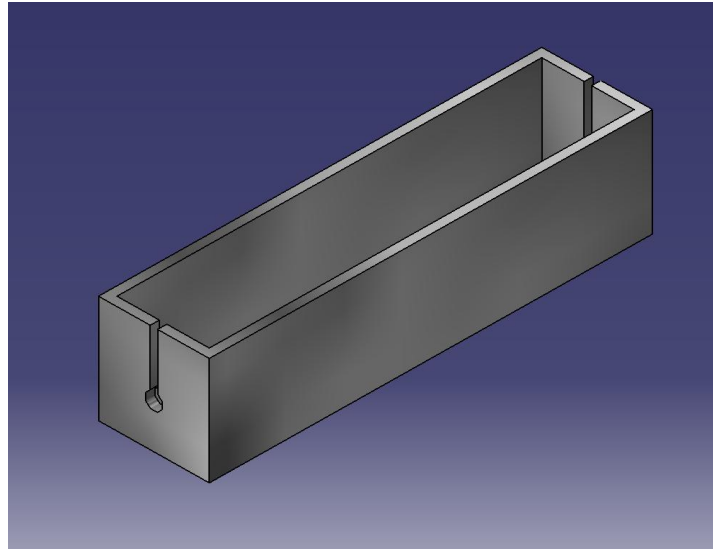


FIGURA 8 - CAIXA DE MOLDE – 20 CM DE COMPRIMENTO



FIGURA 9 - COLETA DA IMPRESSÃO DO TENDÃO

Neste ponto o alginato é retirado, mantendo a impressão do tendão. Esse molde é seccionado transversalmente em blocos com 10 mm de espessura (Figura 10). (GOODSHIP; BIRCH, 2005)



FIGURA 10 - TENDÃO ENVOLTO PELO ALGINATO

As secções geradas pelo molde de alginato são digitalizadas com resolução de 600 dpi por digitalizador HP J5780® (Figura 11).

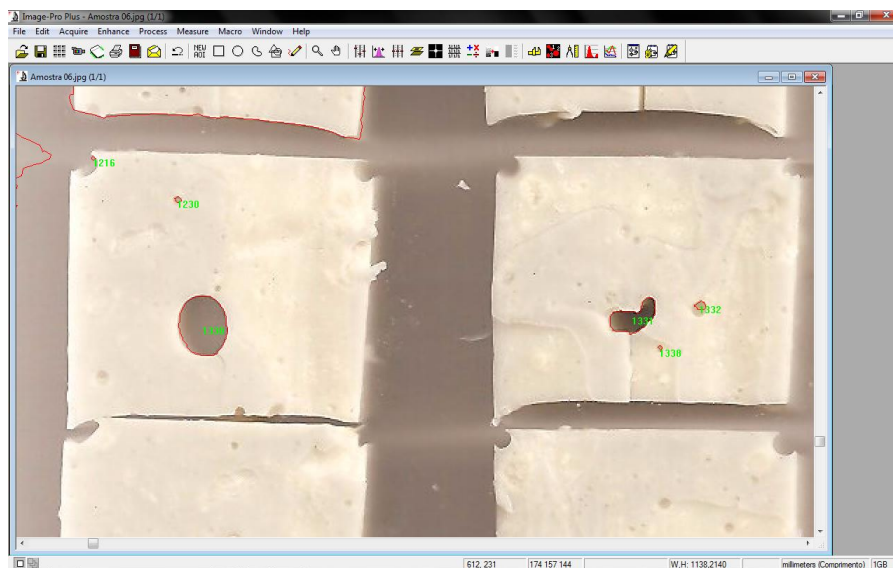


FIGURA 11 - IMAGEM ADQUIRIDA PELO DIGITALIZADOR

As áreas de secção transversal dos moldes são medidas com auxílio do programa Image-Pro Plus®, que através das imagens digitalizadas tem a capacidade de fornecer uma medida de área (Figura 12).



FIGURA 12 - EXEMPLO DE IMAGEM PRODUZIDA PELO PROGRAMA IMAGE-PRO PLUS® (STIEVEN FILHO ET AL., 2010)

A secção transversal mais fina de cada uma das extremidades do tendão foi selecionada para cálculo da área. Como os pares de tendões são dobrados ao meio para formar o enxerto quádruplo, as quatro menores áreas de cada uma das extremidades dos tendões foram somadas (Figura 13).

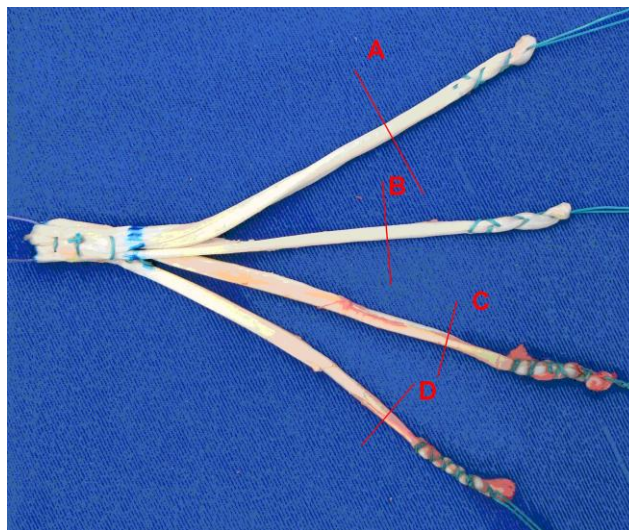


FIGURA 13 - EXEMPLO DO POSSÍVEL LOCAL DE USO PARA CÁLCULO DA ÁREA

2.3 PREPARAÇÃO DOS TENDÕES - SOLIDARIZAÇÃO

Foram preparados 28 pares de tendões como descrito, seguindo as orientações do fabricante (FAUSTINO, 2004; STIEVEN FILHO et al., 2010).

O primeiro passo do preparo dos tendões é feito para a aferição da área, que é a sutura de suas extremidades (Figura 7).

Depois os tendões foram preparados em mesa auxiliar, sendo colocado lado a lado com seu respectivo par e marcado seu centro. Após a marcação do centro foram feitas mais duas marcas, as duas a três centímetros de distância da primeira marca.

Após as marcações foram realizados dois pontos de fio cirúrgico de poliéster número dois cada lado do centro do tendão (Figura 14).



FIGURA 14 - INÍCIO DA SOLIDARIZAÇÃO

Depois deste primeiro passo da solidarização, dobrou-se o par de tendões sobre um fio de poliéster Ethibond® 5 (Johnson & Johnson, Piscataway, NJ, EUA) e são feitos mais dois pontos para terminar a solidarização tornando o enxerto quádruplo (Figura 15).

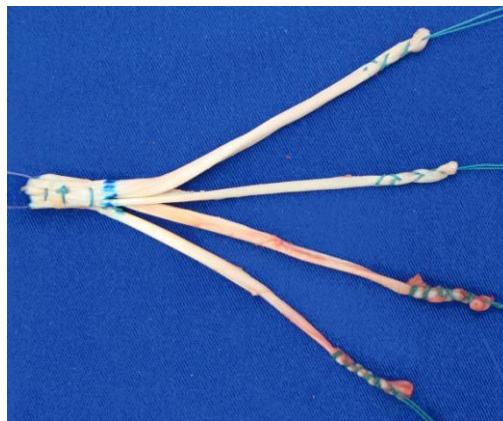


FIGURA 15 - TENDÕES SOLIDARIZADOS – ENXERTO QUÁDRUPLO

2.4 MATERIAL DE IMPLANTE

Para o implante transversal foi utilizado pino a base de ácido polilático, com o nome comercial RigidFix® (DePuy Mitek, Raynham, MA, EUA), como mostra a Figura 16.

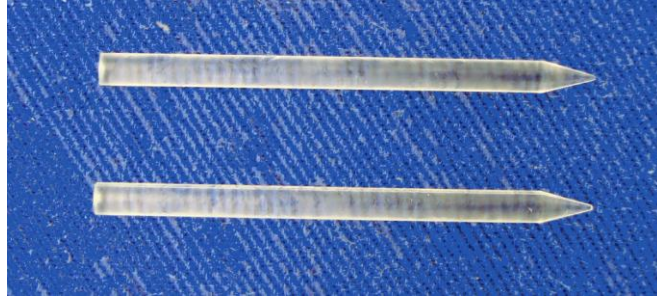


FIGURA 16 - PINOS DE ÁCIDO POLILÁTICO

Também foram utilizados parafusos de interferência metálicos de nove milímetros de diâmetro e três centímetros de comprimento (Figura 17).

