

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

HERMES AUGUSTO AGOTTANI ALBERTI

**RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR:
INFLUÊNCIA DA SOLIDARIZAÇÃO E DA ROTAÇÃO DO ENXERTO
NA FIXAÇÃO COM PINOS TRANSVERSOS**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA
2013

HERMES AUGUSTO AGOTTANI ALBERTI

**RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR:
INFLUÊNCIA DA SOLIDARIZAÇÃO E DA ROTAÇÃO DO ENXERTO
NA FIXAÇÃO COM PINOS TRANSVERSOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Borges

Co-orientador: Prof. Dr. Mauro Batista Albano

**CURITIBA
2013**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

SXXX Alberti, Hermes Augusto Agottani
RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR: INFLUÊNCIA DA SOLIDARIZAÇÃO E DA ROTAÇÃO DO ENXERTO NA FIXAÇÃO COM PINOS TRANSVERSOS / Hermes Augusto Agottani Alberti. – 2013.
58 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Borges.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2013.
Bibliografia: f. 54-58.

II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Campus Curitiba

TERMO DE APROVAÇÃO

Hermes Augusto Agottani Alberti

**RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR:
INFLUÊNCIA DA SOLIDARIZAÇÃO E DA ROTAÇÃO DO ENXERTO NA
FIXAÇÃO COM PINOS TRANSVERSOS**

Aos meus pais, exemplos de amor,
dignidade, trabalho e perseverança;
à Aline, motivo para todas as virtudes acima;
dedico.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, pelo exemplo de vida, pelo incansável esforço para minha formação e pela imensa tolerância com o acúmulo de amostras, ferramentas, pilhas de papéis nos últimos anos.

À minha noiva Aline, pelo companheirismo, compreensão e bom humor às longas horas de ausência e quietude.

Ao Professor Doutor Paulo Cesar Borges, pela infindável paciência e boa vontade no curso da orientação.

Aos Professores Doutores Mauro Batista Albano e Edmar Stieven Filho, pelo fundamental auxílio na árdua tarefa da produção científica.

Ao meu tio Prof. Dr. Metry Bacila (*in memorian*), pelo exemplo de trajetória heróica pelo avanço da Ciência.

Aos meus colegas do Grupo de Cirurgia do Joelho do Hospital do Trabalhador e Centro de Traumatologia Esportiva e Artroscopia pelo auxílio nas dificuldades do dia-a-dia.

Aos demais Professores e Funcionários do Grupo de Materiais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, pelo treinamento técnico e auxílio nos testes mecânicos deste trabalho.

“A ciência serve para nos dar uma idéia de quão extensa é a nossa ignorância.” Félicité Robert de Lamennais

RESUMO

ALBERTI, Hermes Augusto Agottani. RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR: INFLUÊNCIA DA SOLIDARIZAÇÃO E DA ROTAÇÃO DO ENXERTO NA FIXAÇÃO COM PINOS TRANSVERSOS. 58 f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013.

Objetivo: comparar fixação transversa de enxertos tendinosos solidarizados versus não-solidarizados e entre duas posições rotacionais diferindo 90 graus entre si em túnel ósseo. **Métodos:** trinta e seis sistemas de fixação de tendões quádruplos bovinos em osso porcino foram confeccionados e divididos em quatro grupos de acordo com duas posições rotacionais de enxerto (diferindo 90°) e presença ou não de solidarização. Em ensaio de tração, os dados de força e deslocamento nos pontos de falha (força máxima F_{max} e primeiro pico válido F_p) e ponto de medida 445N foram medidos, comparados e utilizados para o cálculo de rigidez. Foram contabilizados os picos intermediários válidos. **Resultados:** os grupos “à cavaleiro” apresentaram maior força de ponto de falha com todos os parâmetros ($p < 0,05$) e maior rigidez com o uso de ponto de força máxima ($P < 0,05$). Nos grupos transfixantes, o grupo com solidarização apresentou maior F_{max} e F_p (F_{max} de $1555,4N \pm 408$ versus $1135,2 \pm 448,7$, F_p de $1539,9N \pm 400,8$ versus $950,5N \pm 599,8$). A quantidade de picos intermediários foi maior no grupo transfixante sem solidarização. **Conclusão:** A posição “à cavaleiro” apresentou maior F_{max} , F_p e rigidez. Com a solidarização, o grupo transfixante obteve melhor resposta à tração.

