

JOÃO LUIZ VIEIRA DA SILVA

**ESTUDO BIOMECÂNICO IN VITRO, EM OVINOS, DA FIXAÇÃO FEMORAL DO
ENXERTO OSSO-TENDÃO PATELAR-OSSO NA RECONSTRUÇÃO DO
LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DO JOELHO:
COMPARAÇÃO ENTRE O USO DE PARAFUSOS METÁLICOS DE
INTERFERÊNCIA E A FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO**

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. Gerson de Sá Tavares Filho
Coordenador: Prof. Dr. Antonio Carlos L. Campos

**CURITIBA
2002**

Silva, J.L.V. da

ESTUDO BIOMECÂNICO IN VITRO, EM OVINOS, DA FIXAÇÃO FEMORAL DO ENXERTO OSSO-TENDÃO PATELAR-OSSO NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DO JOELHO: COMPARAÇÃO ENTRE O USO DE PARAFUSOS METÁLICOS DE INTERFERÊNCIA E A FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO – Curitiba, 2002.

50 p.: il

Orientador: Prof. Dr. Gerson de Sá Tavares Filho

Tese(Doutorado)- Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.

1.Fixação femoral. 2.Reconstrução. 3.Ligamento cruzado anterior.

I. Título



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

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

Aluno: **JOÃO LUIZ VIEIRA DA SILVA**

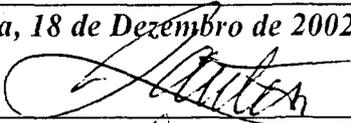
**Título da Tese: "ESTUDO BIOMECÂNICO IN VITRO, EM OVINOS, A
FIXAÇÃO FEMORAL DO ENXERTO OSSO-TENDÃO PATELAR-
OSSO NA RECONSTRUÇÃO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR
DO JOELHO: COMPARAÇÃO ENTRE O USO DE PARAFUSOS
METÁLICOS DE INTERFERÊNCIA E A FIXAÇÃO SOB PRESSÃO
COM BLOCO ÓSSEO DE DUPLO DIÂMETRO".**

CONCEITOS EMITIDOS:

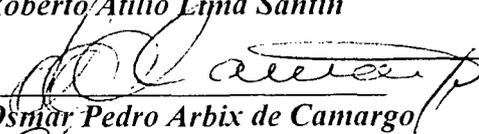
<i>Prof. Dr. Roberto Atilio Lima Santin</i>	- Conceito emitido <i>A</i>	Equivalência <i>10</i>
<i>Prof. Dr. Osmar Pedro Arbix de Camargo</i>	- Conceito emitido <i>A</i>	Equivalência <i>10</i>
<i>Prof. Dr. Gabriel Paulo Skroch</i>	- Conceito emitido <i>A</i>	Equivalência <i>10</i>
<i>Prof. Dr. Paulo Sérgio Santos</i>	- Conceito emitido <i>A</i>	Equivalência <i>10</i>
<i>Prof. Dr. Luiz Carlos Sobania</i>	- Conceito emitido <i>A</i>	Equivalência <i>10</i>

Conceito Final de Avaliação:

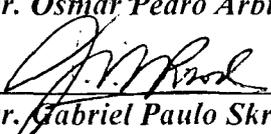
Curitiba, 18 de Dezembro de 2002



Prof. Dr. Roberto Atilio Lima Santin



Prof. Dr. Osmar Pedro Arbix de Camargo



Prof. Dr. Gabriel Paulo Skroch



Prof. Dr. Paulo Sérgio Santos



Prof. Dr. Luiz Carlos Sobania

TERMO DE APROVAÇÃO

JOÃO LUIZ VIEIRA DA SILVA

ESTUDO BIOMECÂNICO IN VITRO, EM OVINOS, DA FIXAÇÃO FEMORAL DO ENXERTO OSSO-TENDÃO PATELAR-OSSO NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DO JOELHO:
COMPARAÇÃO ENTRE O USO DE PARAFUSOS METÁLICOS DE INTERFERÊNCIA E A FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO _

Tese aprovada como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutor no Curso de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte banca examinadora:

Orientador : Prof. Dr. Gerson de Sá Tavares Filho
 Departamento de Cirurgia da UFPR

 Prof. Dr. Luiz Carlos Sobania
 Departamento de Cirurgia da UFPR

 Prof. Dr. Gabriel Paulo Skroch
 Departamento de Cirurgia da UFPR

 Prof. Dr. Paulo Sérgio dos Santos
 Departamento de Cirurgia da UFPR

 Prof. Dr. Osmar Pedro Arbix de Camargo
 Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo

 Prof. Dr. Roberto Attilio Lima Santin
 Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo

Curitiba, 18 de dezembro de 2002

DEDICATÓRIA

“As realizações dos homens tornam-se mais notáveis quando se levam em conta as limitações sob as quais trabalham.”

Thornton Wilder (1897-1975).

**Aos meus pais Antonio (*in memorian*) e
Dirce (*in memorian*), a oportunidade de viver
À minha esposa Andréa e aos
meus filhos João Vítor e Luiz Guilherme, o
sentido de viver
Aos meus familiares, meu alicerce**

AGRADECIMENTOS

- Ao Prof. Dr. Gerson de Sá Tavares Filho, pelo incentivo, respeito e orientação em minha vida acadêmica e profissional.
- Ao Prof. Dr. Gabriel Paulo Skroch, exemplo de determinação, agregação e respeito profissional, pela oportunidade e confiança em mim depositada.
- Ao Dr. Mário Massatomo Namba, pela amizade, idealismo e respeito que a cada dia se fortifica e vem transformando sonhos em realidade.
- Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio dos Santos, pela amizade e respeito profissional cada vez mais presente em nosso dia-dia.
- Ao Prof. Dr. Luiz Carlos Sobania, pelo seu exemplo profissional e acadêmico que tão bem influenciou a minha formação ortopédica.
- Ao Prof. Dr. Osmar Pedro Arbix de Camargo, pela amizade, sabedoria e humildade que contagia a todos que passam pelo “Pavilhão Fernandinho”.
- Ao Prof. Dr. Roberto Attilio Lima Santin, pela amizade e exemplo de vida acadêmica e profissional, além da generosidade e respeito que tanto me impressionam.
- Aos meus colegas, do Curso de Especialização em Traumatologia Esportiva e Artroscopia da UFPR, Francisco Assis Pereira Filho, Márcio Alves Barbosa, Mauro Albano e Carlos Henrique Ramos, pela grande amizade, respeito e idealismo.
- À minha irmã e instrumentadora, Dircinha da Silva Tombini, pela dedicação, responsabilidade e competência profissional.
- Ao Prof. Júlio César Klein das Neves, pelo exemplo de dedicação ao ensino no CEFET-Pr e auxílio na realização dos ensaios mecânicos.
- Ao Acadêmico de Engenharia Mecânica da UFPR, Anthoni Herold Jr., pelo entusiasmo e auxílio neste estudo.
- Ao Sr. João Cordeiro, da Casa do Carneiro, pela cordialidade e disponibilização dos espécimes utilizados neste trabalho.
- Ao Sr. Mauro Preuss, da Procir – Vídeo Cirurgia e Implantes, pela amizade e apoio logístico a este estudo.
- Ao Sr. Paulo Mantoan, da Artromed, pela amizade e apoio logístico a este estudo.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	vi
LISTA DE QUADROS	vii
LISTA DE GRÁFICOS	viii
LISTA DE FIGURAS	ix
RESUMO	x
ABSTRACT	xi
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVO.....	3
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 ESTUDOS EM HUMANOS.....	4
2.1.1 Biomecânica do ligamento cruzado anterior.....	4
2.1.2 Alternativas de tratamento da lesão do ligamento cruzado anterior do joelho.....	6
2.1.3 Biomecânica dos enxertos.....	7
2.1.4 A fixação dos enxertos.....	9
2.2 ESTUDOS EM OVINOS.....	11
3 MATERIAIS E MÉTODOS	19
3.1 AMOSTRA.....	19
3.1.1 Preparo da amostra.....	19
3.1.1.1 Captação dos espécimes.....	19
3.1.1.2 Coleta.....	20
3.1.1.3 Cirurgia.....	20
3.1.1.3.1 Fixação femoral sob pressão com bloco ósseo cônico.....	21
3.1.1.3.2 Fixação femoral com parafuso metálico de interferência de 9 mm.....	23
3.2 ESTUDO BIOMECÂNICO.....	25
3.2.1 Desenvolvimento de um suporte para testes de tração para joelhos de ovinos.....	25
3.2.2 Testes mecânicos.....	27
3.3 ESTUDO ESTATÍSTICO	28

4 RESULTADOS	29
4.1. TIPO E LOCAL DE FALHA.....	29
4.2 CARGA MÁXIMA.....	32
4.3 RIGIDEZ.....	33
5 DISCUSSÃO	34
6 CONCLUSÃO	41
REFERÊNCIAS	42
ANEXOS	47

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - TIPO E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO.....	29
TABELA 2 - TIPO E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM.....	29
TABELA 3 - COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS DE CARGA MÁXIMA ENTRE OS MÉTODOS DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM E A FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO.....	32
TABELA 4 - COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS DE RIGIDEZ ENTRE OS MÉTODOS DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM E A FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO.....	33
TABELA 5 - COMPARAÇÃO DE ESTUDOS BIOMECÂNICOS EM OVINOS: VALORES MÉDIOS DA RESISTÊNCIA DA FIXAÇÃO DOS ENXERTOS PARA A RECONSTRUÇÃO DO LCA.....	39
TABELA 6 – COMPARAÇÃO DOS VALORES MÉDIOS DE CARGA MÁXIMA E RIGIDEZ DO LCA NORMAL DE OVINOS COM OS DAS FIXAÇÕES NAS RECONSTRUÇÕES COM OSSO-TENDÃO PATELAR-OSSO DO ESTUDO ATUAL.....	40

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1- DEMONSTRATIVO DE TRABALHOS BIOMECÂNICOS RELACIONADOS À FIXAÇÃO DE ENXERTOS DE TENDÕES PATELARES COM PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA EM CADÁVERES HUMANOS.....	48
QUADRO 2- DEMONSTRATIVO DAS VARIÁVEIS QUALITATIVAS E QUANTITATIVAS DOS JOELHOS SUBMETIDOS À FIXAÇÃO FEMORAL SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO.....	49
QUADRO 3- DEMONSTRATIVO DAS VARIÁVEIS QUALITATIVAS E QUANTITATIVAS DOS JOELHOS SUBMETIDOS À FIXAÇÃO FEMORAL COM PARAFUSOS METÁLICOS DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM.....	50

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1-BIOMECÂNICA DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DO JOELHO HUMANO.....	6
GRÁFICO 2-CURVA CARGA(TENSÃO) / DEFORMAÇÃO.....	47
GRÁFICO 3-BIOMECÂNICA DOS ENXERTOS SUBSTITUTOS PARA O LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DO JOELHO HUMANO.....	8
GRÁFICO 4-FREQÜÊNCIA DO LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO.....	30
GRÁFICO 5-FREQÜÊNCIA DO LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM.....	30
GRÁFICO 6- LOCAL E TIPO DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO.....	30
GRÁFICO 7 - LOCAL E TIPO DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM.....	31
GRÁFICO 8 -VISUALIZAÇÃO DOS VALORES DE CARGA MÁXIMA E RIGIDEZ POR MÉTODO DE FIXAÇÃO.....	33

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – ESPÉCIME DE JOELHO OVINO	19
FIGURA 2 – OBTENÇÃO DO ENXERTO OSSO-TENDÃO PATELAR-OSSO.....	20
FIGURA 3 – CONFECÇÃO DO TÚNEL FEMORAL COM BROCA 10 MM.....	21
FIGURA 4 – ASPECTO DO TÚNEL FEMORAL.....	21
FIGURA 5 – BASE DO BLOCO ÓSSEO CÔNICO COM DIÂMETRO DE 12 MM.....	22
FIGURA 6 – DIÂMETRO INICIAL DE 10 MM DO BLOCO ÓSSEO CÔNICO.....	22
FIGURA 7 –ASPECTO DA FIXAÇÃO FEMORAL SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO APÓS A PASSAGEM DO ENXERTO.....	22
FIGURA 8 – DIÂMETRO DO BLOCO ÓSSEO FEMORAL 10 MM.....	23
FIGURA 9 – ASPECTO DO BLOCO ÓSSEO PATELAR ANTES DA FIXAÇÃO COM O PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA.....	23
FIGURA 10 – ASPECTO DA FIXAÇÃO COM O PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA....	24
FIGURA 11 – EMPACOTAMENTO E ETIQUETAMENTO APÓS A CIRURGIA.....	24
FIGURA 12 – LABORATÓRIO DE ENSAIOS DE TRAÇÃO DO CEFET-PR.....	25
FIGURA 13 – SUPORTE DE TRAÇÃO: COMPONENTE FEMORAL.....	26
FIGURA 14 – SUPORTE DE TRAÇÃO: COMPONENTE TIBIAL.....	26
FIGURA 15 – ASPECTO INICIAL DO ENSAIO DE TRAÇÃO.....	27
FIGURA 16 – TIPO MAIS FREQUENTE DE FALHA PELO MÉTODO DE FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO: DESTACAMENTO DO TENDÃO, NA TRANSIÇÃO OSSO-TENDÃO, DISTAL À FIXAÇÃO.....	36
FIGURA 17 – TIPO MAIS FREQUENTE DE FALHA PELO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSOS METÁLICOS DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM: DESTACAMENTO DO TENDÃO, NA TRANSIÇÃO OSSO-TENDÃO, NO LOCAL DA FIXAÇÃO.....	37

RESUMO

Foi realizado um estudo biomecânico comparativo, *in vitro*, em 38 modelos de joelhos de ovinos, comparando dois métodos de fixação femoral para a reconstrução do ligamento cruzado anterior com o enxerto osso-tendão patelar-osso. O grupo, cuja fixação foi feita com parafusos metálicos de interferência de 9 mm, apresentou valores médios de 719,06 N para a carga máxima e 75,7 N/mm para a rigidez. O outro grupo estudado, cuja fixação se fez com bloco ósseo cônico sob pressão tiveram valores médios de 1019 N e 109,97 N/mm sendo a diferença entre os dois grupos estatisticamente significativa. A fixação femoral do enxerto osso-tendão patelar-osso, pelo método de fixação sob pressão com bloco ósseo cônico, trouxe além da vantagem biomecânica uma menor morbidade ao local de fixação que a fixação com parafusos de interferência metálicos de 9 mm.