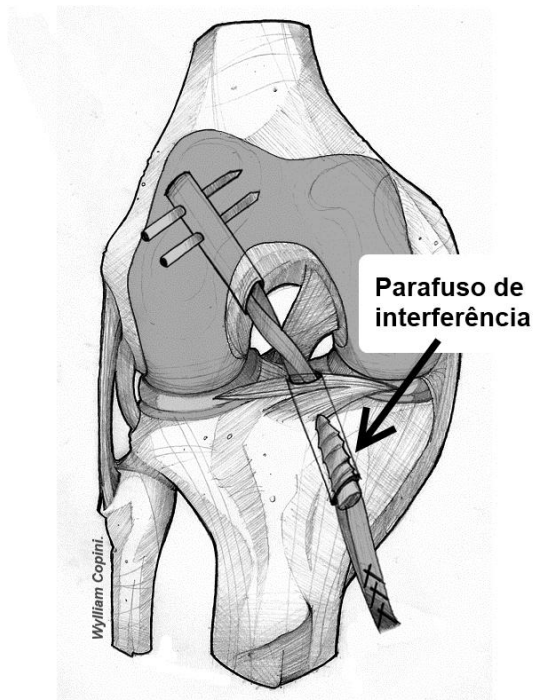


FIGURA 17 - PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA

2.5 MODELO PARA TESTES – JOELHO SUÍNO

Trinta e oito peças de joelho suíno, da raça *Large White* foram dissecadas (NAGARKATTI et al., 2001).

Todos os joelhos foram limpos e dissecados tirando toda musculatura, capsula e ligamentos, deixando apenas o ligamento cruzado anterior íntegro em 10 joelhos. Esses 10 joelhos formaram o grupo controle.

Outros 28 foram divididos em dois grupos, um grupo foi submetido a reconstrução com fixação tipo transversa no fêmur e parafuso na tíbia (grupo padrão) e outro a fixação tipo parafuso no fêmur e transversa na tíbia (grupo invertido).

2.6 PROCEDIMENTO CIRÚRGICO NO MODELO

Os joelhos foram colocados em mesa específica para cirurgia em modelos na posição de 90° (Figura 18).

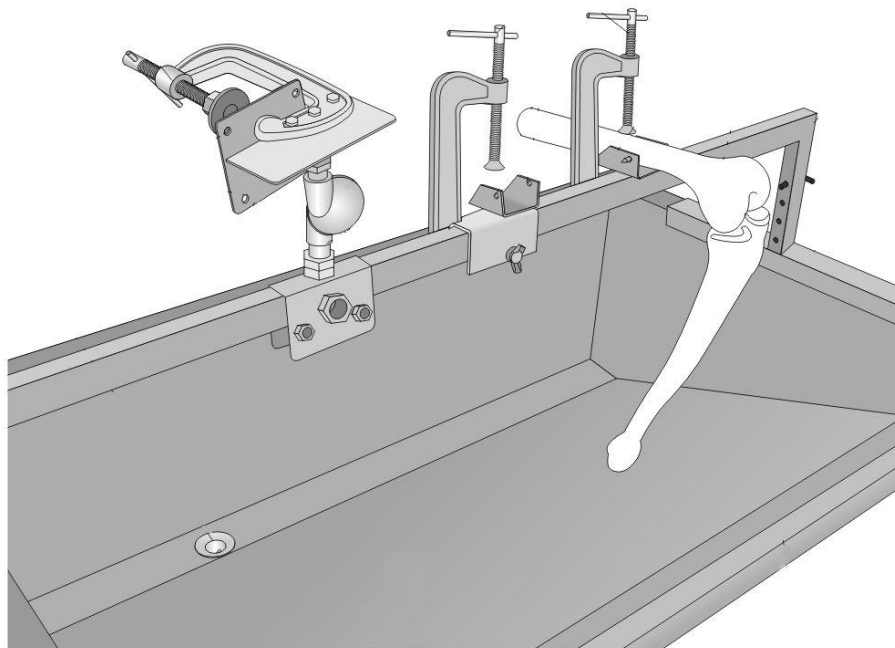


FIGURA 18 - MESA DE CIRURGIA EXPERIMENTAL EM MODELO ANIMAL

Nos dois grupos os túneis feitos na tíbia foram confeccionados da mesma forma. O túnel tibial foi determinado com guia convencional a 55° e perfurado com broca canulada de nove milímetros de diâmetro, como mostra a (Figura 19).

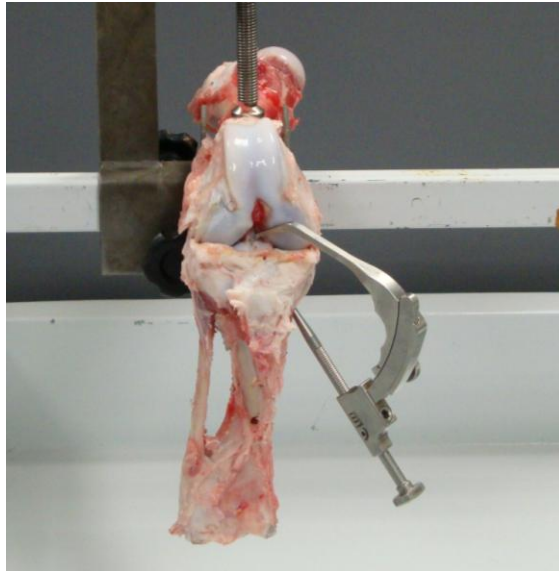


FIGURA 19 - GUIA TIBIAL POSICIONADO

No grupo padrão o túnel femoral foi determinado com guia transtibial de sete milímetros de *offset* (Figura 20).

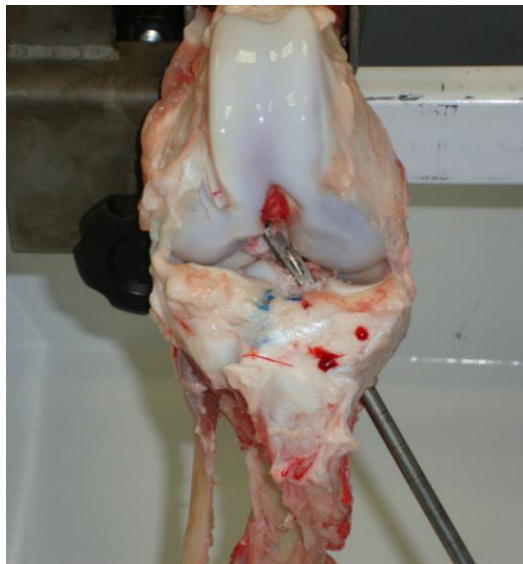


FIGURA 20 - GUIA TRANSTIBIAL DETERMINANDO POSIÇÃO DO TÚNEL FEMORAL

Após a perfuração do túnel femoral foi colocado o guia em U (DePuy Mitek, Raynham, MA, EUA) para introdução dos guias de passagem dos pinos de fixação transversa (Figura 21, 22 e 23).



FIGURA 21 - GUIA EM U PARA POSICIONAR O SISTEMA DE PASSAGEM DOS PINOS TRANSVERSOS DE FIXAÇÃO

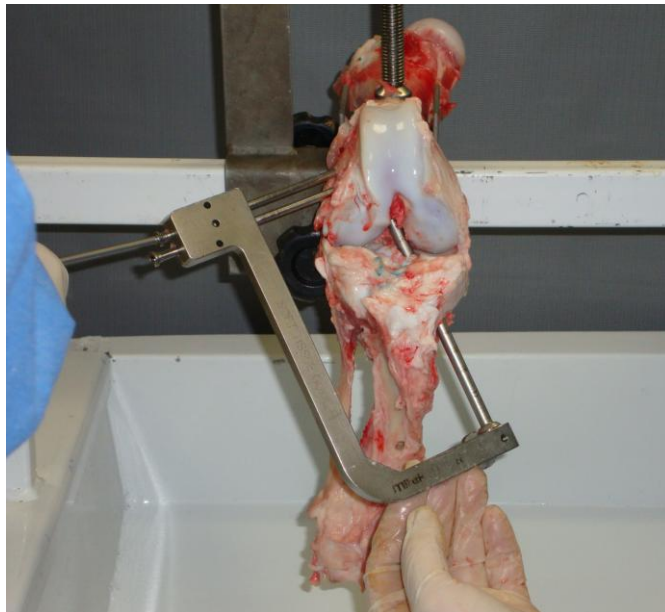


FIGURA 22 - GUIA EM U POSICIONADO NO FÊMUR E INTRODUÇÃO DOS GUIAS DOS PINOS



FIGURA 23 - GUIAS DOS PINOS DE FIXAÇÃO

No grupo padrão a passagem do enxerto foi da tíbia para o fêmur (Figura 24).