Palavras-chave: Ligamento Cruzado Anterior, Fêmur, Ensaio de Tração, Dispositivos de Fixação Ortopédica, Biomecânica, Mecânica, Tendões

ABSTRACT

ALBERTI, Hermes Augusto Agottani. ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION: INFLUENCE OF SEWING AND GRAFT ROTATION IN TRANSVERSE-PINS FIXATION. 58 f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013.

Purpose: To make comparison between sewed and not sewed and between two different rotational positions of transverse fixed tendon graft inside bone tunnel. **Methods:** Thirty-six quadrupled bovine tendon grafts fixation systems in porcine femurs models were divided into four groups concerning rotational positioning inside de bone tunnel and the presence of sewing through the tendon sections. By measuring displacement and maximum load, first validated peak load and 445N point, the groups were compared and the rigidity was achieved. The intermediate validated peaks were observed. **Results:** looped positioned groups showed higher fail points levels than the transfixed groups using all parameters ($p < 0,05$), as well as greater rigidity when using the maximum load as fail parameter. In transfixed tendons groups, the sewed tendon group showed greater F_{max} and F_p (F_{max} $1555,4N \pm 408$ versus $1135,2 \pm 448,7$ and F_p $1539,9N \pm 400,8$ versus $950,5N \pm 599,8$), $p < 0,05$. Intermediate peaks incidence was greater in the not-sewed/not-looped (transfixed) group. **Conclusion:** looped positioned group gave better results: greater F_{max} , F_p , and rigidity. The transfixed tendons group had better response to tensile load when sewed.

Keywords: Anterior Cruciate Ligament, Femur, Tensile Test, Orthopedic Fixation Device, Mechanics, Tendons, Biomechanics

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Posição anatômica do LCA em corte perfil (esquerda) e por vista anterior do joelho fletido (direita)	15
FIGURA 2	– Posições de confecção do túnel femoral	17
FIGURA 3	– Fixação com método transversal de 2 pinos	19
FIGURA 4	– Fixação com parafuso de interferência	19
FIGURA 5	– Fixação à distância com <i>endo-button</i>	20
FIGURA 6	– Simulação externa do objetivo de incidência dos pinos sobre os enxertos dentro do túnel	22
FIGURA 7	– Solidarização dos tendões	22
FIGURA 8	– Gráficos de teste de tração	25
FIGURA 9	– Gráfico tensão <i>versus</i> deformação	27
FIGURA 10	– Módulo tangente para determinação do módulo de elasticidade	28
FIGURA 11	– Módulo secante para determinação do módulo de elasticidade	28
FIGURA 12	– Limites de elasticidade e de proporcionalidade	29
FIGURA 13	– Mudança de inclinação da curva (perda da proporcionalidade)	30
FIGURA 14	– Gráfico de ensaio de tração (tensão <i>versus</i> deformação)	30
FIGURA 15	– Gráfico de ensaio de tração em sistema de fixação de enxerto tendinoso ..	31
FIGURA 16	– Representação gráfica de um ensaio de tração	35
FIGURA 17	– Medidor de passagem para enxerto	37
FIGURA 18	– Método para determinar F_p	39
FIGURA 19	– Garra de tendão e elemento de fixação do fêmur	42
FIGURA 20	– Comparativo F_{max} <i>versus</i> F_p entre os grupos	46
FIGURA 21	– Comparativo F_{max} <i>versus</i> F_p entre os grupos	48
FIGURA 22	– Gráfico força <i>versus</i> deslocamento	51

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– Força máxima (F_{max})	45
TABELA 2	– Força no primeiro pico válido (F_p)	45
TABELA 3	– Parâmetro <i>versus</i> valor- p entre os grupos	46
TABELA 4	– Ponto de falha – solidarizados <i>versus</i> não solidarizados e cavaleiro <i>versus</i> transfixante	46
TABELA 5	– Rigidez com uso do ponto $F_{max}(R_{max})$	47
TABELA 6	– Rigidez com uso do ponto $F_p(R_p)$	47
TABELA 7	– Rigidez com uso do ponto 445 Newtons (F_{445})	47
TABELA 8	– Parâmetro <i>versus</i> valor- p entre os grupos (para rigidez)	48
TABELA 9	– Rigidez entre solidarizados <i>versus</i> não-solidarizados e cavaleiro <i>versus</i> transfixante	48
TABELA 10	– ΔL por parâmetro	49
TABELA 11	– ΔL_{445} por grupo	49
TABELA 12	– Presença de picos intermediários	49