ABSTRACT

A biomechanical comparative in vitro study in 38 models of ovine knees was performed comparing two methods of femoral fixation for anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone graft. The group with the 9 mm metal interference screw fixation had average maximum load of 719,06 N and average stiffness of 75,7 N/mm. The other group, with conical bone block press-fit fixation had average values of 1019 N for maximum load and 109,97 N/mm for stiffness. This difference was considered statistically significant. The femoral fixation, with double diameter bone block press-fit method, showed biomechanical advantage and lower morbidity, in the local of fixation, than metal interference screws fixation.

1 INTRODUÇÃO

A importância do ligamento cruzado anterior em manter a função normal do joelho é bem reconhecida. A lesão deste ligamento pode levar a episódios recorrentes de falseio, danos nos meniscos, na cartilagem articular e progressão para artrose em alguns pacientes. BROWN JR. e CARSON (1999)

De acordo com o Centro Nacional de Estatísticas de Saúde dos Estados Unidos, em 1991, aproximadamente 63.000 reconstruções do ligamento cruzado anterior foram realizadas. Atualmente, estima-se que 100.000 cirurgias reconstrutivas deste ligamento são realizadas anualmente naquele país. BROWN JR. e CARSON (1999)

Os métodos de fixação do enxerto na reconstrução ligamentar do joelho vêm mudando dramaticamente nos últimos 20 anos. Os atuais protocolos de reabilitação pós-cirúrgicos preconizam imediata mobilização em toda a amplitude de movimento, retorno da função neuromuscular, propriocepção e apoio precoce. Neste período, o ponto mais fraco do sistema é o local da fixação do enxerto no osso. Portanto, os métodos de fixação devem ser fortes e rígidos o suficiente para permitir a utilização dos atuais princípios da reabilitação. BRAND JR. et al.(2000)

Até o momento, os enxertos mais comumente utilizados para a reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho são o osso-tendão patelar-osso e os tendões flexores (semitendinoso e gracilis). FU et al.(2000)

A substituição do ligamento cruzado anterior do joelho, utilizando o tendão patelar, há muito tempo vem sendo preconizada para o tratamento das instabilidades anteriores causadas pela deficiência deste importante ligamento. PALMER (1938), CAMPBELL (1939), JONES (1963), CLANCY JR. (1982), LAMBERT (1983), BOSZOTTA

(1997), FU et al. (2000), BRAND JR. et al. (2000), KUROSKA; YOSHIYA e ANDRISH (1987), GOBBI et al.(2002)

Entre as vantagens do uso do enxerto do tendão patelar observa-se uma alta resistência à tração inicial, adequada rigidez e rápida cicatrização. ARNOCZKY, TARVIN e MARSHALL (1982), NOYES et al.(1984), GOBBI et al.(2002)

A maioria das fixações tendinosas é menos rígida que a fixação com parafusos de interferência contra um bloco ósseo, como o caso do enxerto osso-tendão patelar-osso, sendo esta considerada o “padrão-ouro” de fixação para este enxerto. BRAND JR. et al.(2000).

Apesar da ampla difusão desta fixação, inúmeras complicações têm sido descritas com o seu uso, tais como posicionamento não paralelo do parafuso com conseqüente enfraquecimento do sistema, fratura dos blocos ósseos, laceração do enxerto, laceração dos fios de sutura e de tracionamento do enxerto, fratura da cortical posterior do fêmur e perda fixação num osso osteopênico. BROWN JR.e CARSON (1999), BRAND JR. et al. (2000), KOUSA et al. (2001).

A presença do parafuso metálico, dentro dos túneis da reconstrução, pode trazer dificuldades na realização de uma cirurgia de revisão e também prejudicar a análise da imagem por ressonância magnética muitas vezes importante no seguimento pós-operatório. RUPP et al. (1997), BOSZOTTA (1997), BRAND JR.et al. (2000)

Como conseqüência, se faz necessário o desenvolvimento de métodos de fixação para este enxerto, que visam conciliar a eficiência biomecânica, integração biológica e menor morbidade.

1.1 OBJETIVO

O objetivo deste estudo é testar *in vitro*, em joelhos de ovinos, a eficiência mecânica de dois métodos de fixação femoral para o enxerto osso-tendão patelar-osso, comparando o uso de parafusos metálicos de interferência de 9 mm com a fixação sob pressão com bloco ósseo cônico.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para uma melhor compreensão desta revisão, se faz necessária uma segmentação dos assuntos.

2.1 ESTUDOS EM HUMANOS

2.1.1 Biomecânica do ligamento cruzado anterior

O conhecimento das propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior é de fundamental importância para o entendimento das afecções bem como o aperfeiçoamento do tratamento das lesões deste importante estabilizador do joelho. NOYES e GROOD (1976), NOYES et al. (1984), KUROSAKA, YOSHIYA e ANDRISH (1987), SHOEMAKER e MARKOLF (1985), WOO et al. (1991)

Ensaio biomecânicos de tração, realizados em joelhos de cadáveres humanos, demonstraram os valores padrões do complexo fêmur-ligamento cruzado anterior-tíbia, com variações destes valores de acordo com os grupos etários estudados e também com os resultados de diferentes autores, ver gráfico 1.

NOYES e GROOD (1976) encontraram os valores de 1730 ± 660 N e 182 ± 56 N/mm, correspondentes à carga máxima ¹ e a rigidez ² de ligamentos cruzados anteriores de joelhos de cadáveres jovens com idade entre 16 e 26 anos. Notaram significativas reduções destes valores com o avanço da idade, sendo os valores de 734 ± 266 N e 129 ± 39 N/mm os respectivos valores para o grupo de espécimes cuja idade variou de 48 a 86 anos.

NOYES et al.(1984) estudaram ,em cadáveres jovens, com idade média de 26 ± 6 anos, observaram uma carga máxima de 1725 ± 269 N e uma rigidez de 182 ± 33 N/mm.

¹A carga máxima exprime a quantidade máxima de força atingida num ensaio de tração, caracterizando o final da zona plástica. SOUZA, Sérgio Augusto de. Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos: Fundamentos teóricos e práticos. São Paulo, Edgar Blücher, 1982. (ver gráfico 2)

²A rigidez é a variação da carga por unidade de deslocamento obtida do intervalo linear da curva de carga (tensão)/deformação num ensaio de tração. NOYES et al.,(1974) (ver gráfico 2)

KUROSAKA, YOSHIYA e ANDRISH (1987) encontraram valores menores em uma população com uma média de idade de 58,6 anos. Seus valores médios de carga máxima e rigidez para o LCA³ foram 556,4 +/- 47 N e 73,6 +/- 29,4 N/mm respectivamente.

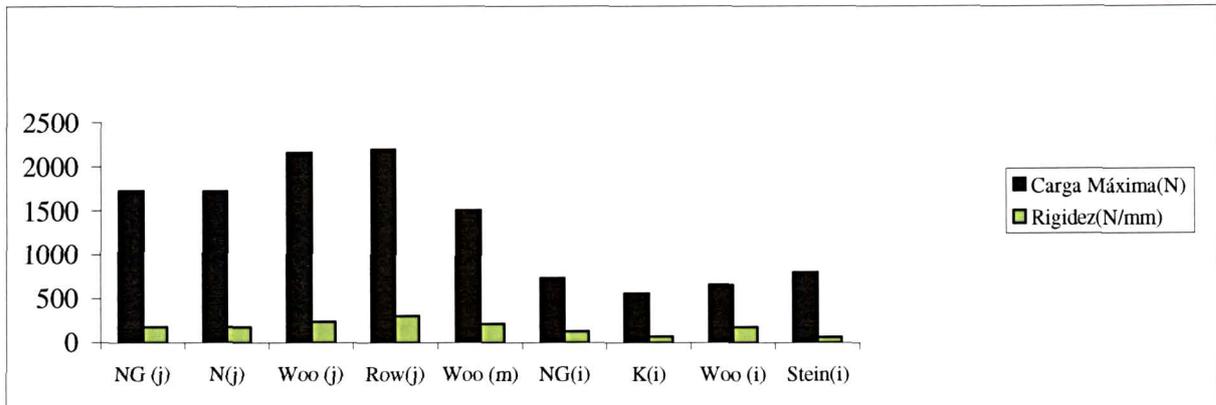
WOO et al. (1991) aplicaram dois testes para o estudo biomecânico do ligamento cruzado anterior do joelho. No primeiro, que testava o deslocamento anterior, os valores médios de carga máxima foram 1602 +/- 167 N para o grupo jovem, 1160 +/- 104 N para o de meia-idade e 495 +/- 85 N para o grupo idoso. Os valores de rigidez foram, 218 +/- 27 N/mm, 192 +/- 17 N/mm e 124 +/- 16 N/mm respectivamente. No segundo, que era um teste de tração longitudinal, tanto os valores de carga máxima quanto os valores de rigidez foram significativamente maiores, tendo para a carga máxima valores médios de 2160 +/- 157 N para o grupo jovem, 1503 +/- 83 N para o de meia-idade e 658 +/- 129 N para o idoso. Quanto a rigidez os valores médios foram 242 +/- 28 N/mm, 220 +/- 24 N/mm e 180 +/- 25 N/mm respectivamente.

STEINER et al.(1994) estudaram, em ligamentos cruzados anteriores de espécimes com idade média de 69,5 anos, as suas propriedades biomecânicas. Encontraram para a carga máxima um valor médio de 800 +/- 469 N e rigidez, 66 +/- 26 N/mm.

ROWDEN et al.(1997) analisaram em 9 joelhos de cadáveres frescos jovens com idades inferiores a 42 anos as propriedades biomecânicas do LCA. Os valores médios de carga máxima e rigidez foram respectivamente, 2195 +/- 427 N e 306 +/- 80 N/mm.

³LCA: ligamento cruzado anterior do joelho

GRÁFICO 1- BIOMECÂNICA DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DO JOELHO HUMANO



NG : Noyes e Grood (1976) , N: Noyes et al. (1984), K : Kurosaka et al. (1987) ,Woo: Woo et al.(1991), Stein: Steiner et al.(1994), Row : Rowden et al.(1997)
 j : jovem, m : média-idade, i : idoso

2.1.2 Alternativas de tratamento da lesão do ligamento cruzado anterior do joelho

Existem várias opções cirúrgicas para o tratamento da lesão do ligamento cruzado anterior. As alternativas incluem o reparo isolado, o reparo associado a um reforço, a reconstrução com enxertos autólogos, a reconstrução com uso de enxertos autólogos associados a um reforço com ligamento artificial, a reconstrução com uso de aloenxertos, a reconstrução extra-articular associada ou combinada com outros procedimentos e a reconstrução com o uso somente de ligamentos artificiais. JOHNSON et al.(1992), FU et al. (2000)

Os ligamentos sintéticos não são recomendados atualmente devido aos altos índices de complicações e falhas. GREIS e STEADMAN (1996), FU et al. (2000)

Em função dos resultados desfavoráveis tanto do reparo primário quanto com a reconstrução com ligamentos artificiais, o tratamento atual mais utilizado para o tratamento do joelho com deficiência do ligamento cruzado anterior é a reconstrução com enxertos biológicos e entre eles os mais comumente utilizados são o tendão patelar e os tendões flexores (semitendinoso e gracilis quádruplos).FU et al. (2000)

2.1.3 Biomecânica dos enxertos

NOYES et al.(1984) identificaram os valores de carga máxima do 1/3 central do tendão patelar de cadáveres humanos e encontraram um valor médio de 2900 +/- 260 N, o que correspondeu a 168% do valor médio para os ligamentos cruzados anteriores. A rigidez do 1/3 central do tendão patelar teve um valor médio de 685,2 +/- 85 N/mm sendo estatisticamente diferente do valor médio do LCA que foi de 182 +/- 33 N/mm.

