

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

MAURO BATISTA ALBANO

**ESTUDO BIOMECÂNICO DA FIXAÇÃO transcortical OU
TRANSESPONJOSA DO ENXERTO DE TENDÃO PATELAR COM PINOS
BIOABSORVÍVEIS NA RECONSTRUÇÃO DO LCA EM OVINOS**

**CURITIBA
2012**

MAURO BATISTA ALBANO

**ESTUDO BIOMECÂNICO DA FIXAÇÃO TRANSCORTICAL OU
TRANSESPONJOSA DO ENXERTO DE TENDÃO PATELAR COM PINOS
BIOABSORVÍVEIS NA RECONSTRUÇÃO DO LCA EM OVINOS**

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

**Orientador: Prof. Dr. Jorge
Eduardo Fouto Matias**

**CURITIBA
2012**

Albano, Mauro Batista

Estudo biomecânico da fixação transcortical ou transesponjosa do enxerto de tendão patelar com pinos bioabsorvíveis na reconstrução do LCA em ovinos / Mauro Batista Albano. – Curitiba, 2012.

51 f., il., tabs.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Paraná, Setor de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica.

Orientador: Jorge Eduardo Fouto Matias.

1. Ligamento cruzado anterior. 2. Ovino – Tendão patelar.
I. Matias, Jorge Eduardo Fouto. II. Título.

CDD 615.4
NLM WK 755



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 **MAURO BATISTA ALBANO**

Título da tese: ESTUDO BIOMECÂNICO DA FIXAÇÃO TRANSCORTICAL OU
TRANSESPONJOSA DO ENXERTO DE TENDÃO PATELAR COM PINOS
BIOABSORVÍVEIS NA RECONSTRUÇÃO DO LCA EM OVINOS.

CONCEITOS EMITIDOS

MEMBROS	CONCEITO	EQUIVALÊNCIA
Jamil Faissal Soni	A	9,75
Paulo Sérgio dos Santos	A	9,75
Gabriel Paulo Skroch	A	9,75
Luiz Antonio Munhoz da Cunha	A	9,75
Jorge Eduardo Fouto Matias	A	9,75

CONCEITO FINAL DE AVALIAÇÃO

Conceito: A Equivalência: 9,75

Curitiba, 05 de outubro de 2012.

MEMBROS	ASSINATURA
Jamil Faissal Soni	
Paulo Sérgio dos Santos	
Gabriel Paulo Skroch	
Luiz Antonio Munhoz da Cunha	
Jorge Eduardo Fouto Matias	

AGRADECIMENTOS

À minha mãe que foi o princípio de tudo e que muito contribuiu para minha formação acadêmica.

À todos que contribuíram para a realização deste trabalho, particularmente Dr. Marcelo Jitsuio Wada, Dr. Leonardo Elias, Dr. Edmar Stieven Filho, Jailton Pereira de Jesus e Instrumentadora Silvana Cordeiro.

Ao Dr. Mario Massatomo Namba que me incentivou a executar esta pesquisa e que muito tem contribuído para o meu desenvolvimento profissional.

Ao meu orientador Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias por sua valiosa contribuição e por ter me aceitado sob sua orientação.

Ao Dr. Paulo Cesar Borges, professor da Engenharia Mecânica da Universidade Federal Tecnológica do Paraná, que teve papel relevante na execução deste experimento.

Ao Dr. Carlos Henrique Ramos que gentilmente desenhou a figura 3 para ilustrar este trabalho

Meu especial agradecimento à minha esposa, a bibliotecária Selma Regina Ramalho Conte, que muito contribuiu em todas as fases do meu trabalho.

À minha filha Fabiana.

RESUMO

A fixação do enxerto é um fator de extremamente importante na reconstrução do ligamento cruzado anterior. Os métodos de fixação tem de ser rígidos e resistentes a forças de tração para permitir os princípios vigentes de reabilitação pós operatória. Recentemente desenvolveu-se um sistema que utiliza pinos bioabsorvíveis transversos para a fixação osso-tendão-osso no túnel femoral. **Objetivo:** determinar a resistência inicial de fixação do bloco ósseo no interior do túnel femoral utilizando-se o sistema com pinos bioabsorvíveis transversos e comparar com o método tradicional de fixação que utiliza parafusos de interferência metálicos. Avaliar a resistência da fixação com pinos bioabsorvíveis ao se modificar o posicionamento rotacional do bloco ósseo no interior do túnel femoral. **Material e métodos:** quarenta espécimes de joelhos de ovinos, foram submetidos a reconstrução do ligamento cruzado anterior utilizando enxerto osso-tendão-osso. Em vinte espécimes utilizou-se os pinos bioabsorvíveis para a fixação do enxerto no túnel femoral, este grupo foi sub-dividido em dois, dez joelhos foram utilizados para fixação através da esponjosa e dez para fixação cruzando a tábua óssea cortical. Nos vinte espécimes restantes fixou-se o enxerto com parafusos de interferência metálico de 9mm. **Resultados:** Nos testes de tração em ciclo único , a resistência média encontrada no grupo fixado por parafusos de interferência foi 653.70N com uma rigidez média de 76,60 N. No grupo fixado com pinos que atravessam parte cortical do enxerto a média obtida foi 607,50 N com uma rigidez de 65, 80N. Na fixação com pinos apenas pela porção esponjosa do bloco ósseo obteve-se resistência de 710,10N com rigidez de 74,40 N. Para a análise estatística, foi considerado $p < 0,017$. **Conclusão:** a fixação do enxerto osso-tendão-osso com dois pinos bioabsorvíveis, independente do posicionamento rotacional no túnel femoral, permite uma fixação comparável em termos de resistência inicial ao parafuso de interferência metálico neste modelo experimental.

Palavras-chave: Ligamento cruzado anterior. Osso-tendão-osso. Tendão patelar. Joelho. Ovino.

ABSTRACT

Graft fixation is an extremely important factor in the reconstruction of anterior cruciate ligament. The fixation methods must be rigid and resistant to tensile forces to allow the existing principles of postoperative rehabilitation. Recently, a new system has been developed that uses biodegradable pins for the fixation of bone-patellar tendon-bone in the femoral tunnel. **Objective:** The aims of this study are to determine the initial resistance of the fixation system with transverse biodegradable pins and compare to the traditional method of bone-patellar tendon-bone graft fixation with 9 mm metallic interference screws, also to evaluate the resistance of biodegradable pins when modifying the positioning of the rotational bone block inside the femoral tunnel. **Material and methods:** forty specimens of sheep knees, had been submitted the reconstruction of the anterior cruciate ligament using bone-tendon-bone graft. In twenty specimens one used the biodegradable pins for graft fixation in the femoral tunnel, this group was subdivided in two. The first was positioned across the cortical area of the bone block, performed in ten of the specimens, whereas in the other ten, the pins transfixed only the spongy area of the bone block. In twenty remaining specimens graft was fixed with metallic interference screws of 9mm. **Results:** In tensile tests on single cycle, the average strength found in the group fixed by interference screws was 653.70N with an average stiffness of 76.60 N. In the group with fixed pins traversing part cortical graft the average obtained was 607.50 N with a stiffness of 65, 80N. In fixation with pins only by spongy portion of the bone block was obtained resistance of 710.10 with stiffness of 74.40 N. For statistical analysis, was considered $p < 0.017$. **Conclusion:** the bone-tendon-bone graft fixed with biodegradable pins either through the spongy area or through the cortical portion in the femoral tunnel allows a comparable setting in terms of initial resistance to the interference metallic screw in this experimental model.

Keywords: Anterior cruciate ligament. Bone-tendon-bone graft. Patellar tendon. Knee. Sheep

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 -	FOTOGRAFIA DE ENXERTO COM BLOCO ÓSSEO DE 10 MM DE DIÂMETRO.....	25
FIGURA 2 -	FOTOGRAFIA DEMONSTRANDO A ADAPTAÇÃO DO GUIA DO RIGIDFIX®: A) VISTA FRONTAL; B) VISTA LATERAL.....	26
FIGURA 3 -	DEMONSTRAÇÃO ESQUEMÁTICA DO POSICIONAMENTO DOS IMPLANTES. A: ATRAVÉS DA ESPONJOSA. B: ATRAVÉS DA CORTICAL	27
FIGURA 4 -	FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME FIXADO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA.....	28
FIGURA 5 -	FOTOGRAFIA DEMONSTRANDO A COMPOSIÇÃO DA MÁQUINA HIDRÁULICA MTS –810.....	29
FIGURA 6 -	GRÁFICO DE ESPÉCIME FIXADO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA	29
TABELA 1 -	DADOS DE FORÇA MÁXIMA E RIGIDEZ.....	30
TABELA 2 -	COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS DE CARGA MÁXIMA ENTRE OS MÉTODOS DE FIXAÇÃO UTILIZANDO PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA E A FIXAÇÃO UTILIZANDO O MÉTODO TRANSFIXANDO A CORTICAL E A ESPONJOSA.....	32
TABELA 3 -	VALORES DE “p” DAS COMPARAÇÕES EFETUADAS ENTRE OS VALORES DE FORÇA MÁXIMA NOS GRUPOS ONDE SE UTILIZOU PINOS BIOABSORVÍVEIS FIXANDO A CORTICAL, A ESPONJOSA E A FIXAÇÃO POR PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA.....	33
GRÁFICO 1 -	GRÁFICO COMPARATIVO DOS VALORES DE CARGA MÁXIMA ENTRE OS DIFERENTES GRUPOS DE FIXAÇÃO: PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA, FIXAÇÃO ATRAVÉS DA CORTICAL E FIXAÇÃO ATRAVÉS DA ESPONJOSA.....	33
TABELA 4 -	COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS DE RIGIDEZ ENTRE O MÉTODO DE FIXAÇÃO UTILIZANDO PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA E A FIXAÇÃO UTILIZANDO O MÉTODO COM PINOS TRANSFIXANDO A CORTICAL E A ESPONJOSA.....	34
TABELA 5 -	VALORES DE “P” NAS COMPARAÇÕES EFETUADAS ENTRE OS VALORES DE RIGIDEZ DOS GRUPOS ONDE SE UTILIZOU PINOS BIOABSORVÍVEIS E NO GRUPO PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA.....	34
TABELA 6 -	TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA.....	35
GRÁFICO 2 -	TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA.....	35

FIGURA 7 -	ESPÉCIMES MOSTRANDO LOCAIS E FORMA MAIS FREQUENTE DE LOCAIS DE OCORRÊNCIA DE FALHAS ENCONTRADAS NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA.....	36
TABELA 7 -	TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PINOS BIOABSORVÍVEIS FIXANDO A CORTICAL...	36
GRÁFICO 3 -	TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PINOS BIOABSORVÍVEIS FIXANDO A CORTICAL...	37
TABELA 8 -	TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PINOS BIOABSORVÍVEIS, FIXAÇÃO NA ESPONJOSA.....	37
GRÁFICO 4 -	TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO NA ESPONJOSA.....	38
FIGURA 8 -	FOTOGRAFIA DEMONSTRANDO TIPOS DE FALHAS MÉTODO COM PINOS BIOABSORVÍVEIS.....	38

LISTA DE ABREVIATURAS

kgf	= kilograma força
LCA	= ligamento cruzado anterior
mm	= milímetro
min	= minuto
N	= Newton
PLA	= ácido polilático
tot	= transição osso tendão
UTFPR	= Universidade Federal Tecnológica do Paraná

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 OBJETIVOS.....	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1 ANATOMIA.....	14
2.2 BIOMECÂNICA.....	15
2.3 TRATAMENTO.....	16
2.4 TRABALHOS EXPERIMENTAIS EM OVINOS.....	20
2.5 EXPERIMENTOS COM PINOS TRANSVERSOS PARA OSSO TENDÃO OSSO.....	23
3 MATERIAL E MÉTODOS	25
4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	31
5 RESULTADOS	32
6 DISCUSSÃO	39
7 CONCLUSÃO	45
REFERENCIAS	46

1 INTRODUÇÃO

A prática de esportes tem aumentado no mundo todo em decorrência da difusão da informação dos benefícios da realização de atividades físicas para uma vida saudável, como consequência as lesões esportivas decorrentes do trauma aumentaram (CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION).