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Características dos tipos de enxerto	18
---	----

LISTA DE SIGLAS

LCA	Ligamento Cruzado Anterior
OTO	Osso-Tendão-Osso

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E JUSTIFICATIVA	14
1.2 OBJETIVOS	15
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1 TÉCNICAS DE RECONSTRUÇÃO	16
2.2 FATORES DETERMINANTES DO RESULTADO CLÍNICO DA RECONSTRUÇÃO DO LCA	20
2.2.1 Fatores Específicos para o Enxerto de Tendões Flexores	21
2.2.1.1 Posição enxerto-pinos	21
2.2.1.2 Solidarização	22
2.3 MODELOS EXPERIMENTAIS PARA SIMULAR RECONSTRUÇÃO DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	23
2.3.1 Osso Porcino	23
2.3.2 Tendão Extensor Digital Bovino	23
2.3.3 Método de Fixação dos Tendões nos Testes Mecânicos	23
2.3.4 Congelamento das Amostras	24
2.4 CONCEITOS BÁSICOS DO ENSAIO DE TRAÇÃO	24
2.4.1 Gráfico de Ensaio de Tração	24
2.4.2 Tensão Versus Carga	26
2.4.3 Deformação	26
2.4.4 Módulo de Elasticidade	26
2.4.5 Limite Elástico	28
2.4.6 Limite de Proporcionalidade	28
2.4.7 Determinação dos Limites Elástico e de Proporcionalidade	29
2.4.8 Limite Elástico Aparente (Limite de Johnson)	29
2.5 ENSAIOS DA FIXAÇÃO DE ENXERTO TENDINOSO EM OSSO	30
2.6 ENSAIOS PARA AVALIAÇÃO MECÂNICA DE TÉCNICAS DE RECONSTRUÇÃO DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	31
2.6.1 Teste Estático	32
2.6.2 Teste Cíclico	32
2.6.3 Pré-Tensão	32
2.6.4 Velocidade de Tração	33
2.6.5 Direção de Tração	33
2.6.6 Análise de Curvas	33
2.7 SOLICITAÇÃO MECÂNICA INICIAL NA RECONSTRUÇÃO DO LCA	34
3 MÉTODOS	36
3.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	36
3.2 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS	36
3.2.1 Variáveis Independentes	36
3.2.2 Variáveis de Controle	38

3.2.3 Variáveis de Resposta	38
3.2.4 Ponto de Falha	38
3.2.5 Rigidez	39
3.2.6 Distância de Curso	39
3.2.7 Quantidade de Picos Intermediários	40
3.2.8 Preparo dos Corpos de Prova	40
3.2.9 Ensaio de Tração	42
3.3 MÉTODOS DE MEDIDA	43
3.3.1 Medida de Ponto de Falha	43
3.3.2 Medida da Rigidez	43
3.3.3 Distância de Curso	43
3.3.4 Contagem da Presença de Picos Intermediários	43
3.4 ANÁLISE DOS RESULTADOS	44
4 RESULTADOS	45
4.1 PONTO DE FALHA	45
4.2 RIGIDEZ	47
4.3 DESLOCAMENTO	48
4.4 PRESENÇA DE PICOS INTERMEDIÁRIOS	49
5 DISCUSSÃO	50
6 CONCLUSÕES	53
REFERÊNCIAS	54

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E JUSTIFICATIVA

A ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) constitui uma das principais lesões decorrentes de atividades desportivas e é a mais comum lesão ligamentar do joelho (MIYASAKA *et al.*, 1991). As consequências clínicas observáveis após a lesão são: instabilidade ântero-lateral do joelho, diminuição da propriocepção (traduzidas clinicamente por falseios), perda global de força muscular e atrofia do músculo quadríceps (GRIMBY *et al.*, 1980). Sua ruptura acarreta lesões da cartilagem e dos meniscos, culminando com artrose da articulação do joelho (BRAND *et al.*, 2000).