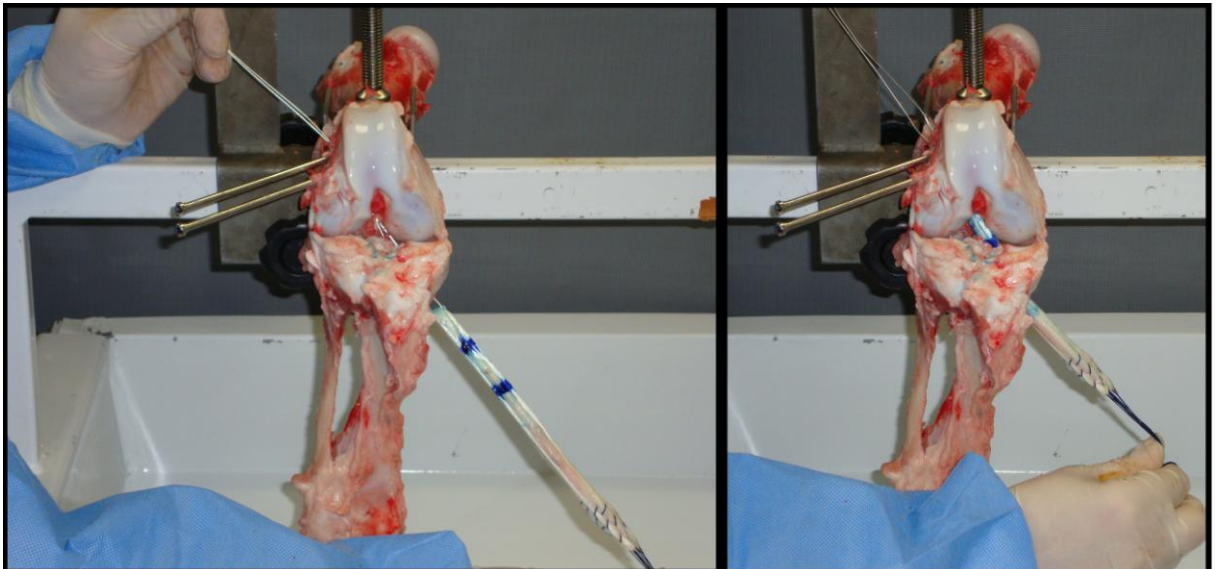


FIGURA 24 - PASSAGEM DE ENXERTO GRUPO PADRÃO

Após a passagem do enxerto foi fixado a porção proximal com os pinos transversais, deixando 30 mm de enxerto intra-articular (Figura 25).

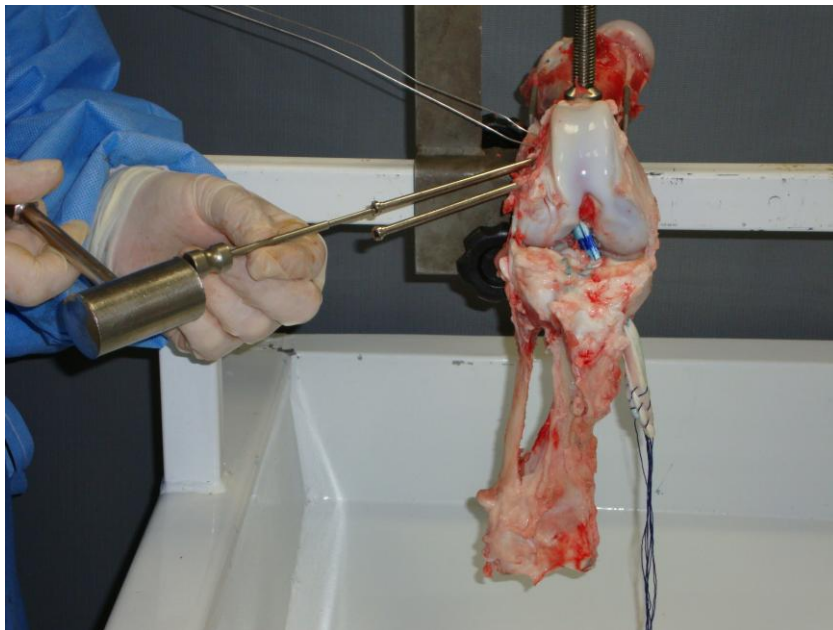


FIGURA 25 - FIXAÇÃO FEMORAL DO GRUPO PADRÃO

Em seguida foi fixado a tíbia com parafuso de nove milímetros de diâmetro por três centímetros de comprimento (Figura 26).

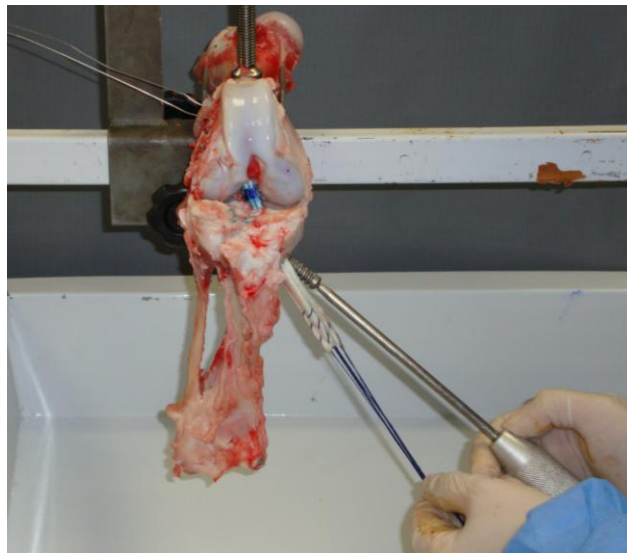


FIGURA 26 - FIXAÇÃO TIBIAL DO GRUPO PADRÃO

No grupo invertido o túnel femoral foi confeccionado com guia outside-in (Physis, Grenoble, France) conforme a descrição da técnica original (GAROFALO et

al., 2006). O guia possibilita a confecção do túnel da região extra-articular para intra-articular (Figura 27).

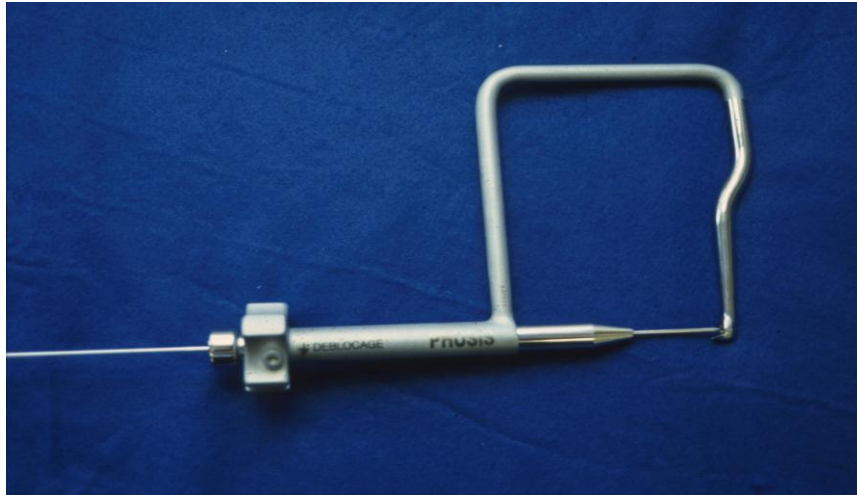


FIGURA 27 - GUIA *OUTSIDE-IN* PARA CONFEÇÃO DO TÚNEL FEMORAL NO GRUPO INVERTIDO

Após a perfuração do túnel tibial como já descrito, o guia femoral foi posicionado no fêmur para confecção do túnel femoral (Figura 28).

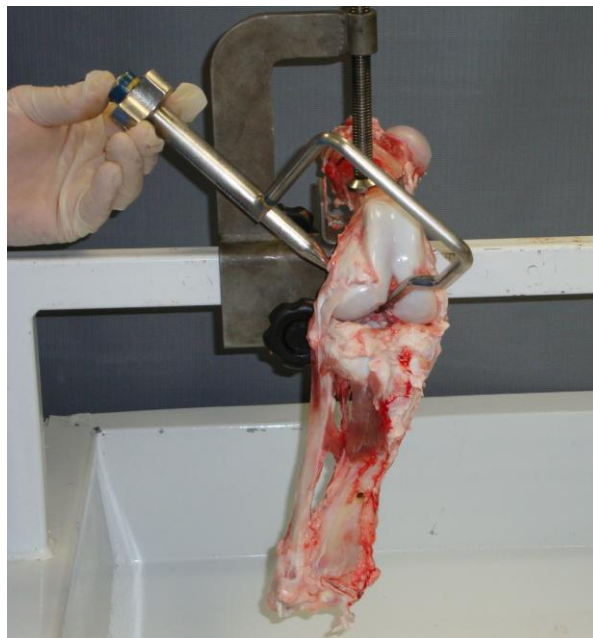


FIGURA 28 - GUIA *OUTSIDE-IN* POSICIONADO PARA CONFEÇÃO DO TÚNEL FEMORAL

Na tíbia do grupo invertido, após a confecção do túnel femoral, o guia em U foi usado para posicionamento dos guias de introdução dos pinos transversos tibiais. Esse guia (Figura 21) é originalmente desenhado para o túnel femoral. Neste grupo o guia foi adaptado para uso na tíbia (Figura 29).