O joelho é uma das articulações mais lesadas devido a sua estrutura anatômica e sua exposição a forças externas (ARNOCZKY; TARVIN; MARSHALL, 1982; SNYDER-MACKLER *et al.*, 1995; BRAND JR. *et al.*, 2000). A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) afeta 250.000 indivíduos nos Estados Unidos anualmente (GRIFFIN *et al.*, 2006) resultando em um custo anual de cuidados de saúde superior a US \$ 2 bilhões (GOTTLOB *et al.*, 1999) Essa lesão ocorre tipicamente na população fisicamente ativa, a incidência de lesão do LCA é maior no sexo masculino devido à maior exposição à atividade física (GRIFFIN *et al.*, 2000). No Brasil ainda não existem dados epidemiológicos sobre lesões ligamentares do joelho na população geral (STEWIEN *et al.*, 2000).

Resultados funcionalmente inaceitáveis resultantes do tratamento conservador, associado ao risco de lesões a outras estruturas intra-articulares observadas clinicamente e em experimentos *in vitro*, tem levado os cirurgiões ortopédicos a preferir a reconstrução cirúrgica ao tratamento conservador (SISK, 1996; FU *et al.*, 1999).

Nas cirurgias para a reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho os auto-enxertos são preferidos devido ao seu baixo índice de complicações. Entre estes os mais utilizados são: os tendões flexores (semitendíneo e grácil) e o osso-tendão-osso retirado da patela, terço central do tendão patelar e tuberosidade anterior da tíbia. O enxerto osso-tendão-osso permite uma fixação rígida no interior dos túneis. A técnica de fixação com parafusos de interferência é a mais utilizada para este enxerto sendo considerada padrão ouro de fixação (ARNOCZKY; TARVIN; MARSHALL, 1982;

NOYES *et al.*, 1984; KUROSAKA; YOSHIYA; ANDRISH, 1987; SNYDER-MACKLER, *et al.*, 1995; ABATE *et al.*, 1998; FU *et al.*, 1999; BRAND JR. *et al.*, 2000).

Entretanto há inúmeras complicações descritas com a utilização de parafusos de interferência na fixação do enxerto nas reconstruções ligamentares. As mais comuns são: lesão do enxerto na transição osso tendão por ocasião da fixação femoral, ruptura da cortical posterior e divergência do parafuso em relação à direção do túnel (MATTHEWS; SOFFER, 1989; PIERZ; BALTZ; FULKERSON, 1995; BROWN JR.; CARSON, 1999; KOUSA *et al.*, 2001; ALLUM, 2003; AZAR; ARTHUR, 2004). Isto tem levado ao desenvolvimento de novos métodos de fixação com diferentes materiais, principalmente implantes compostos por material bioabsorvível.

Um desses métodos utiliza pinos bioabsorvíveis de 2,7 mm de diâmetro por 42 mm de comprimento composto por ácido poli L lactide/ poli D lactide, para a fixação osso-tendão-osso, guias especiais posicionam dois implantes paralelos entre si e perpendiculares à orientação do túnel femoral e conseqüentemente ao enxerto.

Entre as vantagens desse sistema estão relacionadas: o maior contato do bloco ósseo do enxerto no túnel (100%); menor risco potencial de ruptura da cortical posterior e mesmo com a ocorrência desta situação há possibilidade de fixação do enxerto; no pós-operatório possibilita a realização de ressonância magnética sem interferência no sinal; em casos de revisão o túnel femoral estará fechado e não há necessidade de remoção de implante metálico (JOHNSON & JOHNSON GATEWAY).

A introdução deste método de fixação ocorreu há cerca de 10 anos apesar disto há pouca informação na literatura demonstrando a resistência e a rigidez do sistema e até o presente não se encontrou trabalho demonstrando a possibilidade de utilização dos pinos transversos bioabsorvíveis fixando o enxerto pela porção esponjosa do bloco ósseo.

1.1 OBJETIVOS

Os objetivos do presente estudo são: comparar a fixação do enxerto osso-tendão-osso no túnel femoral com a utilização de pinos bioabsorvíveis transversos com o método tradicional de fixação do enxerto osso tendão osso que utiliza parafusos de interferência metálicos de 9 mm.; além disso, pretende-se comparar a resistência do método de fixação do enxerto de tendão patelar com pinos bioabsorvíveis quando se modifica o posicionamento rotacional do bloco ósseo no interior do túnel femoral, permitindo que os pinos transfixem a tábua óssea ou transfixem apenas a esponjosa.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ANATOMIA

A articulação do joelho é a maior articulação do organismo humano, é composto por três ossos distintos: fêmur, tíbia e a patela. Possui um complexo sistema ligamentar que lhe confere estabilidade nos diversos ângulos de movimento. Há ligamentos externos e no interior da articulação. Os ligamentos cruzados fazem parte deste sistema localizando-se no interior da articulação em posição central. São estruturas compostas essencialmente por tecido fibroso colágeno com uma característica anatômica única, são intra-articulares e extra sinoviais, ou seja estão no interior da articulação porém são revestidos por uma camada de sinovial (DANYLCHUK; FINLAY; KRCEK, 1978; SISK, 1996).

O ligamento cruzado anterior (LCA) é um restritor primário do joelho e sua principal função é impedir o deslocamento anterior da tíbia em relação ao fêmur. Atua secundariamente na restrição da rotação tibial e em menor grau na angulação varo-valgo quando o joelho está estendido, e em flexão até 30° (CHANDRATREYA; ALDRIDGE, 2004; MILANO *et al.*, 2005; ZANTOP *et al.*, 2005; ZANTOP *et al.*, 2007). Origina-se na face medial do côndilo lateral corre anterior, distal e medialmente para se inserir lateral e anteriormente a espinha tibial medial no planalto tibial, onde ocupa uma área de aproximadamente 30 mm. A inserção tibial tem ramificações para o corno anterior do menisco medial, assim como fibras que se dirigem para o corno anterior do menisco lateral. A media de comprimento é de 38 mm e a de espessura 11 mm, variando em sua extensão, sendo maior na porção mais distal onde é mais resistente (CASTRO *et al.*, 2003).

Este ligamento já é composto por duas bandas bem definidas desde o período fetal, sendo elas: a antero medial e a pósterolateral (FERRETTI *et al.*,

2007). A banda antero-medial se origina na porção mais proximal do LCA e se insere na porção mais antero-medial da sua inserção tibial. A banda posterolateral se origina mais distal em relação à origem femoral e se insere mais posterolateral na inserção tibial.

A inervação do ligamento cruzado anterior se dá pelo ramo articular do nervo tibial posterior, esta inervação é complexa, pois este ligamento tem uma função proprioceptiva. É rico em terminações nervosas, principalmente mecano receptores. As terminações de Ruffini contribuem para manutenção do tônus muscular, os demais corpúsculos são reflexogênicos. Diversos estudos mostram estruturas mecano-receptoras no interior do ligamento, como corpúsculos de Golgi, que estão alinhados com as fibras colágenas. Outros três tipos de estruturas sensitivas estão localizados próximas aos vasos e terminações nervosas, ocupando uma área de aproximadamente 1% do total da estrutura ligamentar (SCHUTTEE *et al.*, 1987; CASTRO *et al.*, 2003).

A irrigação sanguínea é feita através de ramos pósteros superiores da artéria genicular média e por ramos anteriores das artérias geniculares inferiores medial e lateral, que irrigam a gordura de Hoffa. A irrigação não é homogênea, existe uma área de menor vascularização próxima à origem ligamentar (CLARKE *et al.*, 2001).

2. 2 BIOMECÂNICA

O LCA é submetido a cargas em todo arco de flexo-extensão do joelho, resistindo às forças que anteriorizam a tibia em relação ao fêmur, e em menor grau, às forças e momentos que causam rotação tibial e abdução durante a flexão do joelho. Para isto, diferentes fibras são recrutadas conforme o joelho se move. A resistência de cada fibra no momento da lesão é diferente da resistência máxima do LCA que não deve assumir um valor fixo, pois depende das fibras solicitadas, posição dos ossos e da direção da carga aplicada. O LCA apresenta propriedade viscoelástica que o permite dissipar a energia,

ajustar seu comprimento e distribuir a carga aplicada. Alterações na viscoelasticidade podem facilitar o alongamento do enxerto (TAKEDA *et al.*, 1994; FRANK; JACKSON, 1997; FURIA *et al.*, 1997).

A resistência do LCA varia conforme a idade. Uma análise da resistência do LCA em grupos de idades diferentes verificou que o grupo mais jovem de 20 a 35 anos apresentou resistência 50% maior que o grupo de 40 a 50 anos e três vezes maior que o terceiro grupo de 60 a 97 anos. O LCA suporta carga de aproximadamente 2500N em adultos jovens e em atividades diárias recebe carga de somente 20% do seu limite de resistência máxima (NOYES; GROOD, 1976; WOO *et al.*, 1991).

A lesão do ligamento cruzado anterior leva a instabilidade anterolateral do joelho, perda da propriocepção, redução da resistência e da força muscular quadricipital, com conseqüente atrofia. Estes fatores associados fazem com que o paciente lesionado torne-se incapaz de retornar às suas atividades desportivas, com acometimento, muitas vezes, até de suas atividades cotidianas (GRIMBY *et al.*, 1980; SISK, 1996).

2.3 TRATAMENTO

O tratamento das lesões do LCA evoluiu de conservador a cirúrgico devido ao agravamento de lesões às outras estruturas internas do joelho em especial para meniscos e cartilagem. Para evitar a evolução para artrose as técnicas cirúrgicas foram aprimoradas partindo de reforços extra-articulares através de transferências tendinosas e de plicaturas. A sutura do ligamento lesado foi abandonada, pois o reparo ligamentar não proporciona estabilidade suficiente (SISK, 1996; FU *et al.*, 1999).

A reconstrução do ligamento cruzado anterior utilizando o enxerto do tendão patelar foi inicialmente descrita por Jones e modificada posteriormente (JONES, 1963; SISK, 1996; ABATE *et al.*, 1998; BROWN JR.; CARSON, 1999; FU *et al.*, 1999; KOUSA *et al.*, 2001).

Trabalhos experimentais ampliaram o conhecimento de como ocorre a cicatrização do enxerto não só dentro do túnel femoral bem como na porção livre intra-articular. Nos estudos realizados por Clancy *et al.*, (1981) e Walton (1999) os blocos ósseos do enxerto de tendão patelar cicatrizaram em 6 semanas.

O desenvolvimento de métodos mais adequados de fixação permitiu uma fixação mais rígida no interior do túnel femoral e tibial aproximando do sítio anatômico de fixação do ligamento cruzado anterior original. Para isto muito contribuiu o trabalho de Lambert (1983) e Kurosaka, Yoshiya e Andrish (1987), o que culminou no desenvolvimento do parafuso de interferência que conhecemos hoje.