Os resultados inaceitáveis resultantes do tratamento conservador e a incidência de lesões a outras estruturas articulares norteiam a decisão do tratamento para reconstrução cirúrgica (NOYES; BARBER-WESTIN, 2006). A reconstrução ligamentar com substituição do ligamento lesado por um neo-ligamento enxertado permite ao paciente o retorno às atividades diárias de vida e esportivas, bem como diminui a incidência e gravidade das lesões associadas a longo prazo (NOYES *et al.*, 1983; HARILAINEN *et al.*, ; FRANK; JACKSON, 1997; ABATE *et al.*, 1998).

O LCA é uma estrutura intra-articular do joelho, formado por múltiplas fibras colágenas organizadas em fascículos, tendo origem na parede medial do côndilo lateral do fêmur e inserção entre as duas superfícies articulares da tíbia (Figura 1). Tem função de restrição mecânica impedindo a translação anterior da tíbia e, por possuir mecanorreceptores e inervação, tem função de propriocepção (sensibilidade de posição espacial da articulação). A maioria das técnicas para reconstrução cirúrgica do LCA utilizadas no presente momento constituem-se de perfurações ósseas (túneis) na tíbia e no fêmur para que um enxerto tendinoso seja fixado aos mesmos, de modo a restringir a translação anterior da tíbia como o ligamento original.

As características mecânicas do neo-ligamento fixado, seu comportamento de biointegração, a morbidade do sítio doador do tecido do enxerto e a reabilitação determinam o sucesso do procedimento de reconstrução do ligamento cruzado anterior. Com foco em cada um desses

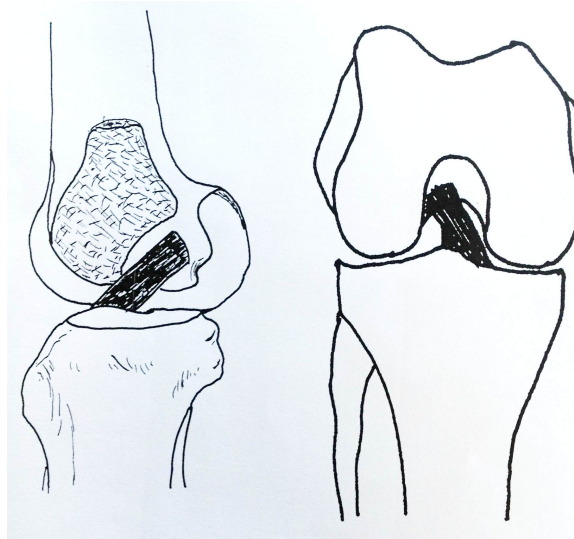


Figura 1: Posição anatômica do LCA em corte perfil (esquerda) e por vista anterior do joelho fletido (direita).

caracteres, a pesquisa atual em técnicas cirúrgicas e métodos de fixação para a reconstrução de LCA visam: implementar estabilidade e rigidez durante o período inicial pós-cirurgia, diminuir morbidade (principalmente dor) pós-operatória sobretudo no sítio doador do enxerto, permitir a maior área de contato entre o enxerto e o osso, a fim de permitir protocolos cada vez mais precoces e agressivos de reabilitação e retorno à marcha.

No campo da rigidez, a literatura vigente carece de estudos abordando alguns detalhes técnicos da fixação de enxerto tendinoso no fêmur com dois pinos transversos: a posição rotacional do enxerto quando da incidência dos pinos e a presença ou não de suturas de solidarização.

1.2 OBJETIVOS

O presente estudo visa comparar o comportamento mecânico em ensaio de tração de duas diferentes posições rotacionais de enxerto tendinoso diferindo 90 graus entre si quando da incidência dos pinos de fixação transversa. Também comparar com o mesmo tipo de ensaio o comportamento mecânico da fixação do enxerto dos tendões com e sem suturas de solidarização.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A falha mecânica da substância do enxerto é causa da recorrência da instabilidade após cirurgia em somente 0,7 a 8% dos casos. Falhas cirúrgicas são a causa mais comum de insucesso clínico e incluem confecção de túnel em local não-anatômico, impacto do enxerto no intercôndilo à extensão do joelho, tensionamento inadequado do enxerto e a existência de lesões não diagnosticadas em outras estruturas ligamentares do joelho. Na ausência dos problemas acima citados, a grande maioria das falhas mecânicas ocorrem por perda de fixação no enxerto, que ocorre durante o período de integração (HARTER *et al.*, 1988; HOWE *et al.*, 1991; JAGODZINSKI *et al.*, 2004). Portanto, durante a fase inicial pós-cirúrgica a fixação do enxerto deve garantir estabilidade para que ocorra adequada integração (KUROSAKA *et al.*, 1987; RODEO *et al.*, 1993)