KUROSAKA, YOSHIYA e ANDRISH (1987) encontraram em tendões patelares de cadáveres humanos, valores médios de carga máxima de 1023,2 +/- 275,7 N e rigidez de 173,6 +/- 29,4 N/mm.

COOPER et al.(1993) verificaram em, enxertos adquiridos de um banco de tecidos, o efeito do tamanho do enxerto de tendão patelar e da torção de 90° e 180 ° sobre os valores da carga máxima e da rigidez. Para enxertos de 15mm de largura, os valores foram respectivamente 4389 +/- 709 N e 555,5 +/- 67,1 N/mm. Enxertos com 10 mm de largura tinham uma carga máxima de 2977 N e uma rigidez de 455,4 +/- 56,5 N/mm. Encontraram uma correlação positiva entre a torção de 90° do enxerto e o aumento na carga máxima.

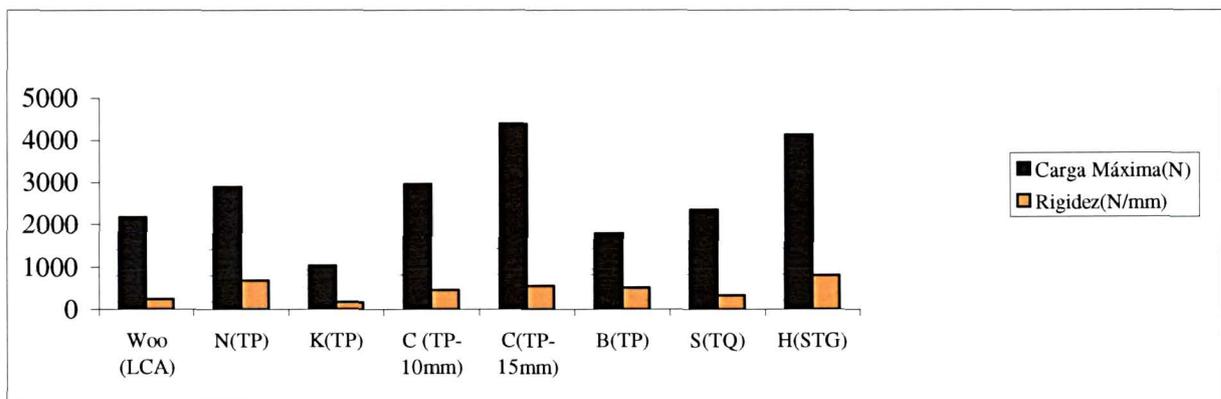
BLEVINS et al.(1994) testaram tendões patelares procedentes de um banco de tecidos, cujos doadores tinham idade média de 34 anos. Identificaram uma carga máxima média de 1790 +/- 601 N e rigidez média de 519 +/- 156 N/mm.

STAUBLI et al.,(1996) avaliaram as forças de tração e rigidez de tendões quadricipitais de cadáveres humanos. Para a carga máxima o valor médio obtido foi de 2353 N e para a rigidez, 325,6 N/mm.

HAMNER et al.,(1999) estudaram as propriedades mecânicas de enxertos dos tendões flexores semitendinoso e gracilis (quádruplos) e identificaram valores médios de carga máxima de 4090 +/- 295 N e rigidez, 776 +/- 204 N/mm.

Nestes estudos, os valores médios da carga máxima e rigidez foram, em sua maioria, superiores aos valores médios do ligamento cruzado anterior encontrados por WOO et al. (1993). A exceção ficou por conta dos resultados inferiores demonstrados por KUROSAKA, YOSHIYA e ANDRISH (1987). Tal fato pode estar relacionado com a idade da população estudada por este autor cuja média que era de 58,6 anos. Ver gráfico 3.

GRÁFICO 3- BIOMECÂNICA DOS ENXERTOS SUBSTITUTOS PARA O LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DO JOELHO HUMANO



Woo: Woo et al. (1991), N: Noyes et al.(1994), K: Kurosaka et al.(1987), C: Cooper et al.(1993), B: Blevins et al.(1994), S: Staubli et al.(1996), H: Hamner et al.(1999).

LCA: ligamento cruzado anterior, TP: tendão patelar, TQ: tendão quadricipital, STG: tendões semitendinoso e gracilis quádruplos

2.1.4 A fixação dos enxertos

Observa-se que as principais opções de enxerto para a reconstrução do ligamento cruzado anterior, do ponto de vista biomecânico, possuem uma excelente resistência e ultrapassam com uma boa margem de segurança às forças aplicadas neste ligamento. Para tanto, tais enxertos devem também ser fixados rigidamente de maneira a suplantar as forças que lhe são exigidas.

NOYES et al.(1984) estimaram que a força aplicada sobre o ligamento cruzado anterior durante atividades diárias seria em torno de 454 N.

MARKOLF et al.(1990) mediram de maneira direta as resultantes de forças sobre o ligamento cruzado anterior. A 5° de hiperextensão, as forças variaram de 50 a 240 N com uma média de 118 N. Torques de rotação interna geraram as maiores forças sobre o ligamento sendo que a maior força detectada foi de 370 N em posição de hiperextensão.

RUPP; KRAUSS e FRITSCH (1997) consideraram uma força de 200 N como sendo um valor necessário para a estabilização do enxerto no período pós-operatório da reconstrução do ligamento cruzado anterior.

A imobilização da articulação é reconhecida como causadora de efeitos deletérios na cartilagem articular, músculos, estando freqüentemente associada à perda do movimento. A meta a ser alcançada no período pós-cirúrgico é a minimização da formação de tecido de cicatrização que possa restringir a amplitude normal de movimento articular. NOYES, MANGINE e BARBER (1987)

Entre as vantagens da utilização de protocolos acelerados de reabilitação pós-operatória observam-se uma maior cooperação e entendimento por parte do paciente, um retorno precoce à função normal e atividades atléticas, uma diminuição de sintomas na

articulação patelo-femoral e um decréscimo da incidência de indicação de intervenções subseqüentes que visam reestabelecer a extensão do joelho. SHELBOURNE e NITZ (1989)

Para KUROSAKA, YOSHIYA e ANDRISH (1987), o método de fixação do enxerto exerce um fundamental papel nos resultados das reconstruções do LCA, pois a estabilidade do enxerto no período pós-operatório imediato é determinada pelo modo de fixação. Observaram que a maioria das falhas de fixação vistas clinicamente ocorrem nos primeiros meses após a cirurgia, sendo o local da fixação do enxerto o ponto mais vulnerável da reconstrução. Idealizaram um parafuso de fixação de enxertos com bloco ósseos, através do bloqueio por interferência com parafusos metálicos de 9 mm de diâmetro.

Os parafusos criados por KUROSAKA, YOSHIYA e ANDRISH (1987) tiveram uma ampla difusão e foram submetidos a vários estudos que mostraram a sua eficiência como método de fixação na reconstrução do ligamento cruzado anterior com enxerto osso-tendão patelar-osso, sendo hoje considerado o “padrão-ouro” de fixação para este enxerto. BRAND JR. et al. (2000).

Vários trabalhos estudaram a biomecânica da utilização de parafusos de interferência na fixação do enxerto osso-tendão patelar-osso a partir da descrição de KUROSKA, YOSHIYA e ANDRISH (1987). Ver quadro 1.

2.2 ESTUDOS EM OVINOS

JACKSON et al. (1987a) relataram, num estudo preliminar em ovinos, esqueleticamente maduros, as características mecânicas, histológicas e a vascularização de 11 fêmeas que substituíram seus ligamentos cruzados anteriores originais por aloenxertos do ligamento cruzado anterior, obtidos de joelhos de animais sacrificados num abatedouro comercial local e preparados num banco de tecidos. Os aloenxertos foram congelados à - 45 °C e posteriormente esterilizados com óxido de etileno. A fixação dos enxertos se fez mediante amarração com botões na saída dos túneis. No pós operatório os animais não foram imobilizados. Após um ano de evolução, os animais foram abatidos. Dois animais foram utilizados para o estudo histológico, outros dois para o estudo da vascularização e os 7 restantes, usados nos testes mecânicos. Os joelhos do lado normal representavam o grupo controle. Os testes mecânicos foram realizados à temperatura ambiente e a velocidade do deslocamento empregada foi de 100% do comprimento do ligamento por segundo. A carga máxima e a rigidez para o grupo controle foi de 2301 N e 686 N/mm. Nenhuma espécime com ligamento cruzado anterior normal falhou na substância do ligamento. Em três, a falha foi por avulsão do osso subcondral na tíbia, um por fratura do côndilo femoral lateral, dois por separação do ligamento na inserção tibial e outro na inserção femoral. Os aloenxertos tiveram uma carga máxima e rigidez média de 571 N e 238 N/mm respectivamente correspondendo a 25% e 35% dos valores do grupo controle. Todos os ligamentos falharam no local da transição do tendão para o osso, sendo que em cinco casos foi no sítio femoral. Após um ano, o novo ligamento possuía uma orientação longitudinal de suas fibras, com vasos sanguíneos presentes e também a formação de novos vasos. Não havia infiltração mononuclear sugestiva de reação imune. A vascularização do grupo controle era similar a outras espécies e os aloenxertos

mostravam um padrão semelhante porém mais robusto. Os aloenxertos apresentaram um afrouxamento anterior de 2mm devido ao alongamento do enxerto nas fases iniciais do pós-operatório em função do alto grau de atividade dos animais nesta fase.

JACKSON et al. (1987b) avaliaram a biomecânica, a microvascularização e as manifestações histológicas de aloenxertos, do ligamento cruzado anterior de ovinos, associados a um reforço sintético (LAD-3M) após um ano de evolução. Os aloenxertos foram preparados separadamente, embalados em tubos plásticos, rotulados como direito e esquerdo, esterilizados com óxido de etileno e finalmente congelados à - 45°C. Após 13 dias, os enxertos progressivamente antigiram uma temperatura de 25°C e foram encaminhados para a cirurgia. No ato operatório, os enxertos foram colocados em solução salina até a sua implantação. Os aloenxertos foram tracionados por suturas e fixados sob pressão nos túneis. O reforço sintético (3M-LAD) era aplicado por sobre o ligamento, sendo fixado no fêmur “over the top” com parafusos e arruelas e transpassado ântero-medialmente pela tibia sendo fixado súpero-medialmente na tibia da mesma maneira. Os joelhos contra-laterais representavam o grupo controle. Catorze joelhos foram estudados, divididos em dois grupos. Na avaliação histológica, os aloenxertos não mostravam evidências de infecção, e todos os blocos ósseos foram incorporados embora alguns apresentassem alguma reabsorção. Quanto a vascularização, o grupo controle tinha vascularização similar às descritas em outras espécies e após 1 ano, os aloenxertos tinham um aspecto similar ao grupo normal, porém um pouco mais exuberante. Os testes mecânicos foram realizados num sistema de tração que empregava a velocidade de um ligamento/segundo. Os blocos ósseos estavam completamente revascularizados e pequenos vasos atravessavam a junção osso-tendão. A rigidez e a carga máxima do grupo controle foi 691 N/mm e 2.448 N respectivamente. Os valores médios dos aloenxertos para a carga máxima e rigidez correspondiam a 43% e 53% do grupo controle,

364 N/mm e 1052 N. Concluíram que o uso do dispositivo de reforço melhorou as propriedades biomecânicas do aloenxerto comparados aos resultados obtidos em um estudo prévio com o uso isolado do aloenxerto.

SCHINDHELM et al.(1989) relataram que em termos volumétricos, o modelo ovino de joelho e ligamento cruzado anterior possui metade ou dois terços do humano, possui anatomia semelhante aos caninos, do ponto de vista clínico, mas seu manejo é mais simples, permitindo um maior controle pós-operatório da atividade do animal. Compararam reconstruções do ligamento cruzado anterior usando o autoenxerto osso-tendão patelar-osso com as reconstruções feitas com o ligamento artificial “Leeds-Keio” (Dacron). O experimento foi realizado in vivo, em 2 grupos de 18 animais. O cada grupo de 18 animais foi subdividido em 3 grupos de 6 animais mortos com 0, 2, 26 e 52 semanas. O lado contra-lateral foi utilizado como controle. Foram realizadas avaliações clínicas, anatômicas cirúrgicas e mecânicas. Os túneis tibial e femoral em ambos os grupos tinham 6 mm de diâmetro. Para o grupo de reconstrução com tendão patelar, utilizaram o terço médio deste tendão com sua porção distal permanecendo inserida na tibia e no fêmur. A fixação se fazia na porção lateral do fêmur com grampo de 6,4 mm e fio prolene 3. O ligamento artificial era passado através dos túneis deixando 12 mm deste para fora dos túneis para sua fixação através de suturas, após colocação de blocos ósseos cilíndricos intratúneis. Os testes mecânicos foram realizados numa máquina Instron e a velocidade aplicada no teste de tração foi de 500 mm/s. Para o grupo controle, a carga máxima média dos ligamentos cruzados anteriores normais, na avaliação inicial foi 2370 N, com 12 semanas 2430 N, com 26 semanas 3040 N e com 52 semanas 2950 N. Para o grupo enxertado com tendão patelar os valores foram respectivamente, 181 N, 460 N, 617 N e 770 N. Para o grupo com ligamento artificial os valores foram 780 N, 1000 N, 1020 N e 1040 N respectivamente.