Os estudos biomecânicos com observações da resistência requerida para as atividades diárias por esta articulação foram feitos por Noyes *et al.*, (1984) que estimaram que a força necessária gira em torno de 454 N.

A cirurgia para reconstrução do ligamento cruzado anterior tem três passos fundamentais na sua realização: escolha do enxerto; posicionamento dos túneis para colocação do enxerto e fixação do enxerto.

O enxerto deve oferecer a resistência necessária para a substituição do ligamento original e fácil incorporação no interior dos túneis criados para a inserção dos mesmos. Os auto-enxertos são preferidos devido ao seu baixo índice de complicações. Entre os enxertos utilizados mais frequentemente estão os auto-enxertos retirados do próprio joelho como: enxerto osso tendão osso retirado da patela terço central do tendão patelar e da tuberosidade anterior da tíbia, os tendões semitendíneo e grácil, tendão quadricipital retirado com fragmento ósseo do pólo superior da patela. Atualmente o tendão patelar e o grácil semitendíneo tem sido os mais utilizados conforme a experiência do cirurgião visto que os materiais de fixação para o enxerto tendinoso melhoraram sensivelmente aproximando os resultados com este enxerto dos obtidos com tendão patelar (ARNOCZKY; TARVIN; MARSHALL, 1982; NOYES *et al.*, 1984; KUROSAKA; YOSHIYA; ANDRISH, 1987; SNYDER-MACKLER *et al.*, 1995; ABATE *et al.*, 1998; FU *et al.*, 1999; BRAND JR. *et al.*, 2000).

O material deve oferecer a rigidez necessária para permitir segurança na recuperação pós-operatória, que possibilite uma fixação no interior dos túneis o mais próximo da superfície articular possível imitando deste modo o funcionamento do ligamento original (SHELBOURNE; NITZ, 1990; LU; McALLISTER, 2004). A fixação por parafusos de interferência foi descrita por Lambert que utilizou um parafuso de esponjosa com 6.5mm de diâmetro. Kurosaka, Yoshiya e Andrish (1987) demonstraram a superioridade de fixação utilizando parafusos de 9 mm para a fixação por interferência. Desde então os parafusos metálicos têm sido utilizados com sucesso para a reconstrução do ligamento cruzado anterior com enxertos de tendão patelar bem como enxerto de flexores (KUROSAKA; YOSHIYA; ANDRISH, 1987). Devido a numerosos estudos demonstrando a superioridade de fixação do enxerto osso tendão osso com parafusos de interferência, este método de fixação se tornou padrão para comparação dos outros métodos.

Entretanto a remoção destes implantes é aconselhável em muitas circunstâncias devido a problemas potenciais associados com respostas inflamatórias, liberação de íons e corrosão. A presença de material metálico produz artefatos com distorção das imagens em exames de ressonância magnética. (ABATE *et al.*, 1998). Muitas vezes a remoção do implante metálico pode deixar um defeito ósseo que dificulta o posicionamento do novo enxerto, havendo a necessidade de enxertia óssea Estes fatores somados ao fato de que a sollicitação mecânica para os parafusos não são elevadas levou ao desenvolvimento de parafusos bioabsorvíveis (LU; McALLISTER, 2004; LAMBERT, 1983).

Kulkarni *et al.*, (1966; 1971) descreveram a degradação do ácido polilático, na ocasião acreditou-se que os polímeros eram não tóxicos, inertes para os tecidos e degradavam-se lentamente.

Uma das primeiras tentativas em se utilizar de material bioabsorvível em grandes articulações foi relato de estudo multicêntrico no início de 1990 onde foram utilizados pregos de ácido polilático no reparo de lesões de Bankart. Devido às complicações relacionadas à reação de corpo estranho, os implantes metálicos dominaram o mercado nos anos 1990 (BURKHART, 2000).

A grande aceitação dos implantes biodegradáveis ocorreu com o desenvolvimento de parafusos de interferência de PLA nas reconstruções do ligamento cruzado anterior (BARBER *et al.*, 1995; STAHELIN; FEINSTEIN; FRIEDRICH, 1995).

Resistência, durabilidade e biocompatibilidade são os requisitos básicos para os implantes (BURKHART, 2000). O desenvolvimento de determinado implante deve satisfazer pelo menos cinco critérios básicos: fixação inicial adequada para coaptar tecidos ou o enxerto ao osso; manter resistência satisfatória durante a cicatrização dos tecidos mantendo a integridade mecânica; reabsorção em tempo adequado, pois caso contrário não tem vantagem em relação ao implante metálico; reabsorção sem deixar resíduos que afetem a função óssea ou cicatrização; devem ser feitos de materiais seguros sem potenciais efeitos tóxicos, antigênicos pirogênicos, ou carcinogênicos (ABATE *et al.*, 1988). Estudos clínicos e experimentais das reconstruções do ligamento cruzado anterior usando parafusos bioabsorvíveis demonstraram resultados comparáveis aos metálicos com poucas complicações (CABORN *et al.*, 1997; WALTON, 1999; KOUSA *et al.*, 1999; MARKS; O'DONNELL; YEE, 2008).

Na atualidade os parafusos de interferência absorvíveis se tornaram tão populares que têm tomado lugar dos implantes metálicos no mercado. Problemas com a quebra dos parafusos foram corrigidos com o desenvolvimento de chaves especiais, reduzindo a ação do torque sobre o parafuso durante a sua inserção. Os cirurgiões devem ter em mente que os implantes de ácido polilático caem em duas categorias:

1 - Cristalino ideal para implantes como parafusos porque a degradação é muito lenta, pequenos pedaços do parafuso pode cair no interior da articulação;

2 - Amorfo degradam mais rapidamente e a formação de copos livres não são complicações, é difícil manipular estes implantes. Como as complicações dos implantes cristalinos são raras e como suas propriedades permitem resultados clínicos bons permanecem populares no uso em cirurgias. Acredita-se que no futuro os implantes bioabsorvíveis irão substituir os

metálicos. Os polímeros estão sendo sintetizados para minimizar as complicações como liberação de fragmentos livres no interior da articulação, redução das reações a corpo estranho e maximização das características mecânicas. As vantagens sobre os similares metálicos são: reduzem stress shielding devido à habilidade de transferir carga à medida que degradam; reduzem a necessidade de um segundo procedimento para a remoção do implante em cirurgias de revisão; menor distorção imagens se houver necessidade de se realizar ressonância magnética (STAHELIN; FEINSTEIN; FRIEDRICH, 1995; BRAND JR. *et al.*, 2000; BURKHART, 2000)

As desvantagens estão relacionadas a menor resistência mecânica, custo elevado e respostas biológicas indesejadas, como sinovites e processos inflamatórios (KWAK *et al.*, 2008; KONAN; HADDAD, 2009).

2.4 TRABALHOS EXPERIMENTAIS EM OVINOS

Há na literatura diversos estudos utilizando este modelo experimental para avaliar diversos modos de fixação de enxerto na reconstrução ligamento cruzado anterior com enxerto de tendão patelar *in vitro* e *in vivo*.

Jackson *et al.*, (1987a) em um estudo em ovinos avaliou as características mecânicas, histológicas e vascularização de aloenxertos de tendão patelar que foram utilizados para reconstrução do ligamento cruzado anterior nos joelhos de 11 animais. Os animais foram abatidos após um ano da cirurgia e avaliados: dois espécimes foram destinados para histologia, dois foram destinados ao estudo da vascularização e sete espécimes foram avaliados em testes biomecânicos.

As avaliações demonstraram uma maior vascularização nos aloenxertos em relação ao joelho contralateral que foi usado como controle. Histologicamente os ligamentos apresentavam fibras orientadas longitudinalmente com vasos sanguíneos presentes e não havia infiltração por células mononucleares que poderiam indicar reação imune. Quanto à

resistência os aloenxertos apresentaram resistência média à carga máxima de tração de 571N, e rigidez de 238 N/mm o que correspondia a 25% e 35% dos valores encontrados no grupo controle.

Jackson *et al.*, (1987b) estudaram a biomecânica, microvascularização e as manifestações histológicas de aloenxertos utilizados na reconstrução do ligamento cruzado anterior associando a um reforço sintético em joelhos de ovinos. As análises um ano após a reconstrução mostraram que o aloenxerto apresentava vascularização similar ao controle, porém mais exuberante, os blocos ósseos estavam revascularizados e pequenos vasos presentes na junção osso tendão. Quanto à resistência nos ensaios apresentaram valor médio de 1052 N para carga máxima de tração e 364 N/mm para rigidez o que correspondia a 53% e a 43% das médias obtidas nos joelhos controle. Concluíram que o reforço melhorou as propriedades biomecânicas do aloenxerto em comparação com o estudo anterior.

Schindhelm *et al.*, (1991) compararam reconstruções do ligamento cruzado anterior usando o autoenxerto osso tendão patelar osso com as reconstruções feitas com ligamento artificial de Dacron. O experimento foi realizado in vivo em dois grupos de 18 animais. O joelho contralateral foi utilizado como controle. As médias obtidas de resistência foram maiores no grupo em que se utilizou ligamento artificial na comparação com os que receberam enxertos de tendão patelar e menores do que os do grupo controle. Os autores observaram que os joelhos de ovinos apresentavam um ligamento cruzado anterior com metade a dois terços dos ligamentos de joelhos humanos, anatomia semelhante aos caninos, entretanto o manejo dos animais no pós-operatório é mais simples.

Jackson *et al.*, (1993) estudaram em 46 ovinos esqueleticamente maduros (4-5 anos) as alterações que ocorrem nos enxertos após reconstrução do ligamento cruzado anterior com auto enxerto de tendão patelar e com o aloenxerto deste mesmo tendão. Observaram que após seis meses da reconstrução os auto-enxertos tinham uma resposta inflamatória menor, uma resposta biológica mais robusta e uma significativa melhora das propriedades biomecânicas quando comparados aos aloenxertos.

Walton (1999) comparou a força de fixação de parafusos de interferência metálicos e absorvíveis durante a cicatrização após a reconstrução do ligamento cruzado anterior em 71 ovelhas. Observou as falhas de fixação no período pós-operatório imediato com 2, 4, 6 e 12 semanas. Observaram que nenhum enxerto falhou *in vivo* e não foram evidenciados deslocamentos radiográficos pós morte. Histologicamente a incorporação óssea não foi evidente até seis semanas. Uma moderada reação tecidual ocorreu em torno dos parafusos absorvíveis. O comportamento dos parafusos absorvíveis e metálicos foi similar.

Gulman, Molaian e Tomak (1999) realizaram experimento em joelhos frescos de ovinos *in vitro* avaliando a eficiência da fixação do bloco ósseo no túnel femoral através de um sistema de bloqueio do bloco (press fit) comparando o método com parafusos de interferência. Evidenciaram que o sistema de bloqueio apresentou maior resistência de fixação com menos complicações.

Weiler *et al.*, (2002) coletaram resultados biomecânicos da fixação com parafusos de interferência biodegradáveis num modelo de reconstrução do ligamento cruzado anterior em ovinos. Para o estudo foram utilizados 35 animais. As reconstruções foram realizadas em todos os animais com tendão calcâneo fixado com parafuso de interferência absorvível de 8 mm de diâmetro num túnel de 7 mm. Observaram que a resistência da fixação inicial era maior do que a encontrada com 6, 9 e 12 semanas. A resistência e a rigidez aumentaram nos grupos avaliados com 12, 24 e 52 semanas para níveis maiores do que os encontrados na fixação inicial.