2.1 TÉCNICAS DE RECONSTRUÇÃO

Levando-se em consideração a posição de colocação do enxerto na cirurgia, as principais técnicas atuais utilizam dois túneis ósseos, um no fêmur e um na tíbia, que são dirigidos a locais aproximados das inserções naturais do LCA. Método diferente foi desenvolvido para a reprodução das duas bandas do LCA (dois túneis femorais e dois túneis tibiais para duas bandas de enxerto) a fim de respeitar a biomecânica original. Outra modalidade utilizada para a colocação do enxerto é a posição “over the top” (sem tradução de uso corrente no Brasil) que é a passagem do enxerto posteriormente ao limite da inserção original no fêmur sem utilizar túnel ósseo femoral. Nestas últimas o neo-ligamento passa posteriormente ao intercôndilo femoral para ser fixado proximalmente, ou mesmo ficar sem fixação femoral, quando o enxerto tem ancoragem natural proximal, como a fâscia lata.

O desenvolvimento da fixação nas técnicas que utilizam túnel femoral trouxe mudança no seu posicionamento de modo a tentar reproduzir mais fielmente anatomia do ligamento original, o que se chama conceito anatômico. Isso se traduz pela perfuração femoral ter sido levada a uma posição aproximada de 10 horas (30 graus) no intercôndilo em vez de 11 horas

(60 graus) como inicialmente preconizada (Figura 2). A posição 11 horas foi idealizada para a utilização em técnicas que colocam o enxerto de maneira a não alterar seu comprimento com a flexo-extensão, em pontos chamados isométricos, por isso o nome de técnicas isométricas. Essas técnicas consideravam mais o aspecto mecânico à flexo-extensão do que a anatomia.

Entre as opções de tecidos para enxertia utilizados na atualidade estão o tendão patelar, retirado com rolhas ósseas das suas inserções patelar e tibial formando um complexo osso-tendão-osso (OTO) (JONES, 1963, 1970); o tendão quadricipital com ou sem rolha óssea patelar (NOYES; BARBER-WESTIN, 2006), os tendões da pata anserina, também chamados de flexores (FU *et al.*, 2000), a fáschia lata com banda iliotibial (NOYES *et al.*, 1984) e o aloenxerto, que é o enxerto de doador cadáver (FU *et al.*, 1999).

O enxerto patelar retirado com rolhas ósseas proximal e distal possui vantagens como interface de mesmo material biológico (osso-osso) com os túneis e maior rigidez inicial à fixação e integração pós-cicatrização inicial com arquitetura histológica mais próxima do ligamento original. É o enxerto de uso corrente com maior módulo de elasticidade e maior limite de resistência. Apresenta desvantagem de causar maior dor no sítio doador no período pós-operatório imediato (BUTLER *et al.*, 1986; LIU *et al.*, 1995; CORRY *et al.*, 1999; SCHEFFLER *et al.*, 2002; FU, 2011).

O tendão quadricipital também pode ser doador de enxerto e pode ou não ser coletado com rolha óssea patelar. É um tendão com tamanho suficiente, resistência mecânica adequada e é utilizado em casos primários ou de revisão (HOWE *et al.*, 1991).

O enxerto de tendões da pata anserina (flexores) têm adequada resistência à tração e rigidez (STEINER *et al.*, 1994). Sua retirada do sítio doador causa menor incidência de dor pós-

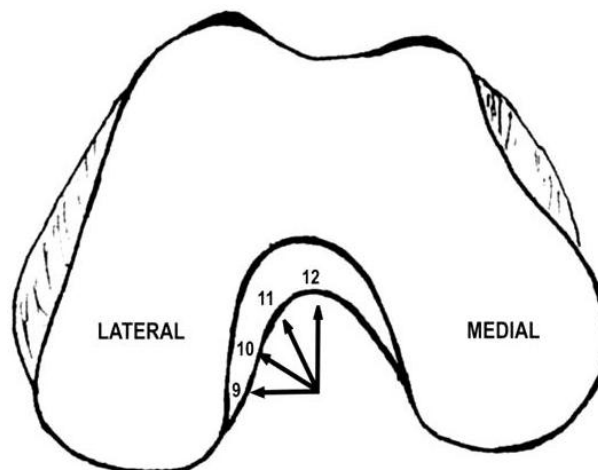


Figura 2: Posições de confecção do túnel femoral.