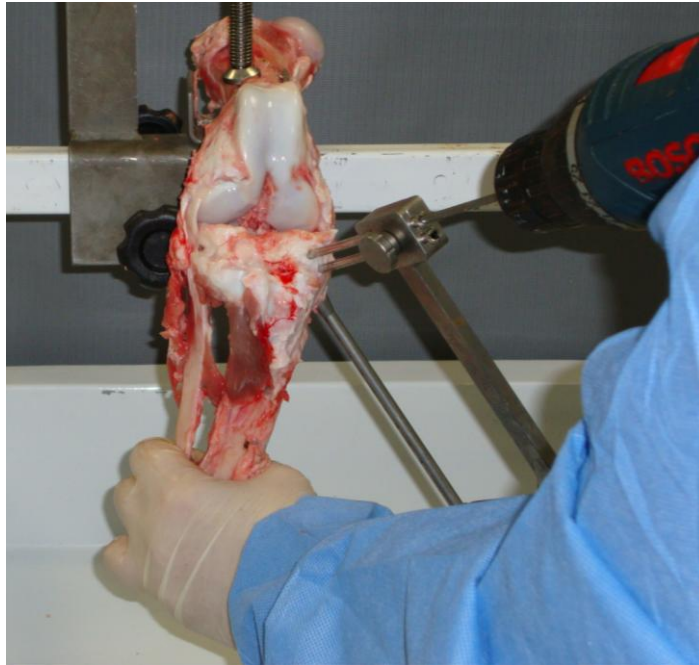


FIGURA 29 - GUIA EM U PARA POSICIONAR OS GUIAS DE INTRODUÇÃO NA TÍBIA

A passagem do enxerto do grupo invertido é do fêmur para a tíbia (Figura 30).

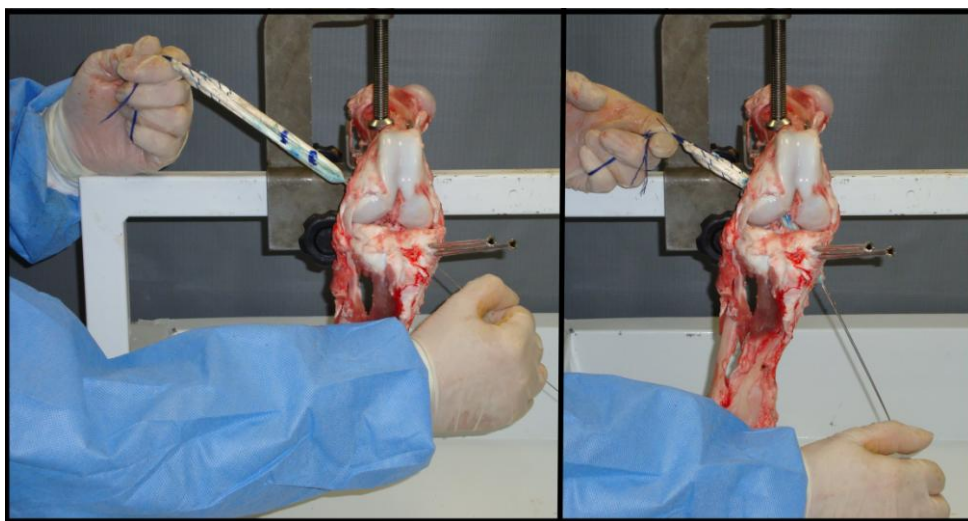


FIGURA 30 - PASSAGEM DO ENXERTO GRUPO INVERTIDO

A fixação do grupo invertido foi iniciada na tíbia, com pinos transversais (Figura 31).

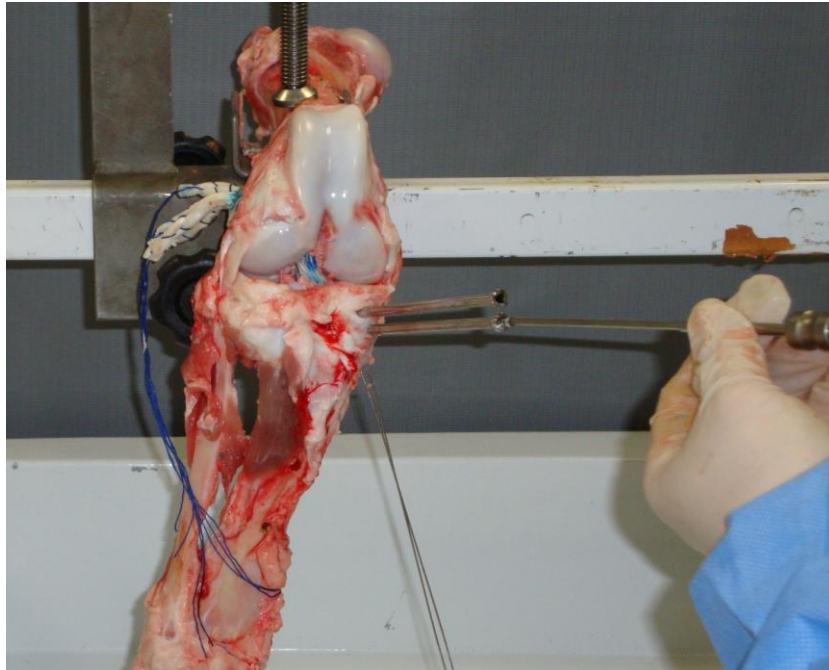


FIGURA 31 - PASSAGEM DE PINOS TRANSVERSOS NA TÍBIA

Em seguida foi feita a fixação femoral com parafuso de interferência, deixando 30 mm de enxerto livre na porção intra-articular (Figura 32).

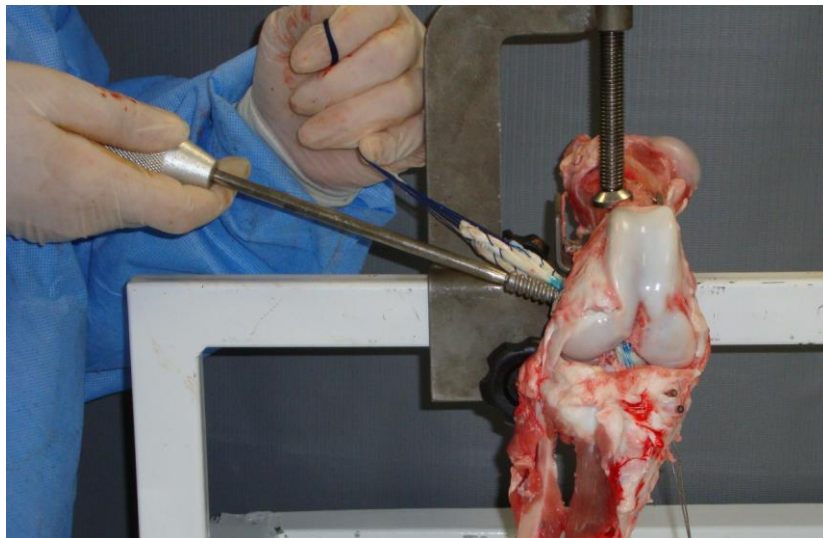
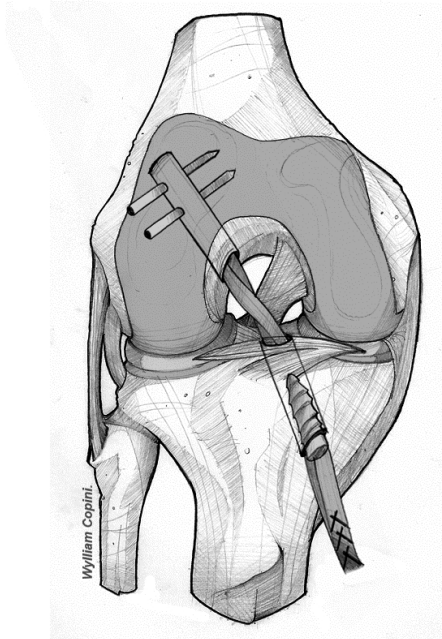


FIGURA 32 - FIXAÇÃO FEMORAL COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA

Foram deixados dez modelos com o ligamento cruzado anterior íntegro para controle. Para os grupos padrão e invertido padronizou-se 30 mm de enxerto na porção intra-articular (Figura 33).