Silva *et al.*, (2003) realizaram estudo da fixação do enxerto patelar com bloco ósseo sob pressão no fêmur de ovinos utilizando como grupo controle a fixação do mesmo tipo de enxerto com parafusos de interferência metálicos. Observaram que o grupo de fixação femoral com bloco ósseo cônico apresentou valores médios de carga máxima e rigidez de 1.019N e 109,97N/mm, respectivamente. Para o grupo de fixação com parafuso de interferência metálico de 9 mm, os valores médios de carga máxima e rigidez foram de 719,06N e 75,7N/mm. Tanto para carga máxima quanto para rigidez

as diferenças entre os dois grupos foram estatisticamente significativas, demonstrando melhor eficiência mecânica do método de fixação sob pressão com bloco ósseo cônico.

2.5 EXPERIMENTOS COM PINOS TRANSVERSOS PARA OSSO-TENDÃO-OSSO

Weiman *et al.*, (2003) avaliaram a resistência da fixação do enxerto osso tendão patelar osso com pinos biodegradáveis comparando-os com parafusos de interferência absorvíveis na reconstrução do ligamento cruzado anterior. Para os testes biomecânicos utilizaram tendões patelares de doadores humanos e os fixaram em túneis realizados em tíbia de bovinos. Os resultados obtidos para resistência de fixação para o grupo em que utilizaram pinos bioabsorvíveis foi de 400.2 N e 32.4 N/mm para rigidez. No grupo fixado com parafusos de interferência absorvível foi de 402.7N e 42N/mm para rigidez. Concluíram que não haver diferenças na estabilidade primária utilizando pinos bioabsorvíveis ou parafusos de interferência absorvíveis.

Zantop *et al.*, (2005) estudaram a fixação do enxerto com diâmetros de 8,9 e 10 mm de diâmetro fixados com pinos transversos bioabsorvíveis e com parafusos de interferência absorvíveis, Compararam a força máxima de tração, resistência máxima de tração antes da ocorrência de falha, rigidez e alongamento. Para esse estudo utilizaram tíbias bovinas e enxertos de tendão patelar de humanos que foram divididos em 6 grupos de dez corpos de prova. Em cada grupo havia dez espécimes utilizaram grupos de 10 espécimes para cada grupo. Realizaram testes cíclicos e tração até ruptura e verificaram que os blocos de 8 mm não resistiram a 124 ciclos. Os enxertos de 10 mm de diâmetro fixados com pinos transversos e com parafusos apresentaram resistência significativamente maior do que os de 9 mm. Na comparação dos grupos de 10mm fixado com pinos transversos e com parafusos de interferência não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos de fixação.

Observaram que o diâmetro do bloco ósseo é um fator limitante para a Resistencia da fixação quando se utilize pinos transversos. Os autores recomendam que não utilize blocos menores que 9 mm de diâmetro.

Milano *et al.*, (2007) avaliaram as propriedades estruturais da fixação do enxerto de tendão patelar no túnel femoral para a reconstrução do ligamento cruzado anterior utilizando diferentes modos de fixação. Para isto utilizou 40 joelhos de suínos que foram divididos em 4 grupos de 10. Realizaram túneis de 10 mm no fêmur dos espécimes e fixaram os blocos ósseos dos enxertos de 4 modos diferentes o grupo A foi fixação com parafuso bioabsorvível de 8x23mm o grupo B foi fixado com parafusos de metal de 9x 30 mm, o grupo C foi fixado com pinos transversos bioabsorvíveis 2.7x 42mm e o grupo D com um conjunto de parafuso e pino de 2.4 x 45mm que fixavam o enxerto de modo transcondilar semelhante ao método com pinos transversos. Realizaram testes cíclicos e compararam os valores obtidos para carga máxima, rigidez, alongamento, O grupo fixado com parafusos metálicos grupo B e D apresentaram menor alongamento após 1000 ciclos. A maior resistência à ruptura foi evidenciada no grupo D que teve valores comparáveis ao LCA normal dos espécimes, todos os demais grupos apresentaram valores significativamente mais baixos. Com relação à rigidez os grupos A, B e C não apresentaram diferenças significativas entre. O grupo D apresentou diferença significativa em relação ao grupo A. Todos os grupos apresentaram médias de rigidez semelhantes ao LCA normal.

3 MATERIAL E MÉTODOS

Esta pesquisa foi aprovada pelo comitê de Ética em pesquisa da Secretaria de Saúde do Estado do Paraná/Hospital do Trabalhador processo Nº. 002/2007. Quarenta espécimes de joelhos de ovinos, 18 direitos e 22 esquerdos, esqueleticamente imaturos com idade variando entre 12 e 18 meses foram obtidos imediatamente após o abate dos animais para consumo humano. Os joelhos foram separados durante o processo de desossa, preservando-se o fêmur e o 1/3 proximal da tíbia bem como a articulação do joelho e aparelho extensor. Foram embalados e conservados a -20°C até a data da cirurgia. Na ocasião do procedimento os espécimes foram descongelados em grupos de 10, à temperatura ambiente, antes da realização da cirurgia. Em todos os joelhos procedeu-se a retirada do tendão patelar com 1cm de largura e dois blocos ósseos. O bloco retirado da patela apresentava 2,8mm de comprimento por 10 mm de diâmetro (FIGURA. 1).



FIGURA 1 - FOTOGRAFIA DE ENXERTO COM BLOCO ÓSSEO DE 10 MM DE DIÂMETRO
FONTE: O AUTOR

O bloco tibial apresentava formato cônico com 2 cm de largura e 2 cm de profundidade na porção proximal, por 3cm de comprimento. Um orifício na porção mais proximal do bloco ósseo da patela foi realizado com a finalidade de se posicionar um fio de sutura trançado nº 5 para tração do enxerto. Os

fêmures dos espécimes foram isolados para a realização de um túnel com 10 mm de diâmetro posicionado no espaço intercondilar com orientação de 1 hora nos joelhos esquerdos e 11 horas nos joelhos direitos, deixando-se uma cortical posterior de 1 a 2 mm.

Nos túneis de vinte espécimes foi adaptado o guia do RIGIDFIX[®] que possui duas hastes unidas em formato de U. Uma das hastes do guia foi posicionada internamente no túnel femoral e na outra externa há um dispositivo para adaptação de duas camisas, através das quais foram realizados dois orifícios que interceptam o túnel perpendicularmente na metade de seu diâmetro no plano coronal (FIGURA 2).



FIGURA 2 – FOTOGRAFIAS DEMONSTRANDO A ADAPTAÇÃO DO GUIA DO RIGIDFIX[®]; 2A - VISTA FRONTAL; 2B - VISTA LATERAL
FONTE: O AUTOR

As camisas foram deixadas na entrada dos orifícios na cortical lateral do fêmur para servirem como orientação para a perfuração e inserção de dois pinos bioabsorvíveis com o diâmetro de 2,7 mm através dos blocos ósseos da extremidade proximal dos enxertos.

Para o posicionamento do enxerto no interior do túnel femoral dos espécimes um fio de tração adaptado na extremidade proximal dos blocos ósseos do enxerto permitiu o controle durante a inserção. Por se tratar de variável de interesse adotaram-se duas formas de orientação do bloco ósseo

em relação ao posicionamento dos pinos bioabsorvíveis. A primeira com orientação da cortical do bloco ósseo de forma a permitir que os pinos de fixação transfixassem a tábua óssea foi adotada em dez espécimes e a outra permitindo que os pinos transfixassem apenas a parte esponjosa do bloco ósseo em outros dez. O passo seguinte foi a perfuração do enxerto no interior do túnel auxiliado pelas camisas guia utilizando brocas especiais com diâmetro de 2,7 mm e inserção dos pinos utilizando-se um impactor e um martelo. Os espécimes foram devidamente identificados através de fita adesiva aplicada na porção proximal do fêmur, embalados e recongelados a -20°C (FIGURA 3).

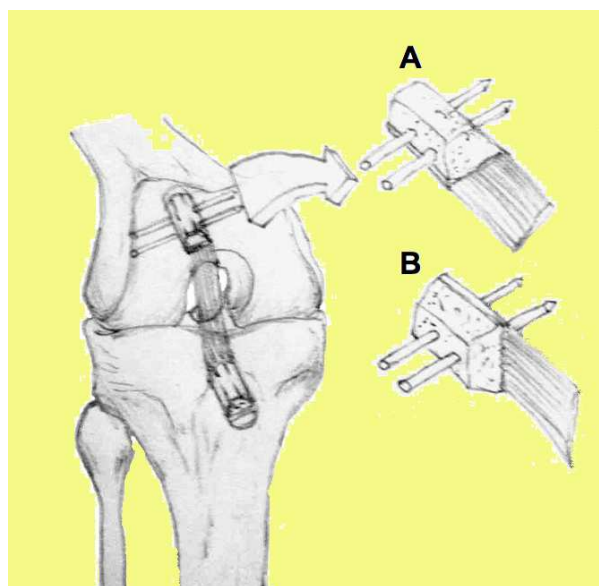


FIGURA 3 - DEMONSTRAÇÃO ESQUEMÁTICA DO POSICIONAMENTO DOS IMPLANTES
A: ATRAVÉS DA ESPONJOSA. B: ATRAVÉS DA CORTICAL.
AUTOR: Dr. CARLOS HENRIQUE RAMOS

Outros vinte joelhos foram operados, tomando-se os mesmos cuidados quanto ao descongelamento, retirada do enxerto e a confecção do túnel femoral como descrito anteriormente. O enxerto foi tracionado para o interior do túnel do mesmo modo, mas a fixação do enxerto foi realizada com a utilização de parafusos de interferência, de aço canulados, com as dimensões de 9 mm de diâmetro por 20 mm de comprimento, inseridos utilizando-se de fios de Kirschner como guia. Os parafusos foram posicionados sobre a esponjosa paralelos a orientação do bloco ósseo no interior do túnel (FIGURA 4).



FIGURA 4 - FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME FIXADO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA.

Os espécimes foram identificados quanto ao modo de fixação com fita adesiva na porção proximal do fêmur e embalados para serem congelados novamente a -20°C até 24 horas antes da realização dos testes, quando foram descongelados a temperatura ambiente.

Os testes foram realizados no laboratório do Departamento de Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) sob a supervisão do Prof.Dr Paulo César Borges. Os espécimes foram adaptados em uma máquina hidráulica universal MTS 810, utilizada para testes de tração, de modo que a tração era exercida no sentido longitudinal a uma velocidade de 50 mm/min (FIGURA 5).