DREZ et al.(1991) fizeram, em 28 ovinos com idade entre 2 a 3 anos, uma avaliação biológica e biomecânica de reconstruções do ligamento cruzado anterior com aloenxertos de tendão patelar. A escolha deste modelo experimental, segundo os autores, se fez pela similaridade entre as propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior humano com o ovino. Os animais foram divididos em dois grupos: o primeiro para estudo histológico e vascular (16 animais) e o segundo para estudo biomecânico e morfológico (12 animais). Todos os animais tiveram o ligamento cruzado anterior da pata traseira reconstruído com um aloenxerto de tendão patelar. Os animais foram sacrificados com 6, 12, 26 e 52 semanas. Os aloenxertos tinham 6mm de largura e foram obtidos de um estudo prévio sendo preparados num banco de tecidos. A fixação do enxerto se fazia com um grampo de Richard na superfície da tíbia e na porção lateral do côndilo femoral lateral. Os testes mecânicos foram realizados num sistema de tração que empregava uma velocidade de um ligamento/segundo. Os valores médios de carga máxima e rigidez para o grupo controle foi 1704 N e 681 N/mm. Com 6 meses, os valores médios para os aloenxertos foi 751 N e 187 N/mm, com 12 meses 731 N e 187 N/mm e a média global foi 741 N e 195 N/mm considerados estatisticamente diferentes do grupo controle.

JACKSON et al.(1993) compararam, em 46 ovinos esqueleticamente maduros (4-5 anos), as alterações que ocorrem nos enxertos após a reconstrução do ligamento cruzado anterior com auto-enxerto de tendão patelar e o aloenxerto deste mesmo tendão. No grupo 1, 20 ovelhas tiveram seus LCAs reconstruídos com auto-enxerto de tendão patelar, no grupo 2 reconstrução com aloenxertos e no grupo 3 ,constituído de 6 animais, o ligamento cruzado anterior foi apenas seccionado. Os túneis femoral e tibial tinham 6 mm de diâmetro e os enxertos eram preparados para tal. A fixação era feita com suturas de Tevdek amarradas num parafuso de esponjosa de 4 x 21 mm e uma arruela. Os testes mecânicos foram realizados

numa máquina de tração Lebow, modelo 3169 e a velocidade empregada foi de um ligamento/segundo. Não identificaram diferenças estatisticamente significativas nas alterações de cartilagem entre os três grupos. Tanto os auto-enxertos quanto os aloenxertos eram mais fracos que o grupo controle. Os valores médios de carga máxima e rigidez para o grupo controle (LCA normal) foram 2192 N e 352 N/mm respectivamente. Com 6 semanas, os auto-enxertos tinham valores médios de carga máxima de tensão de 265 N e os aloenxertos, 241 N. Quanto à rigidez, estes valores foram respectivamente 116N/mm e 134 N/mm. Com 6 meses, os auto-enxertos tinham valores médios de carga máxima de tensão de 1337 N e os aloenxertos, 578 N. Já para a rigidez, estes valores foram respectivamente 327 N/mm e 166 N/mm. A diferença da carga máxima foi estatisticamente significativa demonstrando que os auto-enxertos eram mais fortes que os aloenxertos após 6 meses de intervalo. Os autores demonstraram que, após 6 meses da reconstrução, os auto-enxertos tinham uma resposta inflamatória menor e significativa, uma resposta biológica mais robusta, e uma significativa melhora das propriedades biomecânicas quando comparadas aos aloenxertos.

WALTON,(1999) relatou que o uso de parafuso de interferências nas reconstruções do LCA possui sérias desvantagens: dificuldade de interpretação de exames de imagens da articulação, maior demanda técnica para a realização de uma posterior artroplastia, risco maior de infecção, o deslocamento do implante com subsequente falha do enxerto podem implicar na necessidade de uma segunda cirurgia para sua remoção, sendo o implante um permanente obstáculo à completa incorporação do enxerto. Comparou, em 71 ovelhas, a força de fixação de parafusos de interferência metálicos e absorvíveis durante a cicatrização. Observou as falhas de fixação no período pós-operatório imediato, com 2 semanas, 4 semanas, 6 semanas e 12 semanas, estudou a histologia da cicatrização e avaliou radiograficamente após o sacrifício. O estudo mecânico foi realizado numa máquina Instron a

uma velocidade de 50 mm/s. No período pós-operatório imediato, as cargas máximas dos parafusos absorvíveis e metálicos foram respectivamente 183,8 N e 232,8 N. Após 12 semanas, estes valores se elevaram para 377,3 N e 355,3 N respectivamente. Nenhum enxerto falhou in vivo e não foram evidenciados deslocamentos radiográficos pós-morte. Histologicamente, a incorporação óssea não foi evidente até 6 semanas. Uma moderada reação tecidual ocorreu em torno dos parafusos absorvíveis. Em termos gerais, o comportamento dos parafusos absorvíveis foi similar aos metálicos.

GULLMAN; MOLLAIAN e TOMAK (1999) estudaram, em joelhos de carneiros, a fixação de enxertos de tendão patelar mediante bloqueio ósseo, na reconstrução do ligamento cruzado anterior. Um total de 13 pares frescos de joelhos de carneiros foi incluído no estudo. Nos 13 joelhos direitos realizaram um túnel femoral de 7mm de diâmetro deixando a cortical interna com um diâmetro de 5mm. Após isto, foi passado o enxerto com bloco ósseo de 7mm de diâmetro e 10mm de comprimento, sendo bloqueado na cortical interna de diâmetro menor. Nos 13 joelhos esquerdos foram realizados túneis de 7mm de diâmetro e após passagem do enxerto, com bloco ósseo de 5mm de diâmetro e 15 mm de comprimento, foi feita a fixação com um parafuso de interferência de 5mm de diâmetro por 15 mm de comprimento. Utilizaram uma máquina universal para testes da marca Llyod. Após uma pré-carga de 2 N, foi realizada uma tração contínua a uma velocidade de 1 mm/s. A carga máxima para o grupo do bloco ósseo foi 389,92 +/- 7,54 N e 24,98 +/- 2,16 n/mm sua rigidez. Para o grupo de fixação com parafusos de interferência os valores foram 275,01 +/- 10,75 N e 26,93 +/- 3,31 N/mm respectivamente. A diferença entre as cargas máximas foi considerada significativa o que não ocorreu para a variável rigidez. Os autores não encontraram complicações e dificuldades técnicas vistas na utilização de parafusos de interferência e acreditaram ser este método de fixação mais vantajoso que outros sistemas. Durante os testes, identificaram 5

modelos de falhas macroscópicas: 1) expulsão do bloco ósseo e do parafuso conjuntamente, 2) fratura do bloco ósseo patelar, 3) lesão do tendão na zona de fibrocartilagem, 4) expulsão do bloco ósseo patelar e 5) deslizamento do bloco ósseo tibial do grampo de fixação.

BOSZOTTA e ANDERL (2001) avaliaram a estabilidade da fixação sob pressão tibial na fixação de enxertos de tendão patelar em joelhos de ovinos. 46 joelhos de ovinos com 2 anos de idade foram preparados em 4 grupos. O grupo A (N=10), os enxertos foram fixados com parafusos de interferência de 8 mm, no grupo B (N=10) foi utilizado a fixação sob pressão com bloco ósseo cilíndrico bloqueando o enxerto, no grupo C (N=12) fixação com duas suturas de ethibond nº 6 e no grupo D (N=14) os enxertos foram fixados com duas suturas de ethibond nº 6 + fixação sob pressão com bloco ósseo cilíndrico bloqueando o enxerto. As preparações foram submetidas a um teste de tração contínua numa máquina Schenk-Trebel a uma velocidade de 1mm/s. Para o grupo A os valores de carga máxima e rigidez foram 572,2 N e 17,68 N/mm; para o grupo B, 608,4 N e 19,92 N/mm; para o grupo C, 304,5 N e 6,69 N/mm e para o grupo D 758 N e 25,12 N/mm respectivamente. Advogaram que o maior contato entre o bloco ósseo do enxerto e o túnel promove uma rápida cicatrização prevenindo um potencial alargamento pós-operatório do túnel devido o movimento do ligamento dentro deste.

WEILER et al. (2002) coletaram resultados biomecânicos da fixação com parafusos de interferência biodegradáveis num modelo de reconstrução do ligamento cruzado anterior em ovinos. 35 fêmeas maduras foram usadas no estudo. Todos animais foram submetidos a reconstrução do ligamento cruzado anterior com a metade do tendão de Aquiles fixados com parafusos de interferência absorvíveis de 8 mm de diâmetro num túnel de 7mm de diâmetro cuja abertura tinha 8 mm. As duas porções do enxerto foram fixadas de dentro para fora dos túneis. Foram realizados testes mecânicos numa máquina universal Zwick no grupo controle,

nos joelhos reconstruídos e isoladamente na outra metade dos tendões de Aquiles. Utilizaram uma pré-carga de 1 N e uma velocidade de deslocamento de 1 mm/s. Em relação a carga máxima; o grupo controle teve um valor médio de 1531,1 N e os tendões de Aquiles 1120,1 N. Os parafusos biodegradáveis tinham valores médios de 267 N no pós-operatório imediato, 44,8 N com 6 semanas, 105,6 N com 9 semanas, 237,8 com 12 semanas, 313,8 N com 24 semanas e 684,9 N após 52 semanas. Quanto à rigidez, o grupo controle teve um valor médio de 143,9 N/mm. Os parafusos biodegradáveis tinham valores médios de 41,2 N/mm no pós-operatório imediato, 14,4 N/mm com 6 semanas, 33,3 N/mm com 9 semanas, 51,2 N/mm com 12 semanas, 58,6 N/mm com 24 semanas e 90,5 N/mm após 52 semanas. Em relação ao modo de falha, todos os enxertos foram expulsos dos respectivos túneis femoral ou tibial nos testes pós-operatórios imediatos. No grupo com 6 semanas, 2 espécimes falharam na substância do enxerto e 4 próximos às inserções tibiais ou femorais, com 9 semanas, todos os enxertos falharam próximos às inserções. O tipo de falha após 12, 24 e 52 semanas foi a avulsão osteocartilaginosa da inserção femoral ou tibial. No grupo controle, em 8 espécimes a falha foi na substância do ligamento e em 4 casos houve avulsão femoral.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

As normas para a apresentação deste trabalho, seguem as estabelecidas pelas **Normas para apresentação de documentos científicos**. Universidade Federal do Paraná, (2000).

3.1. AMOSTRA

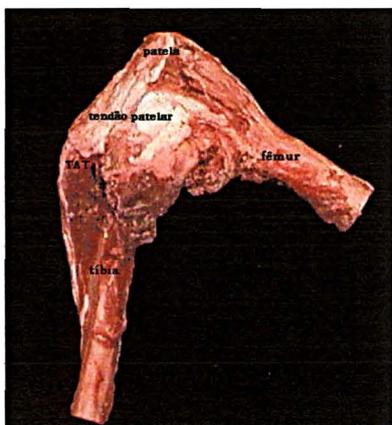
36 espécimes de joelhos de ovinos, esqueleticamente imaturos, com idade variando de 12 a 18 meses, sendo 16 joelhos direitos e 20 joelhos esquerdos não pareados, adquiridos através de uma doação, feita por uma empresa comercial, especializada no preparo de ovinos.

3.1.1 PREPARO DA AMOSTRA

3.1.1.1 Captação dos Espécimes

Após o abate dos espécimes, durante o processo de desossa, os joelhos dos ovinos eram individualizados, preservando-se o 1/3 distal do fêmur, o 1/3 proximal da tíbia, a articulação do joelho e o seu aparelho extensor (Fig. 1). Posteriormente eram embalados em sacos plásticos e congelados a uma temperatura de -20°C .

FIGURA 1 – ESPÉCIME DE JOELHO OVINO



3.1.1.2 Coleta

Após a comunicação da captação dos espécimes via telefone, os espécimes eram coletados e transportados, em recipientes apropriados com isolamento térmico, para outro local permanecendo congelados a uma temperatura de -20°C até o momento da cirurgia.

3.1.1.3 Cirurgia

Os espécimes foram descongelados em grupos de 6 em temperatura ambiente 24 horas antes do procedimento. Nos 36 joelhos, retirou-se o enxerto do tendão patelar osso-tendão-osso com uma largura de 10 mm (fig. 2) e foi realizado um túnel femoral com 10 mm de diâmetro transfixando o côndilo femoral lateral (fig. 3 e 4), reproduzindo a localização artroscópica da realização deste túnel (2mm anterior a cortical posterior num posicionamento correspondente à 1 horas ou 11 horas de um relógio). Para a retirada dos blocos ósseos, foi utilizada uma serra elétrica oscilatória. Da porção patelar foi retirado o bloco ósseo a ser fixado no fêmur. O bloco ósseo tibial, que media 10mm de largura e profundidade, tinha 20 mm de comprimento era utilizado para a fixação do enxerto no suporte de tração por ocasião da realização dos testes mecânicos.