Fixação padrão



Fixação Invertida

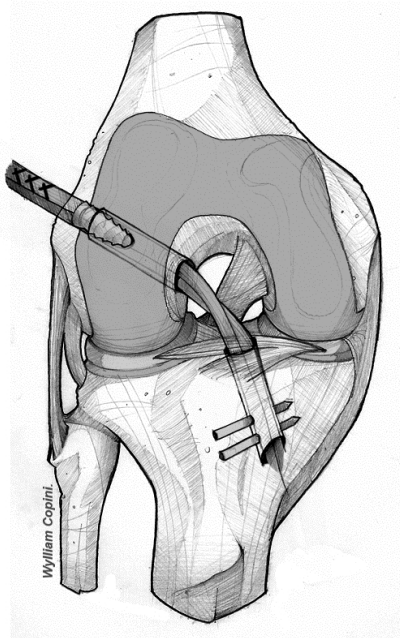


FIGURA 33 - GRUPOS PADRÃO E INVERTIDO

2.7 ENSAIOS DE TRAÇÃO

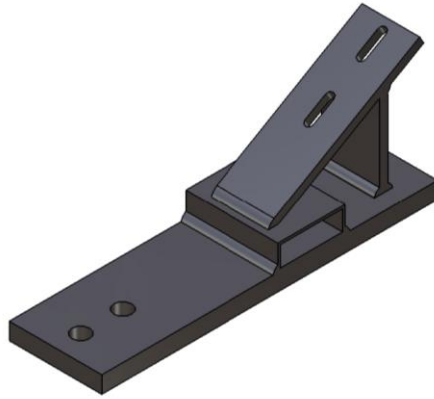
Os ensaios de tração axial foram realizados no Laboratório de Biomecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Todo processo de aquisição de modelos de tendões, joelhos e testes mecânicos foram executados dentro de 24 horas, para que não houvesse necessidade de congelamento o que poderia mudar o módulo de elasticidade e, conseqüentemente, os resultados. As amostras foram todas mantidas em refrigeração com gelo, dentro de sacos plásticos com uma pequena quantidade de soro fisiológico para não haver ressecamento enquanto esperavam a realização dos testes mecânicos (MATTHEWS; ELLIS, 1968; VIEGAS; CAMANHO, 2003).

Foi desenvolvido um dispositivo metálico para posicionar os joelhos na máquina de ensaio. O dispositivo garante o alinhamento e uma angulação de 30°

entre o fêmur e a tíbia durante a realização dos ensaios. Este posicionamento, visa simular uma condição crítica para o ligamento cruzado anterior, como mostra a Figura 34 (WOO et al., 1991; MIYATA et al., 2000).

Dispositivo Femoral



Dispositivo Tibial

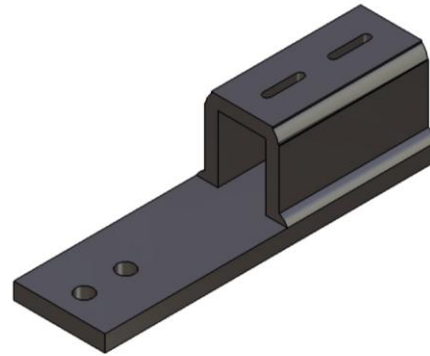


FIGURA 34 - DISPOSITIVO METÁLICO DE POSICIONAMENTO NA MÁQUINA DE TRAÇÃO

A estabilização do modelo no dispositivo metálico foi realizada fixando a diáfise da estrutura óssea no dispositivo com porca e parafuso (Figura 35).

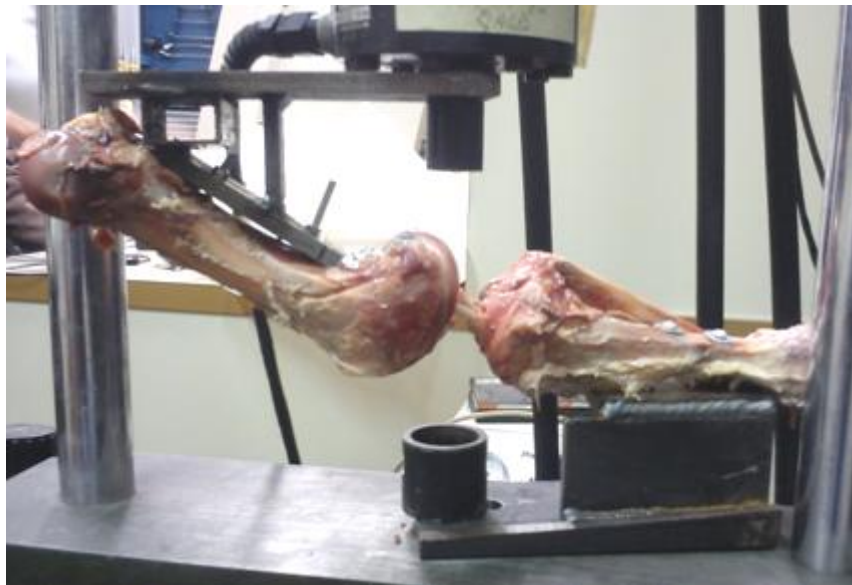


FIGURA 35 - MODELO NA MAQUINA DE TESTE

Os grupos foram submetidos ao estudo de tração em máquina universal de ensaios MTS 810 (Material Test System Corporation, Minneapolis, MN, EUA), com

célula de carga de capacidade de dez quilonewtons modelo 661.19F-02 da MTS (Material Test System Corporation, Minneapolis, MN, EUA).

As condições do teste de tração foram uma pré-tensão de dez newtons e uma velocidade de 20 mm/min, até o rompimento do tendão.

As seguintes variáveis foram determinadas: força máxima (FM), força máxima sem falha (FMSF). Também foi aferido a tensão (T), tensão de limite elástico (TLE) e a rigidez (k).

Os resultados dos ensaios foram carga *versus* deslocamento. A partir desta curva foram determinadas as forças máximas e os seus limites sem falhas.

Com os valores de FM, FMSF e a área da secção transversal dos ligamentos, determinou-se a tensão e a tensão de limite elástico, pela razão direta das variáveis de força e área. A tensão e a TLE não foram calculadas no grupo controle, pois não há como aferir a área do tendão íntegro com alginato.

A rigidez do sistema fêmur-ligamento-tíbia foi determinada utilizando-se o método da secante.

Também foi verificado se a falha do enxerto ocorreu na tíbia, no fêmur ou se foi operacional. Foram consideradas falhas operacionais aquelas relacionadas ao procedimento cirúrgico ou à acoplagem do modelo no sistema de testes.

2.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística foram utilizadas a análise não-paramétrica de confiabilidade de Kaplan-Meier e o teste de Log-Rank, o qual realiza a comparação entre as curvas para estimar o valor de p. As análises foram realizadas com o *software* R 3.0.2.

3 RESULTADO

3 RESULTADO

Os resultados encontrados para o grupo padrão estão descritos na Tabela 1. A média da força máxima foi de 528 N, enquanto para a força máxima sem detecção de falha 352 N.

TABELA 1 - RESULTADOS DO GRUPO PADRÃO

	FM (N)	FMSF (N)	A (mm ²)	T (N)	TLE (N)	k (N/mm)	Local da Falha		
							Transversa	Parafuso	Operacional
Mediana	538	350	46	11	8	43	0	13	1
Média	528	352	48	11	8	43			
DP	96	108	10	3	3	15			

Legenda: FM - força máxima; FMSF - força máxima sem falha; A - área; T - tensão; TLE - tensão de limite elástico; k - rigidez; DP - desvio padrão; N - newtons

Os resultados para o grupo invertido estão descritos na Tabela 2. A média da força máxima do sistema foi de 511 N e o da força máxima sem falha 330 N.

TABELA 2 - RESULTADOS DO GRUPO INVERTIDO

	FM (N)	FMSF (N)	A (mm ²)	T (N)	TLE (N)	k (N/mm)	Local da Falha		
							Transversa	Parafuso	Operacional
Mediana	496	280	46	10	6	45	2	7	5
Média	511	330	49	11	6	47			
DP	117	109	11	1	2	14			

Legenda: FM - força máxima; FMSF - força máxima sem falha; A - área; T - tensão; TLE - tensão de limite elástico; k - rigidez; DP - desvio padrão; N - newtons

Quanto falhas operacionais, houve um caso de cada grupo operado em que o fêmur fendeu durante a fixação da diáfise no dispositivo de testes. Outras quatro falhas ocorreram no grupo invertido, pela quebra do implante durante a fixação tibial. Não houve falha operacional no grupo controle.

Os resultados, para o grupo de controle, estão relacionados na Tabela 3.

TABELA 3 - RESULTADOS DO GRUPO CONTROLE

	FM (N)	FMSF (N)	Local da Falha		
			Tíbia	Fêmur	Fratura
Mediana	1032	755	8	1	1
Média	986	780			
DP	129	108			

Legenda: FM - força máxima; FMSF - força máxima sem falha; DP – desvio padrão; N – newtons

Para comparação dos resultados aplicou-se o teste de sobrevivência de Kaplan-Meier para comparar a FM, FMSF, T e TLE.

No teste de sobrevivência com os dados de FM, em um ponto de corte de aproximadamente 450 N a sobrevivência dos grupos padrão foi de 69% e do invertido 67% ($p>0,05$), como mostra o Gráfico 1.