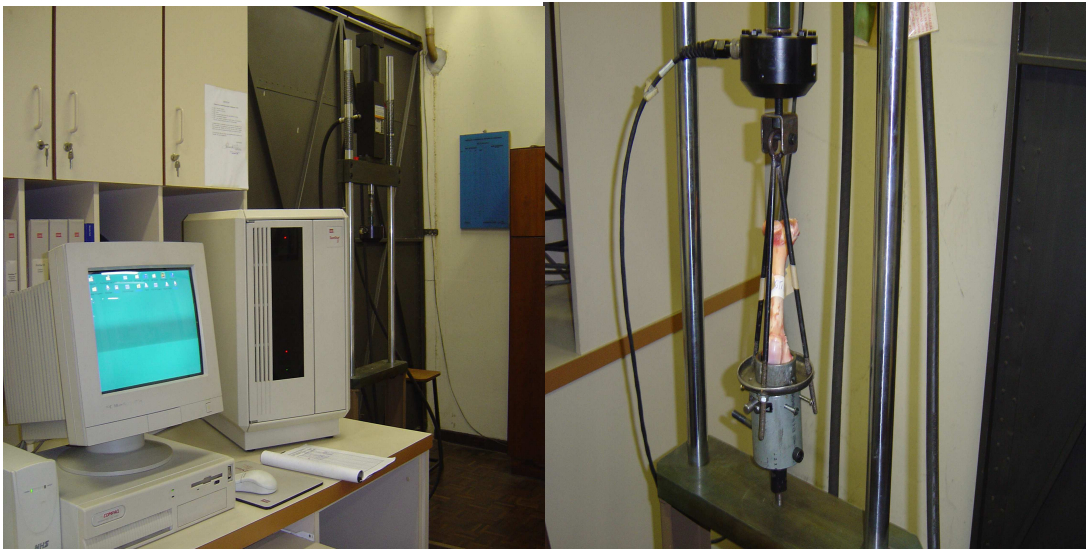
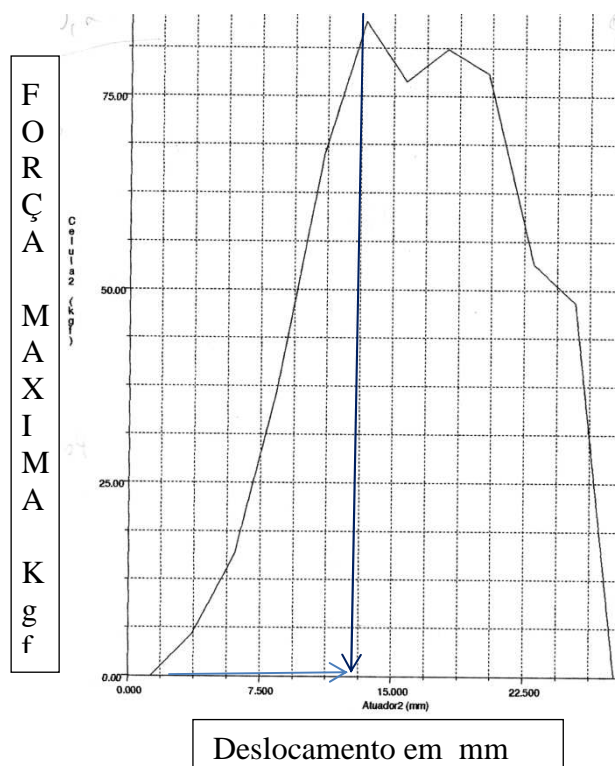


FIGURA 5 - FOTOGRAFIA DEMONSTRANDO A COMPOSIÇÃO DA MÁQUINA HIDRÁULICA MTS - 810

Em cada teste se obtinha um gráfico que era mostrado na tela do computador com os dados de força máxima, os dados referentes ao modo tipo de falha eram anotados no verso do gráfico impresso (FIGURA 6).

FIGURA 6 - GRÁFICO DE ESPÉCIME FIXADO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA



Para se obter os valores da rigidez utilizou-se a projeção da curva de carregamento em seu ponto máximo antes da ocorrência da falha, sobre o eixo do deslocamento em milímetros, descontava-se a parte inicial da curva que correspondia a adaptação do corpo de prova ao tensionamento da máquina pois não se utilizou pré carga. Montou-se uma planilha com os dados de Força máxima e de rigidez que foram analisados estatisticamente (TABELA 1).

TABELA 1 – DADOS DE FORÇA MÁXIMA E RIGIDEZ

Parafusos de interferência		Pinos transversos bioabsorvíveis	
F Máxima N	Rigidez N/mm	F Máxima	Rigidez N/mm
607	72	600	99
963	106	940	67
749	88	672	67
749	86	387	38
677	69	590	54
112	102	862	78
794	59	597	103
829	100	485	46
463	72	664	62
735	82	278	44
701	87	921	85
440	71	793	52
805	73	629	57
786	77	738	104
577	57	892	44
643	70	102	72
567	82	718	82
669	70	900	84
531	53	748	74
677	56	660	90

Valores em negrito são referentes aos blocos fixos pela esponjosa

4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para avaliação da hipótese de normalidade das variáveis, foi considerado o teste de Shapiro-Wilks. Para a força máxima que não atendeu a condição de normalidade, os grupos foram comparados dois a dois através do teste não-paramétrico de Mann-Whitney.

Para a variável rigidez, que atendeu a condição de normalidade, os grupos foram comparados dois a dois através do teste t de Student para amostras independentes, levando-se em consideração a homogeneidade das variâncias. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$ sendo corrigido por Bonferroni para as comparações múltiplas (valores de $p < 0,017$ indicaram significância estatística).

5 RESULTADOS

A média de resistência à tração obtida em ciclo único nos grupos de pinos bioabsorvíveis transversos não apresentou diferenças estatisticamente significativas entre eles e em relação ao grupo controle com parafusos de interferência.

A média de resistência à tração obtida no grupo controle que utilizou parafuso de interferência de 9 mm foi de 653,70 N com valor mínimo de 112N e máximo de 963N. O desvio padrão foi de 180,79.

O grupo fixado com pinos transversos pela cortical obteve média de 607,50N com valor mínimo de 278N e valor máximo de 940N o desvio padrão foi de 198,70.

No grupo fixado com pinos transversos pela esponjosa obteve-se uma média de 710N um valor mínimo de 102N e valor máximo de 921, o desvio padrão obtido foi de 236,09. Na TABELA 2 estão demonstrados os valores médios dos diferentes grupos e suas variações;

TABELA 2 - COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS DE CARGA MÁXIMA ENTRE OS MÉTODOS DE FIXAÇÃO UTILIZANDO PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA E A FIXAÇÃO UTILIZANDO O MÉTODO TRANSFIXANDO A CORTICAL E A ESPONJOSA.

Grupo	N	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão
Interferência	20	653,70	677	112	963	180,79
Pinos/ cortical	10	607,50	598,5	278	940	198,70
Pinos/ esponjosa	10	710,10	743	102	921	236,09

Os valores de Força Máxima foram comparados nos diferentes grupos utilizando o método não paramétrico de Mann-Whitney considerando $p < 0,017$. Os valores de "p" das comparações efetuadas foram dispostos na TABELA 3 para melhor visualização os valores foram demonstrados no GRÁFICO 1.

TABELA 3 - VALORES DE "p" NAS COMPARAÇÕES EFETUADAS ENTRE OS VALORES DE FORÇA MÁXIMA NOS GRUPOS ONDE SE UTILIZOU PINOS BIOABSORVÍVEIS FIXANDO A CORTICAL, A ESPONJOSA E A FIXAÇÃO POR PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA.

Grupos sob comparação	Valor de p*
Interferência x Pinos fixando a cortical	0,350
Interferência x Pinos fixando a esponjosa	0,267
Pinos fixando a cortical x Pinos fixando a esponjosa	0,123

(*) TESTE NÃO-PARAMÉTRICO DE MANN-WHITNEY, $p < 0,017$

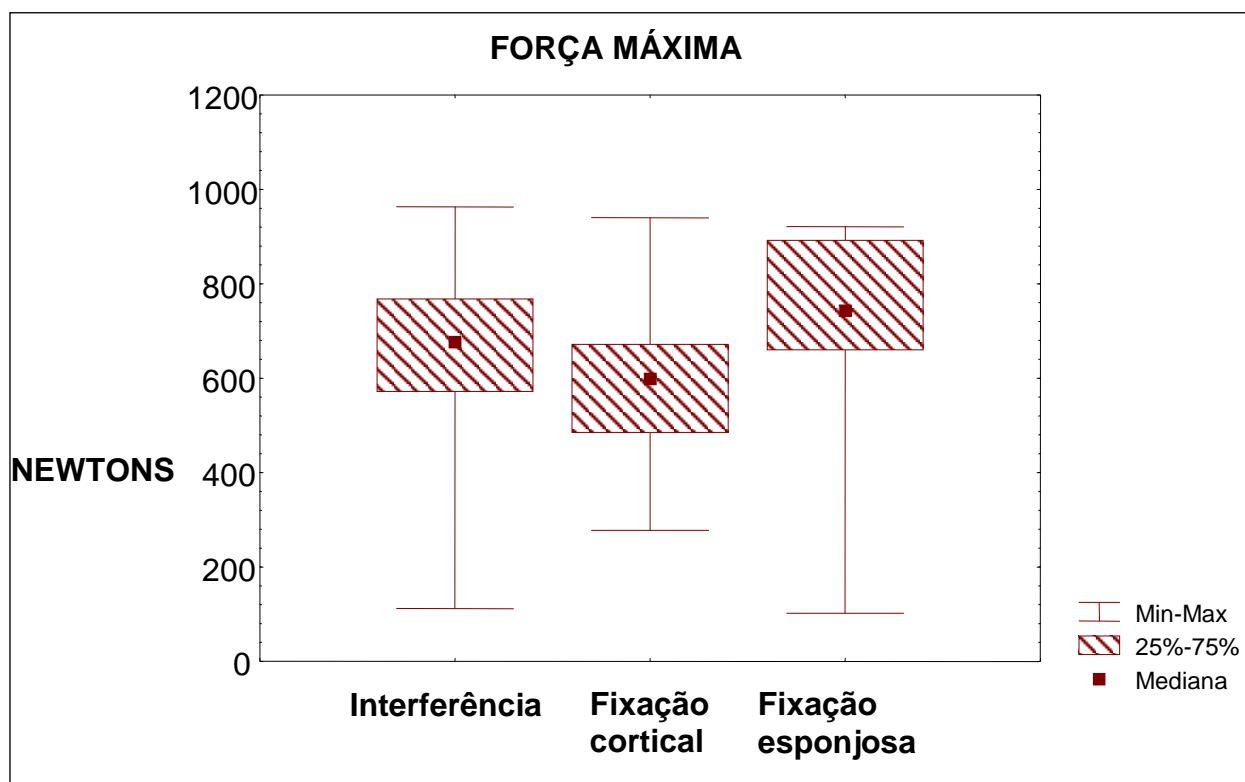


GRAFICO 1 - GRÁFICO COMPARATIVO DOS VALORES DE CARGA MÁXIMA ENTRE OS DIFERENTES GRUPOS DE FIXAÇÃO: PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA, FIXAÇÃO ATRAVÉS DA CORTICAL E FIXAÇÃO ATRAVÉS DA ESPONJOSA.

Quanto a variável rigidez obteve-se os seguintes resultados:

Para o grupo fixado com parafusos de interferência, valor mínimo de 53N/mm e máximo de 106N/mm e uma média de 76,60N/mm.

Para os pinos transversos na cortical obteve-se valor mínimo de 38 e máximo de 103N/mm com uma média de 65,80N/mm.

Para o grupo em que se utilizou pinos pela esponjosa obteve-se um valor mínimo de 44N/mm valor máximo de 104N/mm e uma média de 74,40N/mm.

Os resultados das médias de rigidez também não demonstraram diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes modos de fixação considerando $p < 0,017$. As médias com valores mínimos e máximo e desvio padrão estão dispostos na TABELA 4.

TABELA 4 - COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS DE RIGIDEZ ENTRE O MÉTODO DE FIXAÇÃO UTILIZANDO PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA E A FIXAÇÃO UTILIZANDO O MÉTODO COM PINOS TRANSFIXANDO A CORTICAL E A ESPONJOSA.

Grupo	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão
Interferência	20	76,60	72,5	53	106	15,13
Pinos através da cortical	10	65,80	64,5	38	103	22,19
Pinos através da esponjosa	10	74,40	78	44	104	18,61

Os valores de “p” obtidos das comparações efetuadas nos diferentes grupos para a variável rigidez estão demonstrados na TABELA 5.