FIGURA 2 – OBTENÇÃO DO ENXERTO OSSO-TENDÃO PATELAR-OSSO

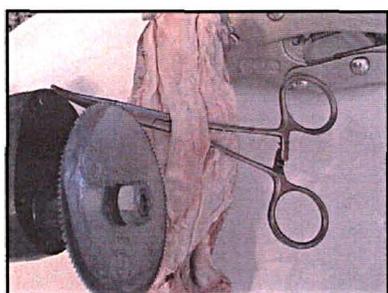


FIGURA 3 – CONFECÇÃO DO TÚNEL FEMORAL COM BROCA 10 MM



FIGURA 4 – ASPECTO DO TÚNEL FEMORAL



3.1.1.3.1 Fixação femoral sob pressão com bloco ósseo cônico

Com o auxílio de um saca-bocado e um paquímetro, os 18 primeiros espécimes tiveram seus enxertos, em seu bloco ósseo patelar preparados com formato cônico (fig. 5 e 6) com as seguintes dimensões:

Comprimento total: 20 mm

Diâmetro na transição osso-tendão: 10mm

Diâmetro na base: 12 mm.

FIGURA 5 - BASE DO BLOCO ÓSSEO CÔNICO COM DIÂMETRO DE 12 MM

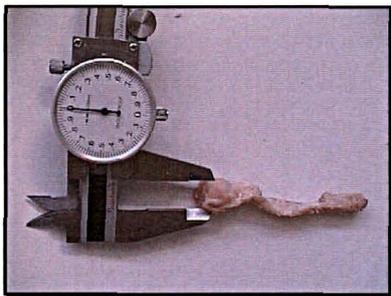
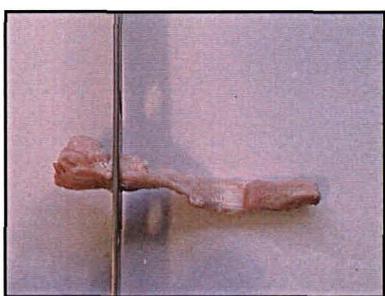
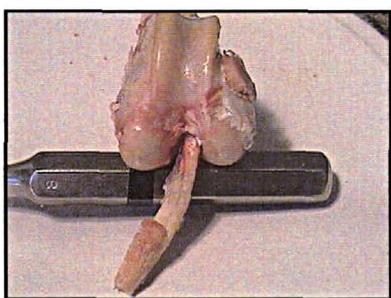


FIGURA 6 – DIÂMETRO INICIAL DE 10 MM DO BLOCO ÓSSEO CÔNICO



Após o preparo, o enxerto era passado pelo túnel femoral de proximal para distal iniciando sua passagem pelo bloco tibial até o seu bloqueio após o encontro da base do bloco patelar junto a cortical lateral do fêmur mediante impacção com martelo (fig. 7).

FIGURA 7 – ASPECTO DA FIXAÇÃO FEMORAL SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO APÓS PASSAGEM DO ENXERTO



Os espécimes eram embalados e etiquetados e congelados a uma temperatura de -20°C até 24 horas antes da realização dos testes mecânicos quando eram novamente descongelados à temperatura ambiente (fig. 11).

3.1.1.3.2 Fixação femoral com parafusos de interferência metálicos de 9 mm

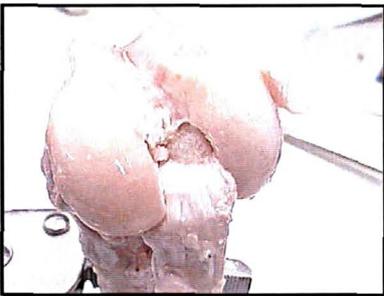
Com o auxílio de um saca-bocado e um paquímetro, os 18 últimos espécimes tiveram seus enxertos, em seu bloco ósseo patelar, preparados com um formato cilíndrico com as seguintes dimensões: comprimento: 20 mm e diâmetro: 10mm (fig. 8)

FIGURA 8 - DIÂMETRO DO BLOCO ÓSSEO FEMORAL: 10 MM



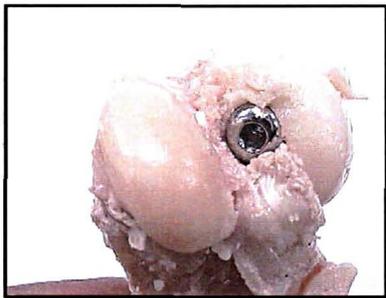
Após o preparo, o bloco patelar era introduzido de distal para proximal, com a porção esponjosa voltada anteriormente (fig.9).

FIGURA 9 – ASPECTO DO BLOCO ÓSSEO PATELAR ANTES DA FIXAÇÃO COM O PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA



A fixação deste grupo era realizada imediatamente antes da realização do teste mecânico. Foram usados parafusos de interferência de aço inoxidável convencional de 9 mm colocados de dentro para fora aplicados contra a superfície esponjosa do bloco ósseo (fig. 10).

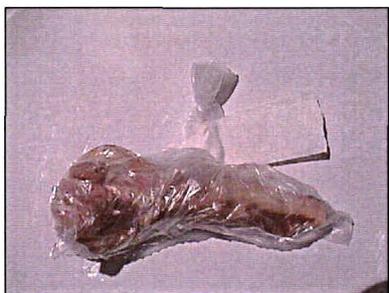
FIGURA 10 – ASPECTO DA FIXAÇÃO COM O PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA



Em um caso, houve fratura do côndilo femoral durante a sua colocação e em outro caso, houve secção da porção tendinosa. Os dois espécimes foram eliminados do experimento e substituídos por outros dois.

Os espécimes eram empacotados e etiquetados e congelados a uma temperatura de -20°C até 24 horas antes da realização dos testes mecânicos quando eram descongelados à temperatura ambiente (fig. 11).

FIGURA 11 – EMPACOTAMENTO E ETIQUETAMENTO APÓS A CIRURGIA

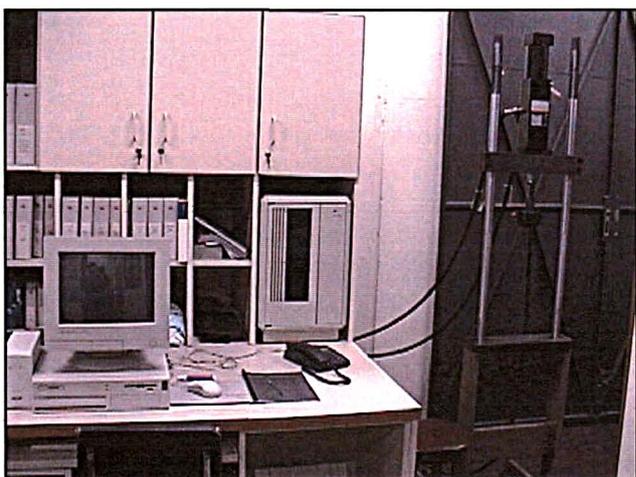


3.2 ESTUDO BIOMECÂNICO

3.2.1. Desenvolvimento de um suporte para testes de tração para joelhos de ovinos

A partir de um espécime de joelho de ovino, com idade aproximada entre 12 a 18 meses, foi desenvolvido no Departamento de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná um suporte, específico para adaptação de joelhos de ovinos, para realização de testes de tração a serem realizados em uma máquina universal hidráulica MTS 810 (fig. 12)

FIGURA 12 – LABORATÓRIO DE ENSAIOS DE TRAÇÃO DO CEFET-PR*



*CEFET-PR : Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná

O aço foi o material escolhido para a confecção deste suporte que consistia de uma combinação de tubos, cilindros e parafusos. Este suporte consistia de uma parte para adaptação femoral (fig. 13) e outra para fixação do bloco ósseo tibial (fig. 14). Com a utilização deste suporte, havia um alinhamento longitudinal de todo o enxerto, sendo posteriormente a tração aplicada neste sentido (fig. 15).

FIGURA 13 – SUPORTE DE TRAÇÃO : COMPONENTE FEMORAL

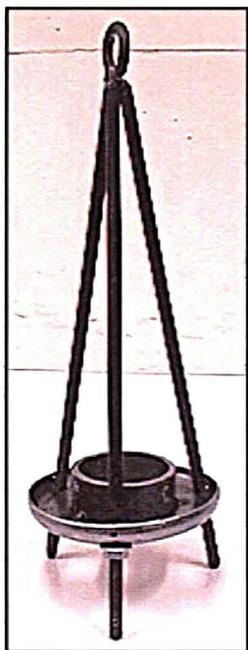
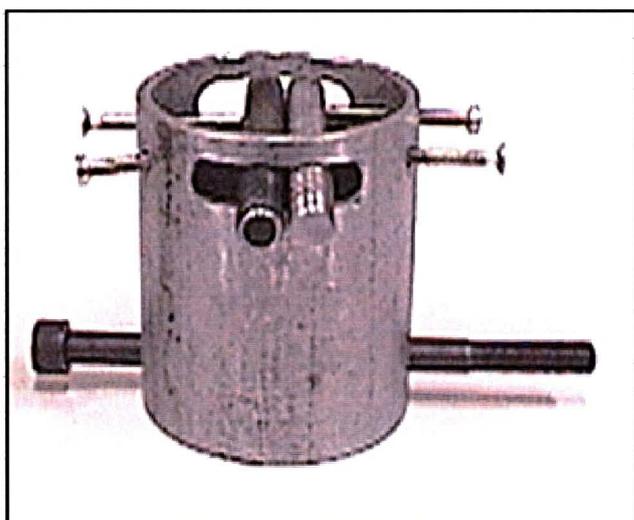


FIGURA 14 – SUPORTE DE TRAÇÃO : COMPONENTE TIBIAL



3.2.2 Testes Mecânicos

Após o descongelamento dos espécimes por 24 horas à temperatura ambiente, foram realizados os testes mecânicos, (fig. 15), em três etapas:

A primeira etapa consistiu de um estudo piloto com dois espécimes onde os enxertos foram fixados com parafusos de interferência de 9 mm sendo um colocado de dentro para fora e outro de fora para dentro. Este estudo tinha por objetivo observar o comportamento do espécime e do suporte durante o teste. Foram realizados ajustes para uma melhor adaptação entre o joelho, o suporte, a máquina e a leitura dos resultados.

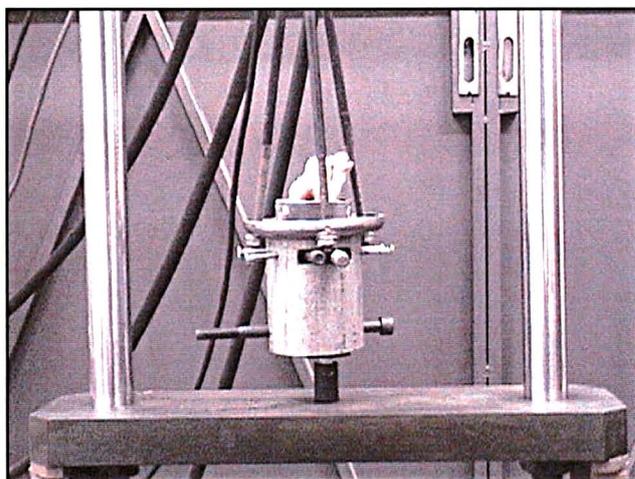
Estabeleceu-se como padrão para o teste de tração longitudinal uma pré-carga de 40 N. GROOD et al. (1988)

A velocidade de tração constante de 1mm/s foi adotada. GULLMAN; MOLLAIAN e TOMAK, (1999)

Na segunda etapa, foram testados os 18 primeiros joelhos cuja fixação femoral foi feita com bloco ósseo, de duplo diâmetro, sob pressão.

Na terceira etapa, foram testados os 18 últimos joelhos, que foram fixados com parafusos de interferência de aço inoxidável de 9mm.

FIGURA 15 – ASPECTO INICIAL DO ENSAIO DE TRAÇÃO



3.3 ESTUDO ESTATÍSTICO

Para as variáveis quantitativas, observou-se o pré-requisito da distribuição normal (Gaussiana) das variáveis para a escolha do teste estatístico.

A partir da análise da variância (ANOVA) foi utilizado o teste “t” de Student com nível de significância $p < 0,05$. Foram testadas a rigidez e a carga máxima por método de fixação. Para análise das variáveis qualitativas, foram elaborados tabelas e gráficos de acordo com o método de fixação utilizado. SPIEGEL, (1984), FONSECA e MARTINS (1995), BUSSAB e MORETTIN, (2002)

4 RESULTADOS

Nos quadros 2 e 3 estão apresentados os 36 espécimes testados, com suas variáveis qualitativas e quantitativas.