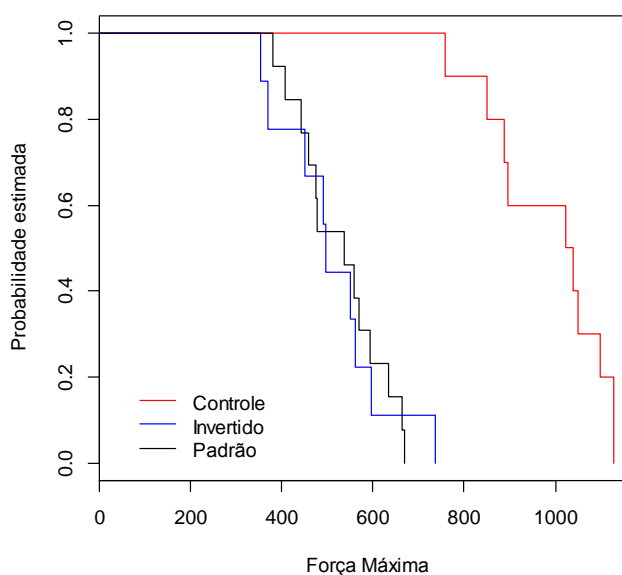


GRÁFICO 1 - TESTE DE SOBREVIVÊNCIA DE KAPLAN-MEIER PARA FORÇA MÁXIMA

Para FMSF, em um ponto de corte de aproximadamente 350 N a sobrevivência do grupo padrão foi de 46% e do invertido 33% ($p>0,05$), como mostra o Gráfico 2.

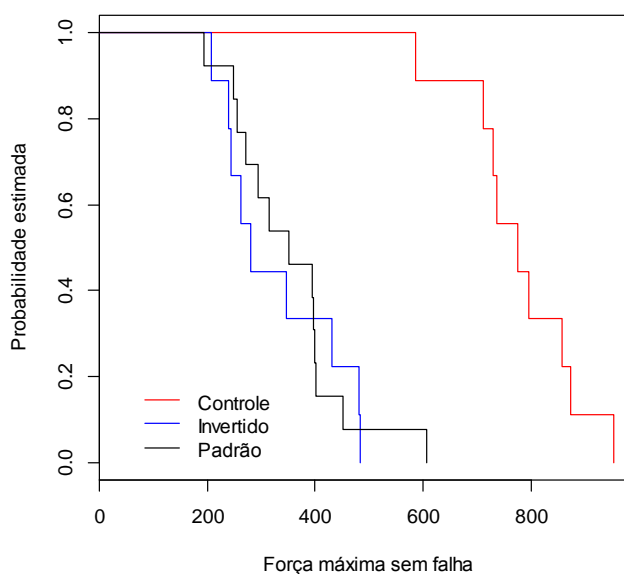


GRÁFICO 2 - TESTE DE SOBREVIVÊNCIA DE KAPLAN-MEIER PARA FORÇA MÁXIMA SEM FALHA

Nas cargas de 450 N para FM e 350 N para FMSF o grupo controle tem sobrevivência de 100%, com significância estatística se comparado com qualquer um dos dois outros grupos ($p < 0,05$).

Na análise da tensão, em um ponto de corte de aproximadamente dez megapascals, encontrou-se uma sobrevivência de 69% no grupo padrão e 67% no grupo invertido ($p > 0,05$), como mostra o Gráfico 3.

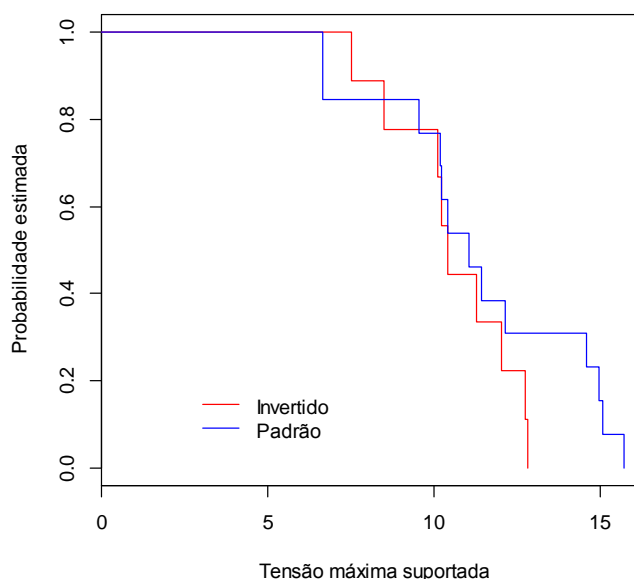


GRÁFICO 3 - TESTE DE SOBREVIVÊNCIA DE KAPLAN-MEIER PARA TENSÃO

Para TLE, em um ponto de corte de aproximadamente sete megapascais houve uma sobrevivência de 62% no grupo padrão e 22% no invertido, sendo este resultado significativo estatisticamente ($p < 0,05$), como mostra o Gráfico 4.

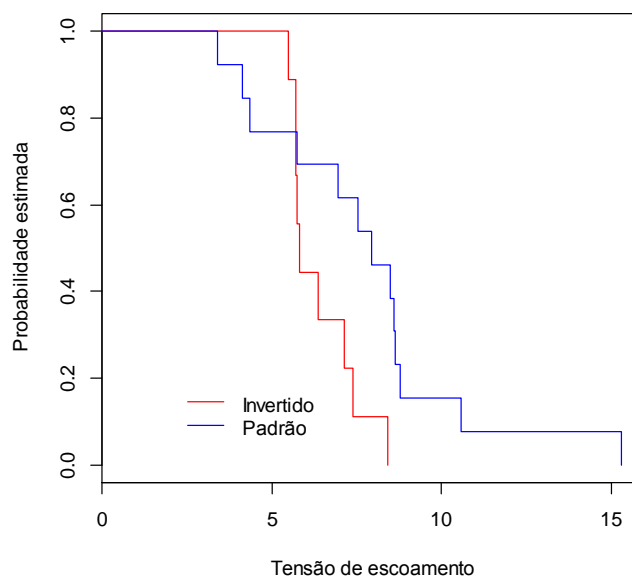


GRÁFICO 4 - TESTE DE SOBREVIVÊNCIA DE KAPLAN-MEIER PARA TENSÃO DE LIMITE ELÁSTICO

4 DISCUSSÃO

4 DISCUSSÃO

O modelo de joelho suíno foi escolhido por ter a anatomia mais próxima da humana, ter a densidade do osso esponjoso parecida com do humano jovem e ser de fácil aquisição (AERSSSENS et al., 1998; XEROGEANES et al., 1998). A escolha do modelo animal para substituir os tendões flexores de joelho foi mais simples, pois apenas os tendões digitais extensores bovinos são validados na literatura (DONAHUE et al., 2001).

O ensaio de tração foi realizado pela deformação da amostra submetida a uma força gradativamente aplicada até a ruptura do enxerto. O esforço é aplicado ao longo eixo do enxerto. A máquina de ensaio mede a carga instantânea aplicada e o deslocamento. O alongamento do enxerto é feito a uma taxa constante pelo equipamento. O teste de tração é um ensaio destrutivo (BROWN et al., 1993; MAGEN; HOWELL; HULL, 1999; FERRETTI et al., 2003; STIEVEN FILHO et al., 2010).

O número de falhas operacionais no grupo invertido (cinco) foi superior ao grupo padrão (um). Houve um caso de falha de fixação na máquina de tração para cada grupo. As falhas cirúrgicas aconteceram no grupo invertido. Isso ocorreu porque o guia para fixação transversa tibial é adaptação do usado para o fêmur. Nesta adaptação o guia ficava distante da tibia e os guias de introdução do implante tinham pouca penetração óssea. Isso deixava o sistema instável o que causou a quebra de quatro pinos transversos no momento da introdução.

As roturas dos enxertos do grupo padrão aconteceram no parafuso. No grupo invertido houve dois casos de falha na fixação transversa. Isso mostra que o parafuso tem uma fragilidade mecânica maior do que a fixação transversa.

Quanto aos dois casos de falha da fixação transversa no grupo invertido, pode-se pensar em três hipóteses. Uma é que o parafuso no posicionamento *outside-in* ter uma maior resistência no plano de tração testado, por estar em uma angulação divergente. Uma segunda hipótese é a qualidade óssea da esponjosa do fêmur pode aumentar a resistência da fixação. Por último, a questão de o guia para fixação do implante transversal tibial ser adaptado, pode ter sido o fator decisivo para estas duas falhas.

A fixação transversa é usada no fêmur por uma questão de técnica, evitando as dificuldades de colocar um parafuso no fêmur e suas complicações. Esse parafuso entra pelo portal medial, atravessando o intercôndilo, muitas vezes tendo que ser colocado em um túnel que tem uma angulação diferente do portal de entrada do implante. A fixação transversa, assim como as de suspensão, tornaram a fixação femoral um passo cirúrgico mais simples (WALTON, 1999; MILANKOV; MILJKOVIC; NINKOVIC, 2009).

Apesar de terem uma resistência maior que o parafuso, tanto a fixação transversa como a suspensória tem suas desvantagens. Sua alta resistência mecânica só é alcançada se usada no “loop” do tendão quádruplo. Na outra extremidade a sua utilização fica limitada. Nestas fixações temos que nos preocupar com o diâmetro do túnel, pois túneis muito largos podem diminuir a resistência mecânica e contato enxerto-osso (SIMONIAN et al., 2000).

Na técnica *outside-in*, a colocação do parafuso femoral é feita por um acesso lateral no fêmur, o que tira muitos fatores complicadores da fixação femoral com parafuso (GAROFALO et al., 2006).