TABELA 5 - VALORES DE “p” NAS COMPARAÇÕES EFETUADAS ENTRE OS VALORES DE RIGIDEZ NOS GRUPOS ONDE SE UTILIZOU PINOS BIOABSORVÍVEIS FIXANDO A CORTICAL, A ESPONJOSA E A FIXAÇÃO POR PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA.

Grupos sob comparação	Valor de p*
Interferência x pinos fixando a cortical	0,127
Interferência x pinos fixando a esponjosa	0,730
Pinos fixando a cortical x pinos fixando a esponjosa	0,360

(*) TESTE T DE STUDENT PARA AMOSTRAS INDEPENDENTES, $p < 0,017$

Os tipos de falha encontrados no método de fixação com parafusos foram destacamento, na região da transição osso tendão proximal em 10 casos (50%), Houve 2 casos de destacamento na transição tendão osso distal o que corresponde a 10%, Em 8 casos ocorreu deslizamento do bloco ósseo. Os dados foram colocados em tabela ilustrados em gráfico para melhor visualização (TABELA 6) (GRÁFICO 2).

TABELA 6 - TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA.

TIPOS	Número de ocorrências	Porcentagem
Destacamento na tot* Proximal	10	50%
Destacamento na tot* Distal	2	10%
Soltura do parafuso e ou deslizamento do bloco ósseo do túnel femoral	8	40%
Total	20	100%

(*) TRANSIÇÃO OSSO TENDÃO.

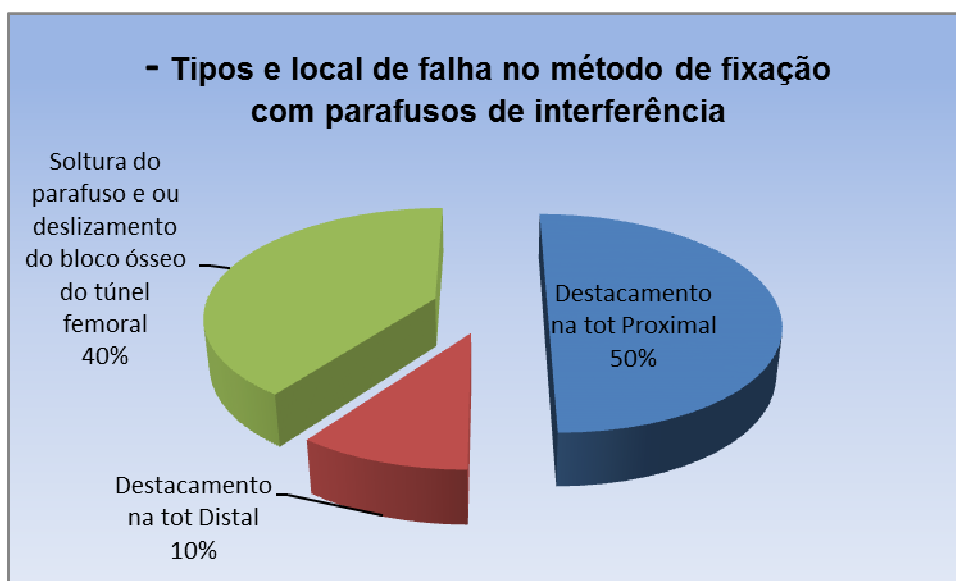


GRÁFICO 2 – TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA

Os modos mais frequentes de falhas encontradas no método de fixação com parafusos de interferência que foram a lesão do tendão na transição tendão osso na entrada do túnel femoral e o escorregamento do bloco ósseo junto com o parafuso para fora do túnel foram representados na (FIGURA 7).

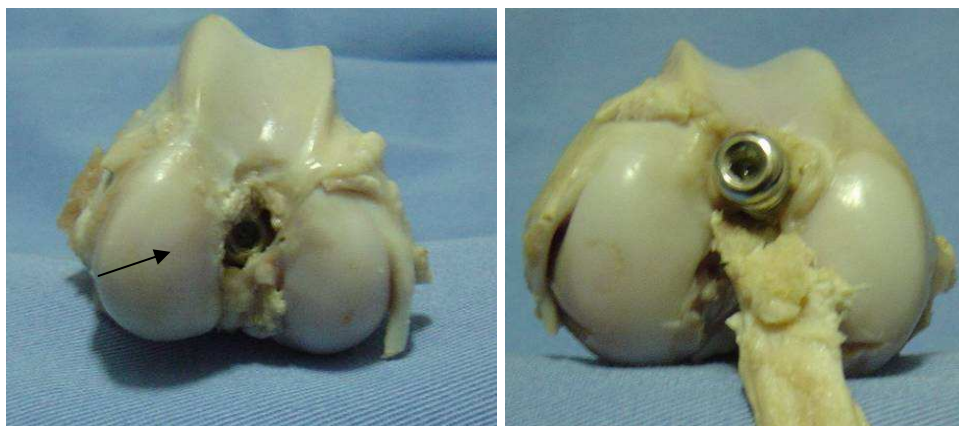


FIGURA 7 - ESPÉCIMES MOSTRANDO LOCAIS E FORMAS MAIS FREQUENTES DE FALHAS ENCONTRADAS NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSOS DE INTERFERENCIA

No grupo fixado com pinos transversos pela cortical não houve nenhum caso de destacamento na transição osso tendão proximal, ocorreram 2 na transição tendão osso distal correspondendo a 20% neste grupo. A fratura do bloco ósseo no pino mais próximo à articulação ocorreu em 6 casos (60%) e em 2 casos falha no implante correspondendo a 20%.(TABELA 7)

TABELA 7 - TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PINOS BIOABSORVÍVEIS FIXANDO A CORTICAL

TIPOS	Número de ocorrências	Porcentagem
Destacamento na tot Proximal	0	0%
Destacamento na tot Distal	2	20%
Fratura do bloco ósseo I	6	60%
Falha do implante no túnel femoral	2	20%
TOTAL	10	100%

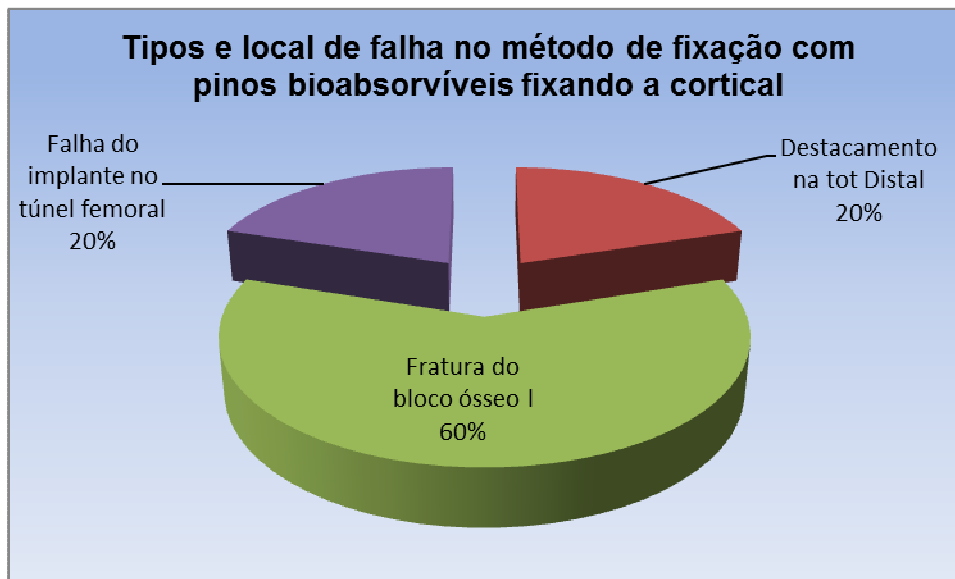


GRÁFICO 3 – TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PINOS BIOABSORVÍVEIS FIXANDO A CORTICAL

No grupo fixado com pinos exclusivamente pela esponjosa obteve-se 1 destacamento da transição tendão osso proximal correspondendo a 10% do grupo, em 2 casos houve destacamento na transição osso tendão distal 20% dos casos, A fratura do bloco ósseo ocorreu em 5 casos na região do pino mais próximo da articulação correspondendo a 50% dos casos, falha do implante no túnel femoral 10% e por fim 1 rompimento no 1/3 médio do tendão (10%) (TABELA 8) (GRÁFICO 4).

TABELA 8 - TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM RIGIDFIX®, FIXAÇÃO NA ESPONJOSA.

TIPOS	Número de ocorrências	Porcentagem
Destacamento na tot Proximal	1	10%
Destacamento na tot Distal	2	20%
Fratura do bloco ósseo I	5	50%
Falha do implante no túnel femoral	1	10%
Rompimento do tendão no 1/3 médio	1	10%
TOTAL	10	100%

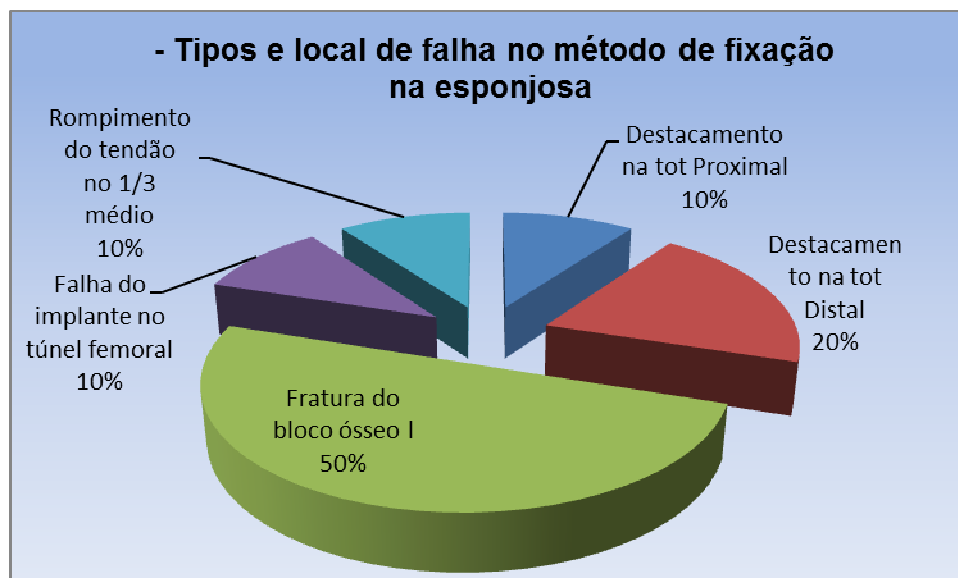


GRÁFICO 4 – TIPOS E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO NA ESPONJOSA

Fotografias das falhas no método que utiliza pinos bioabsorvíveis demonstrando a fratura do bloco ósseo e a quebra do material no interior do túnel foram utilizadas para exemplificar os modos frequentes de falha nos testes de tração (FIGURA 8)



FIGURA 8 - FOTOGRAFIA DEMONSTRANDO TIPOS DE FALHAS NO MÉTODO COM PINOS BIOABSORVÍVEIS.