4.1. TIPO E LOCAL DE FALHA

A distribuição de frequência do local e tipos de falha para o método de fixação sob pressão com bloco ósseo cônico e para o método de fixação com parafuso de interferência metálico de 9 mm são demonstradas nas tabelas 1 e 2 respectivamente.

TABELA - 1 TIPO E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO

TIPOS	LOCAL DA FALHA				TOTAL	%
	distal	%	proximal	%		
destacamento na tot*	6	50	0	0	6	33,33
frat. do bloco ósseo + dest. na tot**	4	33,33	0	0	4	22,22
deslizamento	0	0	4	66,66	4	22,22
deslizamento+ fratura do bloco ósseo	0	0	1	16,67	1	5,56
fratura do côndilo femoral lateral	0	0	1	16,67	1	5,56
fratura do bloco ósseo	2	16,67	0	0	2	11,11
TOTAL	12	100	6	100	18	100

*tot : transição osso-tendão **dest. na tot: destacamento na transição osso-tendão

TABELA-2 TIPO E LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9MM

TIPOS	LOCAL DA FALHA				TOTAL %	
	Distal	%	Proximal	%		
Destacamento na tot*	3	100	8	53,33	11	61,11
Soltura do parafuso	0	0	5	33,34	5	27,78
Soltura do parafuso e fratura do côndilo femoral lateral	0	0	2	13,33	2	11,11
TOTAL	3	100	15	100	100	100

*tot : transição osso-tendão

Os gráficos 4 e 5 demonstram a frequência do local de falha em ambos os métodos de fixação.

GRÁFICO 4: FREQUÊNCIA DO LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO

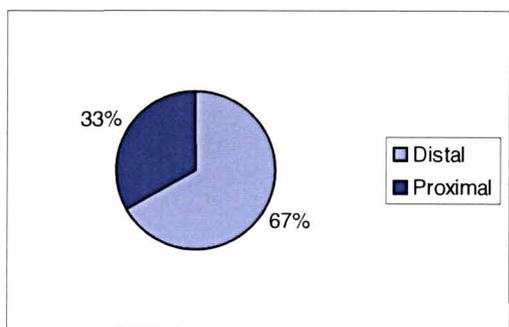
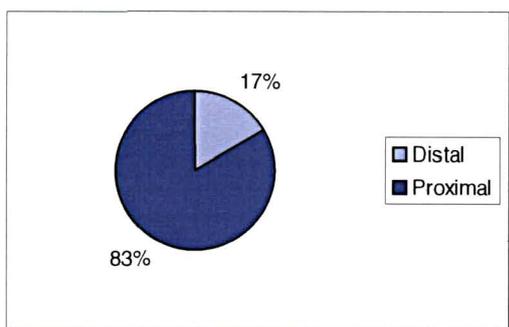
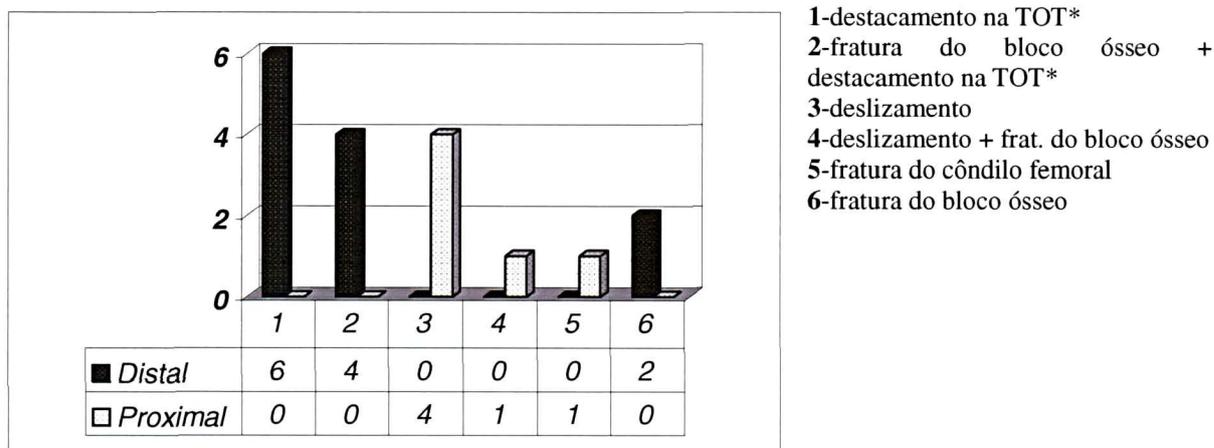


GRÁFICO 5 – FREQUÊNCIA DO LOCAL DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM



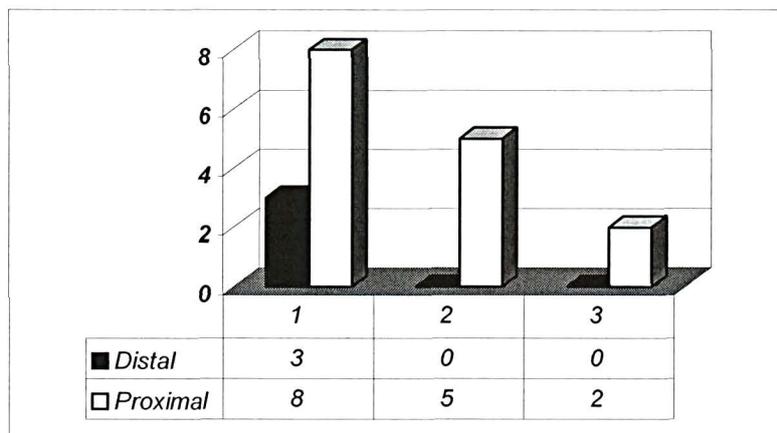
Os gráficos 6 e 7 relacionam o local e tipo de falha em ambos os métodos de fixação.

GRÁFICO 6 – LOCAL E TIPO DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO



*TOT : transição osso-tendão

GRÁFICO 7 – LOCAL E TIPO DE FALHA NO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM



1-destacamento na TOT*
 2-soltura do parafuso
 3-soltura do parafuso e fratura do
 côndilo

*TOT: transição osso-tendão

4.2 CARGA MÁXIMA

Comparando os valores médios da carga máxima entre os grupos, foi encontrado para o grupo de fixação sob pressão com bloco ósseo cônico um valor médio de 1019 N sendo significativamente maior que o valor do grupo de fixação com parafuso de interferência metálico de 9 mm, 719.06 N . (tabela 3)

TABELA-3 COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS DE CARGA MÁXIMA ENTRE OS MÉTODOS DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9MM E A FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO

MÉTODOS	n	ÍNDICES DE ADERÊNCIAS				p
		MÉDIA	DP	MIN	MAX	
IF 9mm	18	719,06	184,14	377	1029	0,0002
Bloco ósseo cônico	18	1019	241,22	609	1452	

Nota: n - número de joelhos, DP - desvio-padrão, MIN - mínimo, Max - máximo,

p - nível de significância estatística

4.3 RIGIDEZ

A rigidez média da fixação sob pressão com blocos ósseo cônico foi de 109,97 N/mm e para o grupo de fixação com parafusos metálicos de interferência de 9mm, 75,7 N/mm. Comparando tais valores médios de rigidez foi notada uma rigidez significativamente maior para a fixação com blocos ósseos (tabela 6).

TABELA-4 COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS DE RIGIDEZ ENTRE OS MÉTODOS DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO METÁLICO DE INTERFERÊNCIA DE 9MM E A FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO

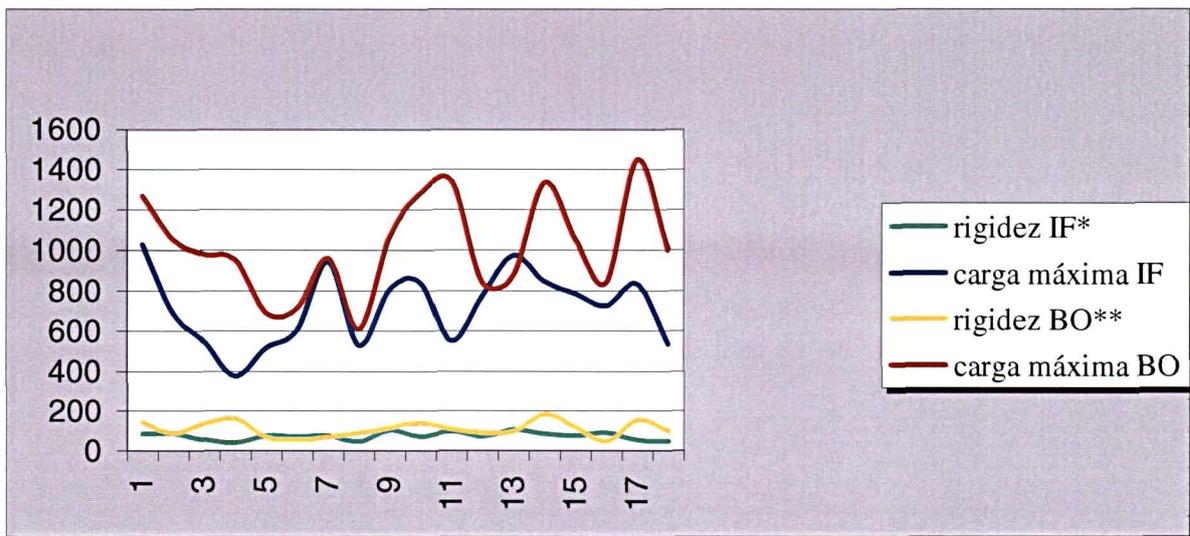
MÉTODOS	n	ÍNDICES DE ADERÊNCIAS				p
		MÉDIA	DP	MIN	MAX	
IF 9mm	18	75,7	19,87	42,67	108,36	0,0017
Bloco ósseo cônico	18	109,97	37,93	47,16	183,94	

Nota: n - número de animais, DP - desvio-padrão, MIN - mínimo, MAX - máximo,

p - nível de significância estatística

O gráfico 8 ilustra as diferenças de valores de carga máxima de tração e rigidez em ambos os métodos.

GRÁFICO 8 – VISUALIZAÇÃO DOS VALORES DE CARGA MÁXIMA E RIGIDEZ POR MÉTODO DE FIXAÇÃO



*IF: fixação com parafusos metálicos de interferência de 9 mm

**BO: fixação sob pressão com bloco ósseos cônico

5 DISCUSSÃO

Os resultados do reparo primário e da reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho, com ligamentos artificiais, têm sido descritos como desfavoráveis. Atualmente, o consenso é a reconstrução deste ligamento com enxertos biológicos e, entre eles, os mais utilizados são o tendão patelar e os tendões flexores (semitendinoso e gracilis quádruplos). FU et al.(2000)

Entre as vantagens do uso do enxerto do tendão patelar observa-se uma alta resistência à tração, adequada rigidez e rápida cicatrização. ARNOCZKY, TARVIN e MARSHALL (1982), NOYES et al. (1984), GOBBI et al. (2002)

O uso dos parafusos criados por KUROSAKA; YOSHIYA e ANDRISH (1987) foram amplamente difundidos e submetidos a vários estudos que mostraram a sua eficiência como método de fixação do enxerto osso-tendão patelar-osso, sendo considerado hoje o “padrão-ouro” de fixação deste enxerto. BRAND JR. et al. (2000).

Apesar do amplo uso desta fixação, inúmeras complicações têm sido descritas com o seu uso entre elas o posicionamento não paralelo do parafuso com conseqüente enfraquecimento do sistema, fratura dos blocos ósseos, laceração do enxerto, laceração dos fios de sutura e de tracionamento do enxerto, e perda fixação num osso osteopênico. BROWN JR. e CARSON (1999), WALTON (1999), BRAND JR. et al.(2000), KOUSA et al.(2001)

A presença do parafuso metálico dentro dos túneis da reconstrução, pode trazer dificuldades na realização de uma cirurgia de revisão além de prejudicar a análise da imagem por ressonância magnética muitas vezes importante no seguimento pós-operatório. KUROSAKA, YOSHIYA e ANDRISH (1987), RUPP, KRAUSS e FRITSH (1997), BOSZOTTA (1997), WALTON (1999), BRAND JR. et al. (2000)

O desenvolvimento de novos métodos de fixação deste enxerto, reconhecidamente eficiente, visa conciliar a eficiência biomecânica, integração biológica e menor morbidade.