A associação da facilidade técnica de fixar o fêmur com parafuso *outside-in* e a vantagem mecânica da fixação transversa na tíbia, para compensar a baixa qualidade do osso esponjoso, parecia promissora. O presente trabalho não mostrou essa possível vantagem mecânica, em modelos animais.

Os testes de sobrevivência são ideais para de comparação de análises mecânicas de técnicas cirúrgicas (STIEVEN FILHO et al., 2010). Eles mostram o quanto podemos confiar em determinado procedimento a cada carga aplicada. Não foi encontrado diferença estatística para os dados de FM, FMSF, e T. Porém na TLE o grupo padrão apresentou uma sobrevivência maior. O que mostra que além de não haver vantagem em usar a fixação transversa na tíbia, isso pode significar uma diminuição da capacidade de suportar a tensão. Uma hipótese para este resultado é a utilização de guias adaptados da região femoral para a tibial.

Apesar do achado negativo para a TLE, há um trabalho clínico que mostra segurança no uso da fixação transversa na tíbia (VOLPI et al., 2009). Também é possível encontrar na literatura bons resultados em testes mecânicos para fixação transversa tibial, mas não há trabalhos que testem complexo fêmur-ligamento-tíbia, todos avaliam apenas a região tibial. Outro ponto importante é que não foi

encontrado trabalho que avaliasse a T ou TLE da fixação transversa na tíbia (ZANTOP et al., 2004).

5 CONCLUSÃO

5 CONCLUSÃO

Não há vantagem biomecânica da fixação transversa tibial com parafuso femoral em relação à fixação transversa femoral com parafuso tibial, observada em testes de modelos animais para reconstrução do LCA. Existe a possibilidade de uma capacidade menor de suportar tensão para o grupo com fixação transversa na tibia.

REFERÊNCIAS

ABEBE, E. S.; et al. Femoral tunnel placement during anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo imaging analysis comparing transtibial and 2-incision tibial tunnel-independent techniques. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 10, p. 1904–11, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19687514>>. Acesso em: 30/10/2013.

AERSSSENS, J.; et al. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. **Endocrinology**, v. 139, n. 2, p. 663–70, 1998. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9449639>>. .

AGA, C.; et al. Biomechanical Comparison of Interference Screws and Combination Screw and Sheath Devices for Soft Tissue Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on the Tibial Side. **The American journal of sports medicine**, v. XX, n. X, p. 1–8, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23404085>>. Acesso em: 27/2/2013.

AHMAD, C. S.; et al. Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction. **The American journal of sports medicine**, v. 32, n. 3, p. 635–40, 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15090378>>. .

AUNE, A. K.; et al. Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. A randomized study with two-year follow-up. **The American journal of sports medicine**, v. 29, n. 6, p. 722–8, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11734484>>. Acesso em: 30/10/2013.

BACH, B. R.; BOONOS, C. L. Anterior cruciate ligament reconstruction. **AORN journal**, v. 74, n. 2, p. 152–64; quiz 166–71, 173–4, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11503198>>. Acesso em: 30/10/2013.

BENFIELD, D.; et al. Stiffness characteristics of hamstring tendon graft fixation methods at the femoral site. **International orthopaedics**, v. 29, n. 1, p. 35–8, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15526198>>. .

BEYNNON, B. D.; AMIS, A. A. In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA**, v. 6 Suppl 1, p. S70–6, 1998. Springer. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9608467>>.

BOLLEN, S. Ligament injuries of the knee--limping forward? **British journal of sports medicine**, v. 32, n. 1, p. 82–4, 1998. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1756072&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 30/10/2013.

BOYLAN, D.; et al. Effects of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons: a cadaver study. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v. 19, n. 7, p. 700–5, 2003. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12966376>>. Acesso em: 30/10/2013.

BRAND, J. C.; et al. Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque. **The American journal of sports medicine**, v. 28, n. 5, p. 705–10, 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11032229>>.

BRAND, J.; et al. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. **The American journal of sports medicine**, v. 28, n. 5, p. 761–74, 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11032238>>. Acesso em: 30/10/2013.

BROWN, C. H.; et al. The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. **The American journal of sports medicine**,

v. 21, n. 6, p. 880–6, 1993. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8291644>>.

CAMANHO, G. L.; et al. Reconstrução do ligamento cruzado anterior com tendões dos músculos flexores do joelho fixos com Endobutton. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 38, n. 6, p. 329–336, 2003. Disponível em: <<http://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/lil-360795>>.

COHEN M.; et al. Estudo comparativo no tratamento das lesões do ligamento cruzado anterior no esporte. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32, n. 35, p. 337–341, 1997.

CORRY, I. S.; et al. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft. **The American journal of sports medicine**, v. 27, n. 4, p. 444–54, 1999. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10424213>>. Acesso em: 30/10/2013.

CZITROM, A. A.; AXELROD, T.; FERNANDES, B. Antigen presenting cells and bone allotransplantation. **Clinical orthopaedics and related research**, , n. 197, p. 27–31, 1985. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3160518>>. Acesso em: 30/10/2013.

DONAHUE, T. L.; et al. Comparison of viscoelastic, structural, and material properties of double-looped anterior cruciate ligament grafts made from bovine digital extensor and human hamstring tendons. **Journal of biomechanical engineering**, v. 123, n. 2, p. 162–9, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11340877>>. Acesso em: 9/12/2013.

ERIKSSON, K.; et al. A comparison of quadruple semitendinosus and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 83, n. 3, p. 348–54, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11341418>>. Acesso em: 30/10/2013.

FAUSTINO, C. A. C. Reconstrução do LCA com o uso dos tendões dos músculos flexores mediais do joelho e fixação femoral com o sistema de Rigidifix®: relato preliminar. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 12, n. 4, p. 212–216, 2004. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-78522004000400003&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt.

FERRETTI, A.; et al. The Evolgate: a method to improve the pullout strength of interference screws in tibial fixation of anterior cruciate ligament reconstruction with doubled gracilis and semitendinosus tendons. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v. 19, n. 9, p. 936–40, 2003. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14608311>.

FU, F. H.; et al. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction. **The American journal of sports medicine**, v. 27, n. 6, p. 821–30, 1999. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10569374>. Acesso em: 30/10/2013.

FU, F. H.; et al. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations. **The American journal of sports medicine**, v. 28, n. 1, p. 124–30, 2000. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10653557>.

FUSS, F. K. Anatomy and function of the cruciate ligaments of the domestic pig (*Sus scrofa domestica*): a comparison with human cruciates. **Journal of anatomy**, v. 178, p. 11–20, 1991. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1810918>.

GAROFALO, R.; et al. Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: the two-incision technique. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA**, v. 14, n. 6, p. 510–6, 2006. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16395563>.

GOODSHIP, A. E.; BIRCH, H. L. Cross sectional area measurement of tendon and ligament in vitro: a simple, rapid, non-destructive technique. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 3, p. 605–8, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15652560>>. Acesso em: 16/10/2013.

GORADIA, V. K.; GRANA, W. A. A comparison of outcomes at 2 to 6 years after acute and chronic anterior cruciate ligament reconstructions using hamstring tendon grafts. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v. 17, n. 4, p. 383–92, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11288010>>. Acesso em: 30/10/2013.

HARILAINEN, A.; SANDELIN, J.; JANSSON, K. A. Cross-pin femoral fixation versus metal interference screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons: results of a controlled prospective randomized study with 2-year follow-up. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v. 21, n. 1, p. 25–33, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15650663>>. Acesso em: 30/10/2013.

HÖHER, J.; et al. Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: fact or fiction? **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA**, v. 6, n. 4, p. 231–40, 1998. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9826805>>. Acesso em: 30/10/2013.

HOWE, J. G.; et al. Anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps patellar tendon graft. Part I. Long-term followup. **The American journal of sports medicine**, v. 19, n. 5, p. 447–57, 1991. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1962708>>. Acesso em: 30/10/2013.

HOWELL, S. M.; TAYLOR, M. A. Brace-free rehabilitation, with early return to activity, for knees reconstructed with a double-looped semitendinosus and gracilis graft. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 78, n. 6, p.

814–25, 1996. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8666598>>. Acesso em: 30/10/2013.

ISHIBASHI, Y.; et al. The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v. 13, n. 2, p. 177–82, 1997. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9127075>>. Acesso em: 30/10/2013.

KAPLAN, M. J.; et al. Anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps patellar tendon graft. Part II. A specific sport review. **The American journal of sports medicine**, v. 19, n. 5, p. 458–62, 1991. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1962709>>. Acesso em: 30/10/2013.

KLEWENO, C. P.; et al. Biomechanical evaluation of anterior cruciate ligament femoral fixation techniques. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 2, p. 339–45, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19092053>>.

KOUSA, P.; et al. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: tibial site. **The American journal of sports medicine**, v. 31, n. 2, p. 182–8, 2003a. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12642250>>. Acesso em: 30/10/2013.

KOUSA, P.; et al. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: femoral site. **The American journal of sports medicine**, v. 31, n. 2, p. 182–8, 2003b. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12642249>>.