6 DISCUSSÃO

O parafuso de interferência foi um grande avanço para a cirurgia do ligamento cruzado anterior solucionando o problema da fixação do enxerto por via artroscópica e permitindo uma fixação próxima às superfícies articulares (KUROSAKA; YOSHIYA; ANDRISH, 1987). A evolução deste material, inicialmente metálico, para compostos bioabsorvíveis propiciou a realização de exames de ressonância magnética facilitando o acompanhamento da incorporação do enxerto e a realização de revisões cirúrgicas sem a necessidade de retirada do material (ABATE *et al.*, 1998). Entretanto, problemas como ruptura da cortical posterior, laceração do enxerto durante a inserção dos parafusos, sejam eles metálicos ou bioabsorvíveis, tem propiciado o desenvolvimento de novas ideias para a fixação do enxerto no interior dos túneis que são criados durante a reconstrução ligamentar, tanto na tíbia quanto no fêmur (DWORSKY *et al.*, 1996; ABATE *et al.*, 1998; KOUSA *et al.*, 2001).

A fixação transversa com 2 pinos bioabsorvíveis permite uma fixação próxima à linha articular, com pouco material interferindo no contato do enxerto com as paredes ósseas, evitando laceração do enxerto na entrada do túnel. (JOHNSON & JOHNSON GATEWAY).

Na literatura há poucos trabalhos avaliando esse método experimentalmente do ponto de vista biomecânico (WEIMANN *et al.*, 2003; ZANTOP *et al.*, 2005; MILANO *et al.*, 2007). Há diversos estudos clínicos de avaliação pós-operatória, nenhum que apresente ou descarte a possibilidade da fixação do enxerto osso-tendão-osso através da porção esponjosa do bloco ósseo.

Com base nesse questionamento decidiu-se por avaliar o método que utiliza pinos bioabsorvíveis de 2,7 mm de diâmetro, com dois modos diferentes de fixação no que se refere à rotação do enxerto no interior do túnel, comparando estas duas formas ao método que utiliza parafusos de interferência metálicos de 9 mm de diâmetro

Utilizou-se ovinos como modelo experimental devido à semelhança das propriedades anatômicas e por ser aceito como modelo experimental na avaliação da reconstrução do ligamento cruzado anterior (JACKSON *et al.*, 1987a; JACKSON *et al.*, 1987b; DREZ *et al.*, 1991; SCHINDHELM *et al.*, 1991; JACKSON *et al.*, 1993; WALTON, 1999; BOSZOTTA; ANDERL, 2001; SILVA *et al.*, 2003; ZANTOP *et al.*, 2007)

Na literatura há diversos trabalhos utilizando diferentes velocidades de tração. A velocidade de tração utilizada no trabalho foi de 50 mm/min (PENA *et al.*, 1996, WALTON, 1999).

Nos testes de tração em ciclo único a comparação do sistema que utiliza pinos bioabsorvíveis transversos com o sistema com parafusos de interferência metálicos de 9mm, não mostrou diferenças estatisticamente significativas para as variáveis força de tração máxima e rigidez. Este fato foi observado por Weiman *et al.*, (2003) utilizando parafusos de interferência absorvíveis.

Os modos e locais de falhas foram diferentes entre os dois sistemas. No grupo em que se utilizou parafusos de interferência houve uma predominância de ruptura do enxerto na entrada do túnel femoral localizada na transição entre o tendão e o bloco ósseo e avulsões do bloco ósseo, que escorregou para fora do túnel acompanhado em parte ou totalmente pelo parafuso, estes dois modos totalizaram 90% das falhas.

A fratura do bloco ósseo foi o modo predominante de falência do enxerto no sistema de fixação com pinos transversos e ocorreu em de 55% dos testes. O sítio mais comum desta ocorrência se deu no pino distal que é o mais próximo da articulação em concordância com os trabalhos de Zantop (2007) e Weiman *et al.*, (2003). Contrariamente aos achados de Weiman *et al.*, (2003), não obtivemos tantas falhas no implante como em seu trabalho onde relata frequência de 50%. Neste estudo ao se somar os dois grupos obteve-se apenas 15% de falhas no implante.

A rigidez é uma propriedade importante pois dá uma perspectiva da resistência ao deslocamento do sistema implante-enxerto. Os resultados obtidos para a variável rigidez não mostraram diferenças estatisticamente significativas considerando o valor de $p < 0,017$ entre o grupo que utilizou

parafusos de interferência e o grupo em que utilizou pinos transversos independentemente do modo de fixação pela esponjosa ou pela cortical.

A hipótese inicial, ao subdividir-se o grupo em que foram utilizados os pinos bioabsorvíveis, era de que a fixação do bloco ósseo passando os implantes através da face cortical do bloco ósseo do enxerto no interior do túnel femoral seria mais resistente às forças de tração do que à passagem dos pinos exclusivamente pela esponjosa. A comparação dos grupos pinos transversos pela cortical versus pinos transversos pela esponjosa não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos considerando força máxima e rigidez, o valor de p encontrado foi de 0,123 para a variável força máxima e de 0,127 para a variável rigidez.

A fratura do bloco ósseo foi o modo mais frequente de falha para os enxertos fixados pela cortical e ocorreu em 60% das vezes, enquanto que para os fixados pela esponjosa a ocorrência foi de 50%. A perfuração da tábua óssea cortical para a passagem dos pinos de 2,7mm tanto na região do furo proximal quanto no distal causa fragilidade nesta porção do enxerto que tem maior resistência. Ao se analisar a fixação do enxerto nota-se que se ponto de fixação mais próximo da articulação falhar, o enxerto acaba por se deslocar independente do fato do primeiro pino permanecer intacto fixando a parte remanescente do bloco ósseo. Portanto a resistência dependerá quase que exclusivamente da integridade das duas colunas paralelas ao furo bem como da resistência estrutural da porção do enxerto que vai a cavaleiro ao pino mais distal. Como o pino tem 2,7 mm de diâmetro e o bloco ósseo 10 mm a resistência total do enxerto dependerá das duas colunas formadas ao lado do orifício, as quais teriam largura aproximada de 3,65mm na região central. A utilização de enxerto de menor diâmetro ocasiona maior fragilidade ao sistema, pois estas colunas teriam menor largura em enxertos menores. Quando se realiza o preparo do enxerto para passar em um túnel com 10mm de diâmetro seria de se imaginar que a cortical do enxerto a ser fixado teria 10mm de largura entretanto isto não ocorre a não ser que tivéssemos um enxerto de cortical totalmente curva, como a cortical do enxerto ocupa apenas uma faceta de um quadrilátero ou trapézio, conforme o tipo de coleta, ao se recortar o

enxerto para colocação em um túnel redondo se perde material desta estrutura. Só teríamos uma cortical com 10 mm se por acaso o enxerto possuísse uma cortical que ocupasse o centro do bloco ósseo. Sendo assim a estrutura cortical que é fixada pelo pino transfixante é sempre menor do que 10mm.

No presente estudo utilizou-se blocos de 10 mm de diâmetro levando-se em consideração o trabalho realizado por Zantop *et al.*, (2005) que observaram ser o diâmetro do bloco ósseo um fator importante na resistência de fixação quando se usa pinos transfixantes. Estes autores não recomendam a utilização de blocos menores que 9 mm de diâmetro.

No grupo fixado com pinos através da esponjosa, a estrutura do tendão continua em linha com a tábua óssea, portanto a transmissão das forças de tração passa pela cortical do osso. A tábua óssea mais resistente permanece intacta, sem os furos da passagem dos pinos, permitindo a transmissão das forças de tração ao pino proximal. A resistência de fixação dependerá da densidade do osso esponjoso e sua aderência a cortical, podendo haver somatória dos dois pinos na resistência a tração, compensando em parte a menor resistência desta porção do enxerto.

Na técnica de fixação com parafusos de interferência se preconiza que o parafuso seja colocado sobre a esponjosa para minimizar a possibilidade de lesão da porção tendinosa quando se realiza a fixação no túnel femoral. A fixação depende da geração da fricção gerada pela compressão do bloco ósseo no interior do túnel femoral e da aderência das roscas do parafuso nas paredes do túnel (CHEN; BRAND JR.; BROWN JR., 2007). Este modo de fixação aproxima-se da técnica de fixação pela esponjosa, ou seja, estes dois grupos fixam o enxerto pela esponjosa.

Para se evitar a divergência do parafuso em relação ao túnel apesar da possibilidade de visualização direta pela ausência de partes moles o parafuso foi colocado com auxílio de um fio guia posicionado na esponjosa do bloco ósseo do enxerto.

A ausência de partes moles no modelo experimental facilitou a conferência do posicionamento dos furos transversos criados para a passagem dos pinos bioabsorvíveis no interior do túnel femoral, o que permitiu acertar a

rotação conforme a necessidade de fixar à esponjosa ou a cortical em cada espécime, isto não acrescentou uma diferença técnica na execução da cirurgia experimental visto que em humanos este modo de observação é frequentemente usado com o auxílio da câmera colocada através do túnel tibial e pelos portais (CHANDRATREYA; ALDRIDGE, 2004).

A colocação do espécime em ângulo de forma a alinhar o sentido de tração da máquina à orientação do túnel leva a crer que a resistência, tanto no caso do parafuso como do implante bioabsorvível, possa ser maior, visto que as forças atuantes no joelho em condições normais de movimento atuam tangentes à linha articular (HARVEY; THOMAS; AMIS, 2005).

O sistema de fixação para o bloco distal foi o mesmo utilizado em trabalho anterior com um sistema que pressionava o bloco ósseo (SILVA, 2003). Ao somarmos um bloqueio na parte superior do bloco ósseo do enxerto adaptado na máquina de tração, como uma trava permitindo apenas a passagem do tendão pelo dispositivo, conseguiu-se uma superioridade técnica de fixação, pois a ocorrência de destacamentos na transição osso tendão distal não ocorreu novamente.

Uma das limitações deste estudo se refere à densidade do osso dos ovinos que por ser superior a de humanos resulta em diferenças na resistência de fixação. Anatomicamente tanto o enxerto retirado do espécime como os que são retirados de humanos apresentam estrutura igual no que se refere à esponjosa e a cortical do bloco ósseo, portanto o estudo baseou-se em uma análise da proporcionalidade de resistência osso esponjoso x osso cortical dentro da espécie.

Os testes em ciclo único servem para avaliar o limite superior de resistência destes diferentes modos de fixação simulando um evento traumático, entretanto não refletem o funcionamento habitual da articulação que submete o sistema implante enxerto a forças cíclicas como as que ocorrem ao se realizar atividades diárias como subir e descer e o caminhar que entretanto são bem menores do que as obtidas em média neste estudo.

Não há possibilidade de que com base nas evidências do presente estudo uma modificação técnica na inserção dos implantes bioabsorvíveis para fixação do enxerto osso-tendão-osso possa ser indicada. Certamente há necessidade de se realizar novos testes de tração cíclica, para demonstrar se esta variante técnica seria suficientemente segura em casos de necessidade.

7 CONCLUSÃO

A comparação do método que utiliza pinos bioabsorvíveis com 2,7mm de diâmetro para fixação do enxerto osso-tendão-osso de forma transversa no interior do túnel femoral com o método de fixação que utiliza parafuso de interferência com 9mm de diâmetro não mostrou diferenças estatisticamente significativas ao se considerar carga máxima e rigidez para a fixação inicial em ciclo de tração único.

Na comparação entre a fixação do bloco ósseo do enxerto utilizando pinos transversos bioabsorvíveis pela cortical com a fixação utilizando pinos transversos exclusivamente pela esponjosa não mostrou diferenças estatisticamente significativas ao se considerar carga máxima e rigidez.

REFERÊNCIAS

ABATE, J. A. *et al.* Initial fixation strength of polylactic acid interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy**, v. 14, n. 3, p. 278-284, 1998.