Toda a comparação e extrapolação de resultados, de um modelo de ligamento cruzado anterior animal com estudos em humanos, deve sempre respeitar os limites inerentes a cada modelo. JACKSON et al. (1987b)

A opção, neste estudo, da escolha do modelo experimental ovino para a reconstrução do ligamento cruzado anterior se fez pela semelhança das propriedades mecânicas e anatômicas do ligamento cruzado anterior ovino com o humano, além da existência de outros trabalhos experimentais que utilizaram este mesmo modelo. JACKSON et al.(1987a,b), SCHINDHELM et al.(1989), DREZ et al.(1991), JACKSON et al.(1993), WALTON (1999), GULLMAN, MOLLAIAN e TOMAK (1999), BOSZOTTA e ANDERL (2001), WEILER et al. (2002)

Alguns autores não descrevem a utilização da pré-carga em testes de tração ligamentar em joelhos de ovinos. JACKSON et al. (1987a,b), SCHINDHELM et al.(1989), DREZ et al. (1991), JACKSON et al. (1993), WALTON (1999), BOSZOTTA e ANDERL (2001)

Por outro lado os valores da pré-carga descritos são variáveis. KASPERCZYK et al. (1993) estabeleceram como rotina uma pré-carga de 50 N. GULLMAN, MOLLAIAN e TOMAK (1999) padronizaram uma pré-carga de 2 N enquanto WEILER et al.(2002) usaram uma pré-carga de 1 N. No presente estudo adotou-se, como padrão, a pré-carga de 40 N preconizada por GROOD et al.(1988) cujo objetivo foi eliminar qualquer frouxidão residual causada pela fricção entre a superfície de contato da máquina com o osso.

Existem diferentes velocidades de deslocamento para o estudo da função ligamentar em ensaios de tração. NOYES et al. (1984) relataram que altas velocidades de deslocamento causam ruptura do enxerto usualmente no ponto de fixação. No presente trabalho, foi utilizada

a tração longitudinal com velocidade constante de 1mm/s permitindo assim uma melhor observação do local da ruptura do enxerto, o que é preconizado por GULMAN, MOLLAIAN e TOMAK (1999).

Ao se analisar os resultados obtidos dos testes realizados neste estudo; percebe-se que, em relação ao local da falha, no grupo fixado sob pressão com bloco ósseo cônico, 67% das falhas foram distais, localizadas junto ao grampo de fixação tibial da máquina de tração. O tipo mais freqüente de falha neste local foi o destacamento do tendão na transição osso-tendão em 50%. E em nenhum caso de falha distal para este grupo houve deslizamento do bloco ósseo, o que mostra uma eficiência do grampo de fixação tibial que foi desenvolvido. (fig 16)

GULLMAN, MOLLAIAN e TOMAK (1999) em seus ensaios mecânicos notaram que, semelhantemente a este estudo, no grupo de fixação com bloco ósseo femoral, houve um menor índice de falhas relacionadas ao local de fixação. Observaram que 53 % das falhas foram distais por deslizamento do bloco ósseo tibial junto ao grampo de fixação distal. Para o grupo fixado com parafusos de interferência, em 23 % dos casos ocorreu a expulsão do parafuso e do bloco ósseo, em 70 % ocorreu fratura dos blocos ósseos patelares e em 7 % houve deslizamento do bloco tibial junto ao grampo de fixação.

FIGURA 16 – TIPO MAIS FREQUENTE DE FALHA PELO MÉTODO DE FIXAÇÃO SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO: DESTACAMENTO DO TENDÃO, NA TRANSIÇÃO OSSO-TENDÃO, DISTAL À FIXAÇÃO



Por outro lado, no grupo fixado com parafusos de interferência, 83% das falhas ocorreram no local de fixação do parafuso. O tipo mais freqüente de falha ocorrida no fêmur

foi também o destacamento do tendão na transição osso-tendão (fig. 17), ocorrendo em 53,33% das falhas proximais, no restante, 46,67%, a falha ocorreu por soltura do parafuso.

FIGURA 17 – TIPO MAIS FREQUENTE DE FALHA PELO MÉTODO DE FIXAÇÃO COM PARAFUSOS METÁLICOS DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM: DESTACAMENTO DO TENDÃO, NA TRANSIÇÃO OSSO-TENDÃO, NO LOCAL DA FIXAÇÃO



Tal fato pode indicar uma menor morbidade do método de fixação sob pressão com bloco ósseo cônico comparado aos parafusos de interferência metálicos.

No presente estudo, para o grupo de a fixação femoral com bloco ósseo cônico, os valores médios de carga máxima e rigidez foram 1019 N e 109,97 N/mm respectivamente. Para o grupo de fixação com parafuso de interferência metálico de 9 mm o valores médios de carga máxima e rigidez foram 719,06 N 75,7 N/mm respectivamente. Tanto para carga máxima quanto para rigidez as diferenças entre os dois grupos foram estatisticamente significativas, o que mostra uma melhor eficiência mecânica do método de fixação sob pressão com blocos ósseo cônico.

Ao se comparar os dados deste estudo com outros ensaios realizados em ovinos, são observados valores médios maiores da carga máxima quando se utiliza a fixação com bloco ósseo cônico. Os valores médios de rigidez são semelhantes aos encontrados por JACKSON et al.,(1993), mas convém ressaltar que os ensaios de tração, realizados por estes autores, foram somente após 6 semanas de evolução e não imediatamente após a fixação. (tabela 5)

Em relação aos resultados da fixação com parafusos de interferência metálicos de 9 mm neste trabalho, os valores de carga máxima e rigidez foram maiores que os encontrados na literatura específica para ovinos (tabela 5).

Em relação aos estudos realizados nos ligamentos cruzados anteriores de ovinos parecer haver uma semelhança com os valores encontrados na literatura referentes aos ligamentos cruzados anteriores de humanos. Relacionando estes valores com os da fixação com bloco ósseo cônico, a resistência desta fixação poderia variar de 41,62% a 59,80 % da carga máxima e 15,91 % a 66,24 % da rigidez do ligamento cruzado anterior normal de ovinos enquanto que para a fixação com parafusos de interferência metálicos de 9 mm a carga máxima poderia variar de 29,37 % a 42,19% e a rigidez de 10,95 % a 45,60%. No entanto, existem diferenças metodológicas entre estes trabalhos e o presente, tais como o tamanho e tipo do enxerto, método de fixação, velocidade da tração nos ensaios. Portanto, os dados são apenas hipotéticos, havendo necessidade de um maior aprofundamento mediante a realização de novos estudos (tabela 6).

TABELA-5 COMPARAÇÃO DE ESTUDOS BIOMECÂNICOS EM OVINOS: VALORES MÉDIOS DA RESISTÊNCIA DA FIXAÇÃO DOS ENXERTOS PARA A RECONSTRUÇÃO DO LCA

AUTOR	ANO	Material Estudado	MÁQ	T	VEL	CM(N)	R(N/mm)	n
					500mm/			
Schindhelm et al.	1989	TP c/ grampo de Richard	Instron.	l	s	181	-	6
Jackson et al.	1993	TP pf + ar (6 sem)	Instron	l	E/s	265	116	10
Jackson et al.	1993	Aloenxerto TP pf + ar (6 sem)	Instron	l	E/s	241	134	10
Walton	1999	TP IF absorvível 5,5 mm	Instron	l	50mm/s	183,8	-	5
Walton	1999	TP IF metálico 5,5 mm	Instron	l	50mm/s	232,8	-	5
Gulman, Mollaian e Tomak	1999	TP bloqueio ósseo 7mm	Lloyd	l	l	389,92	25	12
Gulman, Mollaian e Tomak	1999	TP pf IF 5 mm	Lloyd	l	l	275	26,93	12
Boszotta e Anderl	2001	TP ethib 6 + bloco ósseo 9,5 mm	Shenk	l	l	758	25,1	14
Boszotta e Anderl	2001	TP pf IF 8mm	Shenk	l	l	572,2	17,68	10
Boszotta e Anderl	2001	bloco ósseo 9,5 mm	Shenk	l	l	608,4	19,92	10
Boszotta e Anderl	2001	dupla sutura ethibond 6	Shenk	l	l	304,5	6,69	10
Weiler et al.	2002	TA pf IF absorvível 8 mm	Zwick	l	l	267	41,2	10
Silva	2002	TP pf IF 9 mm	MTS	l	l	719,06	75,7	18
Silva	2002	TP bloco ósseo cônico	MTS	l	l	1019	109,97	18

MAQ: máquina, T: tração, l: longitudinal, VEL: velocidade- mm/s, CM: carga máxima, R: rigidez, n: número da amostra, LCA: ligamento cruzado anterior, L/s: ligamento/segundo, TP: tendão patelar, LAD: ligament aummentation device, E/s: enxerto/segundo, pf: parafuso, ar: arruela, IF: interferência, I: idade, ESP: espécie, s: suíno, h: humano, o: ovino,

TABELA-6 COMPARAÇÃO DOS VALORES MÉDIOS DE CARGA MÁXIMA E RIGIDEZ DO LCA NORMAL DE OVINOS COM OS DAS FIXAÇÕES NAS RECONSTRUÇÕES COM OSSO-TENDÃO PATELAR-OSSO DO ESTUDO ATUAL

AUTOR	ANO	Material Estudado	MÁQ	T	VEL	CM(N)	R(N/mm)	n
Jackson et al.	1987a	LCA	-	l	L/s	2301	686	7
Jackson et al.	1987b	LCA	-	l	L/s	2448	691	6
Drez et al.	1991	LCA	-	l	L/s	1704	681	12
Jackson et al.	1993	LCA	Lebow	l	L/s	2192	166	46
Silva	2002	TP pf IF 9 mm	MTS	l	l	719,06	75,7	18
Silva	2002	TP bloco ósseo cônico	MTS	l	l	1019	109,97	18

MAQ: máquina, T: tração, l: longitudinal, VEL: velocidade, CM: carga máxima, R: rigidez, n: número da amostra, LCA: ligamento cruzado anterior, L/s: comprimento do ligamento/segundo, TP: tendão patelar, E/s: enxerto/segundo, pf: parafuso, IF: interferência,

6 CONCLUSÃO

A fixação femoral do enxerto osso-tendão patelar-osso, em ovinos, pelo método de fixação sob pressão com bloco ósseo de duplo diâmetro, traz menor morbidade ao local de fixação e maior eficiência mecânica que a fixação com parafusos metálicos de interferência de 9 mm, mostrando valores significativamente maiores de carga máxima e rigidez.

REFERÊNCIAS

1. 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.**, v. 64-A, n. 2, p. 217-224, 1982.
2. BLEVINS, F.T. et al. The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. **Am. J. Sports Med.**, v. 22, n. 3, p. 328-333, 1994.
3. BOSZOTTA, H. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon graft in press-fit technique: surgical technique and follow-up. **Arthroscopy.**, v. 13, n. 3, p. 332-339, 1997.
4. 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.
5. BRAND JR., J. et al. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. **Am. J. Sports Med.**, v. 28, n. 5, p. 761-774, 2000.
6. BROWN JR., C.H. et al. The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. **Am. J. Sports Med.** v. 21, n. 6, p. 880-886, 1993.
7. BROWN JR., C.H.; CARSON, E.W. Revision anterior cruciate ligament surgery. **Clin. Sports Med.**, v.18, n. 1, p. 109-171, jan. 1999.
8. BUSSAB, W.O.; MORETTIN, P.A. **Estatística Básica**. São Paulo: Saraiva, 2002.
9. 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.
10. CAMPBELL, W.C. Reconstruction of the ligaments of the knee. **Am. J. Surg.**, n. 43, p. 473-480, 1939.
11. CLANCY JR., W.G. et al. Anterior cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar ligament, augmented by extra-articular tendon transfers. **J. Bone Joint Surg.**, v. 64-A, n. 3, p. 352-359, 1982.
12. COOPER, D.E.; DENG, X.H; BURSTEIN, A.L. The strength of the central third patellar tendon graft. A biomechanical study. **Am. J. Sports Med.**, v. 21, n. 6, p. 818-824, 1993.