KUROSAKA, M.; YOSHIYA, S.; ANDRISH, J. T. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. **The American journal of sports medicine**, v. 15, n. 3, p. 225–9, 1987. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3303979>>.

LAMBERT, K. L. Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency. **Clinical orthopaedics and related research**, , n. 172, p. 85–9, 1983. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6822009>>.

LIU, S. H.; KABO, J. M.; OSTI, L. Biomechanics of two types of bone-tendon-bone graft for ACL reconstruction. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 77, n. 2, p. 232–5, 1995. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7706336>>. Acesso em: 17/10/2013.

LONGO, U. G.; et al. Synthetic grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. **Current stem cell research & therapy**, v. 8, n. 6, p. 429–37, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24016326>>. Acesso em: 5/11/2013.

MA, C. B.; et al. Hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of bioabsorbable interference screw and endobutton-post fixation. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v. 20, n. 2, p. 122–8, 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14760343>>. Acesso em: 30/10/2013.

MAGEN, H. E.; HOWELL, S. M.; HULL, M. L. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. **The American journal of sports medicine**, v. 27, n. 1, p. 35–43, 1999. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9934416>>.

MALETIS, G. B.; et al. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: association of graft choice with increased risk of early revision. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 95-B, n. 5, p. 623–8, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23632671>>. Acesso em: 9/12/2013.

MARDER, R. A.; RASKIND, J. R.; CARROLL, M. Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction. Patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendons. **The American journal of sports medicine**, v. 19, n. 5, p. 478–84, 1991. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1962713>>. Acesso em: 30/10/2013.

MATTHEWS, L. S.; ELLIS, D. Viscoelastic properties of cat tendon: effects of time after death and preservation by freezing. **Journal of biomechanics**, v. 1, n. 2, p. 65–71, 1968. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16329293>>. Acesso em: 16/10/2013.

MILANKOV, M. Z.; MILJKOVIC, N.; NINKOVIC, S. Femoral guide breakage during the anteromedial portal technique used for ACL reconstruction. **The Knee**, v. 16, n. 2, p. 165–7, 2009. Elsevier B.V. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19062294>>. Acesso em: 9/7/2011.

MILANO, G.; et al. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v. 22, n. 6, p. 660–8, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16762706>>.

MIYASAKA, K.; DANIEL, D. M.; STONE, M.; HIRSHMAN, P. The incidence of knee ligament injuries in the general population. **Am J Knee Surg**, v. 4, p. 3–8, 1991.

MIYATA, K.; et al. Biomechanical comparisons of anterior cruciate ligament: reconstruction procedures with flexor tendon graft. **Journal of orthopaedic science: official journal of the Japanese Orthopaedic Association**, v. 5, n. 6, p. 585–92, 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11180923>>.

MOHTADI, N. G.; et al. Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. **The Cochrane database of systematic reviews**,

, n. 9, p. CD005960, 2011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21901700>>. Acesso em: 5/11/2013.

MONACO, E.; et al. Biomechanical evaluation of different anterior cruciate ligament fixation techniques for hamstring graft. **Journal of orthopaedic science: official journal of the Japanese Orthopaedic Association**, v. 15, n. 1, p. 125–31, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20151262>>. Acesso em: 16/10/2013.

MORGAN, C. D.; KALMAN, V. R.; GRAWL, D. M. Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v. 11, n. 3, p. 275–88, 1995. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7632302>>. Acesso em: 30/10/2013.

MORRISON, J. B. Function of the knee joint in various activities. **Biomedical engineering**, v. 4, n. 12, p. 573–80, 1969. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5378020>>.

MORRISON, J. B. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. **Journal of biomechanics**, v. 3, n. 1, p. 51–61, 1970. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5521530>>. Acesso em: 30/10/2013.

NAGARKATTI, D. G.; et al. Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. **The American journal of sports medicine**, v. 29, n. 1, p. 67–71, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11206259>>.

NOYES, F. R.; et al. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 66, n. 3, p. 344–52, 1984. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6699049>>. Acesso em: 3/6/2011.

NOYES, F. R.; et al. Intra-articular cruciate reconstruction. I: Perspectives on graft strength, vascularization, and immediate motion after replacement. **Clinical orthopaedics and related research**, , n. 172, p. 71–7, 1983. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6337002>>. Acesso em: 30/10/2013.

NURMI, J. T.; et al. Porcine tibia is a poor substitute for human cadaver tibia for evaluating interference screw fixation. **The American journal of sports medicine**, v. 32, n. 3, p. 765–71, 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15090395>>.

PELKER, R. R.; et al. Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. **Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 1, n. 4, p. 405–11, 1984. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6387075>>. Acesso em: 30/10/2013.

PETRE, B. M.; et al. Femoral Cortical Suspension Devices for Soft Tissue Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Comparative Biomechanical Study. **The American journal of sports medicine**, p. 1–7, 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23263298>>. Acesso em: 1/1/2013.

RODEO, S. A.; et al. Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 75, n. 12, p. 1795–803, 1993. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8258550>>. Acesso em: 16/10/2013.

SAWEERES, E. S. B.; et al. Predicting in vivo clinical performance of anterior cruciate ligament fixation methods from in vitro analysis: industrial tests of fatigue life and tolerance limits are more useful than other cyclic loading parameters. **The American journal of sports medicine**, v. 33, n. 5, p. 666–73, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15722271>>.

SCANLAN, S. F.; et al. Graft orientation influences the knee flexion moment during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 11, p. 2173–8, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19729363>>. Acesso em: 30/10/2013.

SCHEFFLER, S. U.; et al. Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: The impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v. 18, n. 3, p. 304–15, 2002. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11877619>>.

SEIL, R.; et al. Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. **The American journal of sports medicine**, v. 26, n. 6, p. 815–9, 1998. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9850784>>.

SHAIEB, M. D.; et al. A prospective randomized comparison of patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. **The American journal of sports medicine**, v. 30, n. 2, p. 214–20, 2002. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11912091>>. Acesso em: 30/10/2013.

SHINO, K.; et al. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using allogeneic tendon. Long-term followup. **The American journal of sports medicine**, v. 18, n. 5, p. 457–65, 1990. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2252084>>. Acesso em: 30/10/2013.

SIMONIAN, P. T.; et al. Tunnel expansion after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction with 1-incision EndoButton femoral fixation. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association**, v.

16, n. 7, p. 707–14, 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11027754>>. Acesso em: 16/10/2013.

STEINER, M. E.; et al. Independent drilling outperforms conventional transtibial drilling in anterior cruciate ligament reconstruction. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 10, p. 1912–9, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19729364>>. Acesso em: 30/10/2013.

STEINER, M. E.; et al. Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. **The American journal of sports medicine**, v. 22, n. 2, p. 240–6; discussion 246–7, 1994. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8198194>>.

STIEVEN FILHO, E.; et al. [Biomechanic analysis of the sewed tendons for the reconstruction of the anterior cruciate ligament]. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, v. 37, n. 1, p. 52–7, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20414577>>. Acesso em: 24/11/2010.

VIEGAS, A. DE C.; CAMANHO, G. L. Avaliação biomecânica dos tendões dos músculos tibiais e proposta de sua utilização como aloenxertos nas reconstruções do ligamento cruzado anterior. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 11, n. 3, p. 170–175, 2003. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-78522003000300005&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt>. Acesso em: 16/10/2013.

VOLPI, P.; et al. Tibial fixation in anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone and semitendinosus-gracilis autografts: a comparison between bioabsorbable screws and bioabsorbable cross-pin fixation. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 4, p. 808–12, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19218557>>. Acesso em: 17/10/2013.

WALTON, M. Absorbable and metal interference screws: comparison of graft security during healing. **Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the**

International Arthroscopy Association, v. 15, n. 8, p. 818–26, 1999. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10564859>>. Acesso em: 16/10/2013.

WEBSTER, K. E.; FELLER, J. A.; HAMEISTER, K. A. Bone tunnel enlargement following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomised comparison of hamstring and patellar tendon grafts with 2-year follow-up. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA**, v. 9, n. 2, p. 86–91, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11354858>>. Acesso em: 30/10/2013.

WOO, S. L.; et al. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. **The American journal of sports medicine**, v. 19, n. 3, p. 217–25, 1991. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1867330>>. Acesso em: 31/5/2011.

WOO, S. L.; et al. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. **Journal of biomechanics**, v. 19, n. 5, p. 399–404, 1986. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3733765>>. Acesso em: 30/10/2013.

XEROGEANES, J. W.; et al. A functional comparison of animal anterior cruciate ligament models to the human anterior cruciate ligament. **Annals of biomedical engineering**, v. 26, n. 3, p. 345–52, 1998. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9570217>>.

ZANTOP, T.; et al. Initial fixation strength of two bioabsorbable pins for the fixation of hamstring grafts compared to interference screw fixation: single cycle and cyclic loading. **The American journal of sports medicine**, v. 32, n. 3, p. 641–9, 2004. Disponível em: <<http://journal.ajsm.org/cgi/doi/10.1177/0095399703258616>>. Acesso em: 17/10/2013.