ARNOCZKY, S. P.; TARVIN, G. B.; MARSHALL, J. L. Anterior cruciate ligament replacement using patellar tendon. An evaluation of graft revascularization in the dog. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 64, n. 2, p. 217-224, 1982.

ALLUM, R. Complications of arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. **J Bone Joint Surg Br.**, v. 85, n. 1, p. 12-16, 2003.

AZAR, F. M.; ARTHUR, S. T. Complications of anterior cruciate ligament reconstruction. **Techn Knee Surg.**, v. 3, n. 4, p. 238-250, 2004.

BARBER, F. A. *et al.* Preliminary results of an absorbable interference screw. **Arthroscopy**, v. 11, n. 5, p. 537-48, 1995.

BOSZOTTA, H.; ANDERL, W. A primary stability with tibial press-fit fixation of patellar ligament graft: a experimental study in ovine knees. **Arthroscopy**, v. 17, n. 9, p. 963-970, 2001.

BRAND JR., J. *et al.* Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. **Am J Sports Med.**, v. 28, n. 5, p. 761-774, 2000.

BROWN JR., C. H.; CARSON, E. W. Revision anterior cruciate ligament surgery. **Clin Sports Med.**, v. 18, n. 1, p. 109-171, 1999.

BURKHART, S. S. The evolution of clinical applications of biodegradable implants in arthroscopic surgery. **Biomaterials**, v. 21, n. 24, p. 2631-2634, 2000.

CABORN, D. N. M. *et al.* Biomechanical comparison between BioScrew and titanium alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy**, v. 13, n. 2, p. 229-232, 1997.

CASTRO, J. O. M. *et al.* Anatomia e biomecânica do ligamento cruzado anterior. **Rev. Joelho SBCJ**, v. 3, n. 1, p. 9-12, 2003.

CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION. **Influence of hamstring muscle stiffness on kneed joint stability**. Small Research Project. Disponível em: <<http://www.cdc.gov/injury/erpo/icrc/2009/1-R49-CE001495-01.html>>. Acesso em: 20/03/2010.

- CHANDRATREYA, A. P.; ALDRIDGE, M. J. Top tips for RIGIDfix femoral fixation. **Arthroscopy**, v. 20, n. 6, p. e59-e61, 2004.
- CHEN, N. C.; BRAND Jr., J. C.; BROWN Jr., C. H. Biomechanics of intratunnel anterior cruciate ligament graft fixation. **Clin Sports Med.**, v. 26, n. 4, p. 695–714, 2007.
- CLANCY, W. *et al.* Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in Rhesus monkeys. A histological microangiographic and biomechanical analysis. **J Bone Joint Surg.**, v. 63, n. 8, p. 1270–84, 1981.
- CLARKE, H. D. *et al.* Anatomy. In: INSALL, J. N.; SCOTT, W. N. **Surgery of the knee**. 3. ed. Philadelphia, PY: Churchill Livingstone, 2001. v. 1, cap. 2, p. 13-76.
- DANYLCHUK, K. D.; FINLAY, J. B.; KRCEK, J. P. Microstructural organization of human and bovine cruciate ligaments. **Clin Orthop.**, v. 131, p. 294-298, 1978.
- DREZ, D. J. *et al.* Anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone allografts. A biological and biomechanics evaluation in goats. **Am. J. Sports Med.**, v. 19, p. 256-263, 1991.
- DWORSKY, B. D. *et al.* Interference screw divergence in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy**, v. 12, n. 1, p. 45-49, 1996.
- FERRETTI, M. *et al.* The fetal anterior cruciate ligament: an anatomic and histologic study. **Arthroscopy**, v. 23, n. 1, p. 278–283, 2007.
- FRANK, C. B.; JACKSON, D. W. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 79, n., p. 1556-1576, 1997.
- FU, F. H. *et al.* Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction, part 1: biology and biomechanics of reconstruction. **Am J Sports Med.**, v. 27, n. 6, p. 821-830, 1999.
- FURIA, J. P. *et al.* Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned, and reconstructed. **Am J Sports Med.**, v. 25, n., p. 346-352, 1997.
- GOTTLOB, C.A., *et al.* Cost effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction in young adults. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, v. 367, p. 272–282, 1999.
- GRIFFIN, L. Y. *et al.* Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. **J Am Acad Orthop Surg.**, v. 8, n. 3, p. 141–150, 2000.

GRIFFIN, L. Y. *et al*, Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. **Am. J. Sports Med.**, v. 34, n. 9, p. 1512–1532, 2006.

GRIMBY, G. *et al*. Quadriceps function and training after knee ligament surgery. **Med Sci Sports Exerc.**, v. 12, n. 1, p. 70-75, 1980.

GULMAN, B.; MOLLAIAN, S.; TOMAK, Y. Femoral fixation of patellar tendon grafts using the bone-block Locking technique in ACL reconstruction: a biomechanical study. **Bull Hosp Jt. Dis**, v. 58, n. 2, p. 71-75, 1999.

HARVEY, A.; THOMAS, N. P.; AMIS, A. A. Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. **J Bone Joint Surg Brit.**, v. 87, n. 5, p. 593-603, 2005.

JACKSON, D. W. *et al*. Freeze dried anterior cruciate ligament allografts. Preliminary studies in a goat model. **Am J Sports Med.**, v. 15, n. 4, p. 295-303, 1987a.

JACKSON, D. W. *et al*. Cruciate reconstruction using freeze dried anterior cruciate ligament allograft and a ligament augmentation device (LAD). An experimental study in a goat model. **Am J Sports Med.**, v. 16, n. 6, p. 528-538, 1987b.

JACKSON, D. W. *et al*. A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. **Am J Sports Med.**, v. 21, p.176-185, 1993.

JOHNSON & JOHNSON GATEWAY. **RIGIDFIX®**: ACL Cross Pin System. Disponível em: <www.jnjgateway.com>. Acesso em: 24/05/2009.

KONAN, S.; HADDAD, F. S. A clinical review of bioabsorbable interference screws and their adverse effects in anterior cruciate ligament reconstruction surgery. **Knee**, v. 16, n. 1, p. 6–13, 2009.

KOUSA, P. *et al*. A bioabsorbable plug in bone-tendon-bone reconstruction of the anterior cruciate ligament: introduction of a novel fixation technique. **Arthroscopy**, v. 17, n. 2, p. 144-150, 2001.

KULKARNI, R. K. *et al*. Polylactic acid for surgical implants. **Arch Surg.**, v. 93, n. 5, p. 839–43, 1966.

KULKARNI, R. K. *et al*. Biodegradable poly(lactic acid) polymers. **J Biomed Mater Res.**, v. 5, n. 3, p. 169–181, 1971.

KUROSAKA, M.; YOSHIYA, S.; ANDRISH, J. T. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. **Am J Sports Med.**, v. 15, n.3, p. 225-229, 1987.

- KWAK, J. H. *et al.* Delayed intra-articular inflammatory reaction due to poly-l-lactide bioabsorbable interference screw used in anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy**, v. 24, n. 2, p. 243-246, 2008.
- LAMBERT, K. L. Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency. **Clin Orthop Relat Res.**, v. 172, p. 85-89, 1983.
- LU, A. P.; McALLISTER, D. R. Metal interference screws. **Op Techn Sports Med**, v. 12, n. 3, p. 176-179, 2004.
- MARKS, P.; O'DONNELL, S.; YEE, G. A pilot clinical evaluation comparing the Mitek bone-tendon-bone cross pin and bioabsorbable screw in anterior cruciate ligament reconstruction fixation, a randomized double blind controlled trial. **Knee**, v. 15, n. 3, p. 168-173, 2008.
- MATTHEWS, L. S.; SOFFER, S. R. Pitfalls in the use of interference screws for anterior cruciate ligament reconstruction: brief report. **Arthroscopy**, v. 5, n. 3, p. 225-226, 1989.
- MILANO, G. *et al.* Evaluation of bone plug and soft tissue anterior cruciate ligament graft fixation over time using transverse femoral fixation in a sheep model. **Arthroscopy**, v. 21, n. 5, p. 532-539, 2005.
- MILANO, G. *et al.* Comparison of femoral fixation with patellar tendon graft: a mechanical analysis in porcine knees. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.**, v. 15, p. 733-738, 2007.
- NOYES, F. R.; GROOD, E. S. The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 58, n. 8, p. 1074-1082, 1976.
- NOYES, F. R. *et al.* Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 66, n. 3, p. 344-352. 1984.
- PENA, F. *et al.* Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density, and interference. **Am J Sports Med.**, v. 24, n. 3, p. 329-334, 1996.
- PIERZ, K.; BALTZ, M.; FULKERSON, J. The effect of Kurosaka screw divergence on the holding strength of bone-tendon-bone grafts. **Am J Sports Med.** v. 23, n. 3, p. 332-335, 1995.
- SCHINDHELM, K. *et al.* Autograft and Leeds-Keio reconstruction of the ovine anterior cruciate ligament. **Clin. Orthop.** v. 267, p. 278-293, 1991.

SCHUTTEE, M. J. *et al.* Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 69, n. 8, p. 243–247, 1987.

SHELBOURNE, K. D.; NITZ, P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. **Am J Sports Med.**, v.18, n. 3, p.292-299, 1990.

SILVA, J. L. V. *et al.* Biomechanical “in vitro” study of patellar tendon femoral fixation in ACL reconstruction: comparison of metal interference screws and press-fit fixation with conical bone block. **Rev. Bras. Ortop.**, v. 38, n. 7, p. 400-409, 2003.

SISK, T. D. Lesões do joelho. In: CRENSHAW, A. H. ed. **Cirurgia ortopédica de Campbell**. 8. ed. São Paulo: Manole, 1996. v. 3, cap. 33, p. 1586-1673.

SNYDER-MACKLER, L. *et al.* Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament: a prospective, randomized clinical trial of electrical stimulation. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 77, n. 8, p. 1166-1173, 1995.

STAHELIN, A; FEINSTEIN, R.; FRIEDRICH, N. Clinical experience using a bioabsorbable interference screw for ACL reconstruction. **Orthop Trans.**, v. 19, n.2, p. 287-288, 1995.

STEWIEN, E. T. M. *et al.* Lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho em população indígena do estado do Amazonas, Brasil. **Acta Ortop Bras.**, v. 16, n. 4, p. 204-206, 2008.

TAKEDA, Y. *et al.* Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. **Arthroscopy**, v. 10, n. 2, p. 140-147, 1994.

WALTON, M. Absorbable and metal interference screws: comparison of graft security during healing. **Arthroscopy**, v. 15, n. 8, p. 818-826, 1999.

WEILER, A. *et al.* Tendon healing in a bone tunnel. Part I: biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. **Arthroscopy**, v, 18, n. 2, p. 113-123, 2002.

WEIMANN, A. *et al.* Primary stability of bone-patellar tendon-bone graft fixation with biodegradable pins. **Arthroscopy**, v. 19, n. 10, p. 1097-1102, 2003.

WOO, S. L.-Y. *et al.* Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. **Am J Sports Med.**, v. 19, n. 3, p. 217–225, 1991.

ZANTOP, T. *et al.* Cyclic loading comparison between biodegradable interference screw fixation and biodegradable double cross-pin fixation of human bone–patellar tendon–bone grafts. **Arthroscopy**, v. 21, n. 8, p. 934-941, 2005.

ZANTOP, T. *et al.* Initial and 6 weeks postoperative structural properties of soft tissue anterior cruciate ligament reconstructions with cross-pin or interference screw fixation: an in vivo study in sheep. **Arthroscopy**, v. 23, n. 1, p. 14-20, 2007.