13. DREZ, D.J. et al. Anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone allografts. A biological and biomechanical evaluation in goats. **Am. J. Sports Med.**, v. 19, n. 3, p. 256-263, 1991.
14. FONSECA, J.S.; MARTINS, G.A. **Curso de Estatística**. São Paulo: Atlas, 1995.
15. FU, F.H. et al. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations. **Am. J. Sports Med.**, v. 28, n. 1, p.124-130, 2000.
16. GOBBI, A. et al. Patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction with conical press-fit femoral fixation: 5-year results in athletes population. **Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.**, v.10, p. 73-79, 2002.
17. GREIS, P.E.; STEADMAN, J.R. Revision of failed prosthetic anterior cruciate ligament reconstruction. **Clin. Orthop.**, n. 325, p. 78-90, 1996.
18. GROOD, L. et al. Load tolerance, security, and failure modes of fixation devices for synthetic knee ligaments. **Clin. Orthop.**, n. 253, p. 190-196, 1990.
19. GÜLMAN, 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.
20. HAMNER, D.L. et al. Hamnstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: Biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. **J. Bone Joint Surg.**, v. 81-A, p. 549-557, 1999.
21. 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, n. 2, p. 176-185, 1993.
22. 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, 1987.
23. 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. 15, n. 6, p. 528-538, 1987.
24. JOHNSON, R.J. et al. The treatment of injuries of the anterior cruciate ligament. **J. Bone Joint Surg.**, v.74-A, n. 1, p. 140-151, 1992.
25. JONES, K.G. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament. **J. Bone Joint Surg.**, v. 45-A, n. 5, p. 925-932, 1963

26. KASPERCZYK, W.J. et al. Staging of patellar tendon autograft healing after posterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical and histological study in a sheep model. **Clin. Orthop.**, n. 286, p. 271-282, 1993.
27. KOHN, D.; ROSE, C. Primary stability of interference screw fixation. Influence of screw diameter and insertion torque. **Am. J. Sports Med.**, v. 22, n. 3, p. 334-338, 1994.
28. 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.
29. KÜHNE, J.H.; FOTTNER, M.; PLITZ, W. Primärstabilität einer implantatfreien Verankerung des lig.-patellae-transplantats beim vorderen Kreuzbandersatz. **Unfallchirurg**, v.102, p. 791-796, 1999.
30. 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.
31. LAMBERT, K.L. Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency. **Clin. Orthop.**, n.172, p. 85-89, 1983.
32. MARKHOLF, K.L. et al. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An *in vitro* study performed with a new experimental technique. **J. Bone Joint Surg.**, v. 72-A, n. 4, 1990.
33. MATTHEWS, L.S. et al. Fixation Strengths of patellar tendon-bone grafts. **Arthroscopy**, v. 9, n. 1, p. 76-81, 1993.
34. NOYES, F.R. et al. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstruction. **J. Bone Joint Surg.**, v. 66-A, n.3, p. 344-352, 1984.
35. NOYES, F.R.; De LUCAS, M.S. e TORVIK, P.J. Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: An analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. **J. Bone Joint Surg.**, v. 56-A, n.2, p. 236-253, 1984.
36. NOYES, F.R.; GROOD, E.S. The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. Age-related and species-related changes. **J. Bone Joint Surg.**, v. 58-A, n. 8, p. 1074-1082, 1976.
37. NOYES, F.R.; MANGINE, R.E.; BARBER, S. Early knee motion after open and arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. **Am. J. Sports Med.**, v. 15, n. 2, p. 149-160, 1987.
38. PALMER, I. On the injuries of the ligaments of the knee joint. A clinical study. **Acta Chir. Scandinavica**, supplemento 53, 1938.

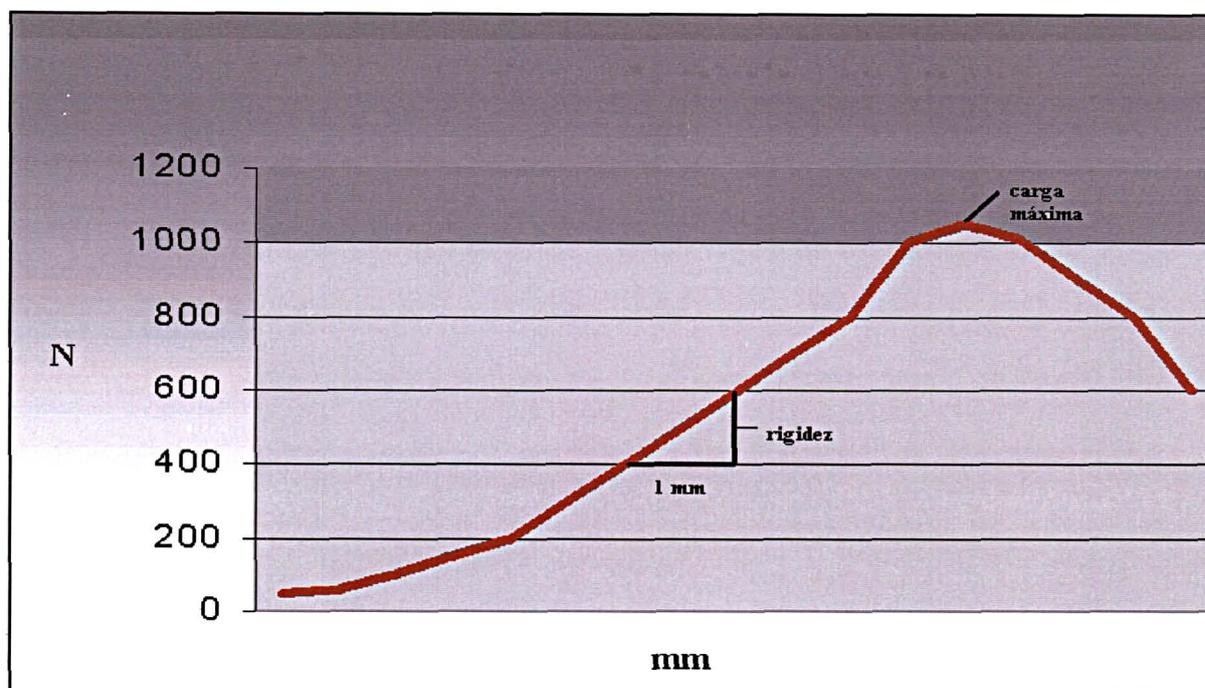
39. PENA, F. et al. Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density, and interference. **Am. J. Sports Med.**, v. 24, n. 3, p. 329-334, 1996.
40. ROWDEN, N.J. et al. Anterior cruciate ligament graft fixation. Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. **Am. J. Sports Med.**, v. 25, n. 4, p. 472-478, 1997.
41. RUPP, S.; KRAUSS, P.W.; FRITSH, E.W. Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft. **Arthroscopy**, v. 13, n.1, p. 61-65, 1997.
42. SCHINDHELM, K. et al. Autograft and Leeds-Keio reconstructions of the ovine anterior cruciate ligament. **Clin. Orthop.**, n. 267, p. 278-293, 1991.
43. SHAPIRO, J.D. et al. The biomechanical effects of geometric configuration of bone-tendon-bone autografts in anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy**, v. 8, n. 4, p. 453-458, 1992.
44. SHELBORNE, K.D; NITZ, P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. **Am. J. Sports Med.**, v. 18, n. 3, p. 292-299, 1990.
45. SHOEMAKER, S.C.; MARKOLF, K.L. Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees. An *in vitro* study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. **J. Bone Joint Surg.**, v. 67-A, n. 1, p. 136-146, 1985.
46. SPIEGEL, M.R.. **Estatística**. São Paulo: McGraw-Hill, 1984.
47. SOUZA, S.A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos. Fundamentos teóricos e práticos**. 5ª. edição. São Paulo: Edgard Blücher, 1982.
48. STÄUBLI, H-U; SCHATZMANN, L.; BRUNNER, L. Quadriceps tendon and patellar ligament: Cryosectional anatomy and structural properties in young adults. **Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.**, v.4, p. 100-110, 1996.
49. STEINER, M.E. et al. Anterior Cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. **Am. J. Sports Med.**, v. 22, n. 2, p. 240-247, 1994.
50. UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ. Sistema de Bibliotecas. **Normas para apresentação de documentos científicos**. Curitiba:Ed. da UFPR, 2000.
51. WALTON, M. Absorbable and metal interference screws: comparison of graft security during healing. **Arthroscopy**, v. 15, n. 8, p. 818-826, 1999.
52. 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.

53. 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.

ANEXOS

ANEXO 1 –

GRÁFICO 2 - CURVA CARGA(TENSÃO)/DEFORMAÇÃO



¹A carga máxima exprime a quantidade máxima de força atingida num ensaio de tração, caracterizando o final da zona plástica. SOUZA, Sérgio Augusto de. Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos: Fundamentos teóricos e práticos. São Paulo, Edgar Blücher, 1982.

²A rigidez é a variação da carga por unidade de deslocamento obtida do intervalo linear da curva de carga (tensão)/deformação num ensaio de tração. NOYES et al.,(1974)

ANEXO 2 –

QUADRO 1 - DEMONSTRATIVO DE TRABALHOS BIOMECÂNICOS RELACIONADOS À FIXAÇÃO DE ENXERTOS DE TENDÕES PATELARES COM PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA EM CADÁVERES HUMANOS

AUTOR	ANO	N	ENXERTO	I	MÁQ	T	V	CM	RIG
Kurosaka et al	1987	3	TP AO 6,5 mm	58,6	instron	L	30	160,9	36,2
Kurosaka et al	1987	3	TP IF 9,0 mm	58,6	instron	L	30	436,5	57,9
Shapiro et al	1992	6	TP IF 9,0 mm circular	73,5	MTS	L	lig	845,83	*
Shapiro et al	1992	6	TP IF 9,0 mm trapezoidal	73,5	MTS	L	lig	691,16	*
Brown et al	1993	5	TP IF 7,0 mm-DF	79	instron	L	1	256	70,2
Brown et al	1993	5	TP IF 9,0 mm-FD	79	instron	L	1	235	82,8
Matthews et al	1993	12	TP IF 9,0 mm	j	MMED	L	510	435	*
Matthews et al	1993	11	TP IF 9,0 mm refixação	j	MMED	L	510	458,18	*
Kohn e Rose	1994	5	TP IF 7,0 mm	33,2	Zug	L	3,33	390	36
Kohn e Rose	1994	5	TP IF 9,0 mm	33,2	Zug	L	3,33	727	79
Steiner et al	1994	10	TP IF 9,0 mm	69,5	instron	AP	1	423	46
Steiner et al	1994	5	TP IF 9,0 mm + sutura	69,5	instron	AP	1	674	50
Pena et al	1996	10	TP IF 9,0 mm	42	MTS	L	0,83	640	*
Rowden et al.	1997	6	TP IF 7,0 mm	24	instron	L	8,33	416	51
Caborn et al.	1997	9	TP IF 7,0 mm bio.	*	instron	AP	0,33	552,5	*
Caborn et al.	1997	9	TP IF 7,0 mm titânio	*	instron	AP	0,33	558,3	*
Kuhne et al.	1999	20	TP IF 7,0 mm	43	Zwick	L	0,83	402	*

N: número da amostra, I: idade, ESP: espécie, MÁQ: máquina, T: tipo da tração, L: longitudinal, AP: Antero-posterior, V: velocidade, CM: carga máxima, RIG: rigidez, TP: tendão patelar, RL: retináculo-patelar, IF: parafuso de interferência, bio: biodegradável, FD:fora para dentro, DF:dentro para fora, p.o.: pós-operatório, * : não relatado

ANEXO 3 –

QUADRO 2 - DEMONSTRATIVO DAS VARIÁVEIS QUALITATIVAS E QUANTITATIVAS DOS JOELHOS SUBMETIDOS À FIXAÇÃO FEMORAL SOB PRESSÃO COM BLOCO ÓSSEO CÔNICO

Teste	Lado	Local da Falha	Tipo da Falha	Rigidez (N/mm)	Carga Máxima (N)
1	E	distal	destacamento na TOT*	141,49	1270
2	E	distal	frat.* do bloco ósseo	88,71	1055
3	E	proximal	deslizamento	97,7	880
4	D	distal	frat.bloco ósseo	138,46	982
5	E	proximal	deslizamento	183,94	1338
6	E	distal	frat.bloco ósseo + TOT	163,28	954
7	E	distal	frat.bloco ósseo + TOT	69,06	693
8	E	proximal	deslizamento	117,24	1053
9	E	distal	frat.bloco ósseo + TOT	57,27	713
10	E	proximal	deslizamento	47,16	845
11	D	proximal	deslizamento + frat.bloco ósseo	154,97	1452
12	E	distal	frat.bloco ósseo + TOT	71,08	962
13	E	distal	destacamento na TOT	87,81	609
14	D	distal	destacamento na TOT	116,23	1071
15	D	proximal	fratura do côndilo femoral lat.	102,19	1002
16	E	distal	destacamento na TOT	139,25	1281
17	D	distal	destacamento na TOT	111,17	1342
18	D	distal	destacamento na TOT	92,53	840

TOT: transição osso-tendão, frat**.: fratura, lat.: lateral

ANEXO 4 –

QUADRO 3 - DEMONSTRATIVO DAS VARIÁVEIS QUALITATIVAS E QUANTITATIVAS DOS JOELHOS SUBMETIDOS À FIXAÇÃO FEMORAL COM PARAFUSOS METÁLICOS DE INTERFERÊNCIA DE 9 MM

Teste	Lado	Local da Falha	Tipo da Falha	Rigidez (N/mm)	Carga Máxima (N)
1	D	proximal	destacamento na TOT*	85,68	1029
2	D	distal	destacamento na TOT	88,26	689
3	E	proximal	destacamento na TOT	57,6	550
4	D	proximal	destacamento na TOT	42,67	377
5	E	proximal	destacamento na TOT	75,57	516
6	D	proximal	destacamento na TOT	73,21	607
7	E	proximal	soltura do parafuso	75,24	947
8	D	proximal	destacamento na TOT	47,83	529
9	D	proximal	destacamento na TOT	106,12	810
10	E	proximal	destacamento na TOT	72,09	845
11	D	proximal	soltura do parafuso	99,27	553
12	E	proximal	soltura do parafuso	74,11	778
13	E	proximal	soltura do parafuso + fratura do côndilo	108,36	979
14	D	proximal	soltura do parafuso	87,14	849
15	E	distal	destacamento na TOT	77,71	788
16	E	proximal	soltura do parafuso + fratura do côndilo	90,96	726
17	D	distal	destacamento na TOT	54,69	836
18	D	proximal	soltura do parafuso	46,04	535

TOT: transição osso-tendão, frat**: fratura, lat.: lateral