operatória inicial e tardia e de tendinopatia patelar que a do enxerto de tendão patelar permitindo a aplicação mais precoce de protocolos de reabilitação (FU *et al.*, 2000). Apresenta teórica desvantagem mecânica de fixação por proporcionar interface tendão-osso, mais suscetível a escorregamento quando submetida a tração no pós-operatório imediato (SCHEFFLER *et al.*, 2002). Necessita preparo após coleta do sítio doador para a liberação de tecido muscular aderido e trabalho de adequação de espessura com dobra dos tendões (FU F. H.; SCHULTE, 1996).

Outra opção para a reconstrução do LCA é o aloenxerto, também chamado enxerto homólogo. Apresenta vantagem de diminuir o tempo cirúrgico, uma vez que não há o tempo de coleta do próprio paciente. É também fonte “infinita” de enxerto. Como desvantagens, tem menor compatibilidade biológica, podendo acarretar rejeição, pior biointegração e ter risco de transmissão de doenças infecto-contagiosas. Os tendões mais comumente coletados para esta finalidade são o complexo quadríceps-patela-tendão patelar, tendão calcâneo (tendão de Aquiles) e tendão tibial posterior (Quadro 1) (CZITROM *et al.*, 1985; SHINO *et al.*, 1990; MCKERNAN; PAULOS, 1994; VICTOR *et al.*, 1997).

Quadro 1: Características dos tipos de enxerto.

	Vantagens	Desvantagens
Tendão Patelar	Interface osso-osso Mais resistente, mais rígido	Maior dor pós-operatória
Tendão Quadrícipital	Boas dimensões	Interface tendão-osso Necessita preparo
Tendões Flexores	Menor dor pós-operatória	Interface tendão-osso Necessita preparo
Aloenxerto	Sem dor do sítio doador Fonte “inesgotável” Menor tempo cirúrgico	Necessita preparo Risco de contágio Pior biointegração Risco de rejeição

Os tipos de fixação para enxertos em túnel ósseo compreendem métodos com ou sem implantes. Os métodos que utilizam implantes são: transversais, parafuso de interferência (aposição) e os métodos de tração à distância (LAMBERT, 1983; RANDALL *et al.*, 1999; FU *et al.*, 2000).

Os métodos transversais utilizam implantes perpendiculares ao túnel fazendo com que o enxerto seja suspenso. O implante pode atravessar fibras do enxerto, expandindo-o dentro do túnel (Figura 3) – Rigidfix[®], Cross-pin[®] – ou mesmo ser o elemento limite da dobra dos tendões, também chamado de modo “trave” ou de suspensão (Transfix[®], Bio-Transfix[®]) (CLARK *et al.*, 1998). Os métodos transversais possuem a vantagem de permitir maior área de contato tendão-osso e não necessitarem cortical femoral posterior íntegra para sua utilização (FAUS-

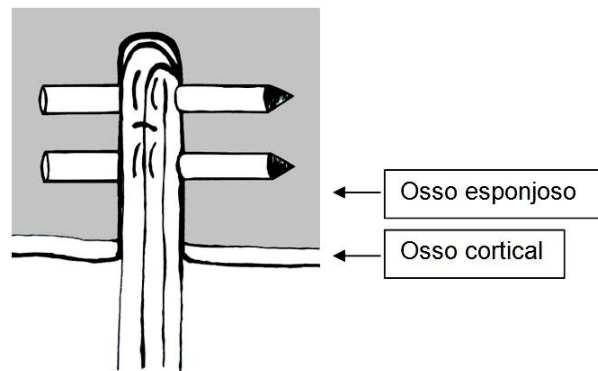


Figura 3: Fixação com método transversal de 2 pinos.

TINO, 2004).

O parafuso de interferência realiza aposição do enxerto ao túnel ósseo (Figura 4). Podem ser metálicos (aço ou titânio) ou de material absorvível. Os parafusos de interferência de metal na sua maioria têm custo menor que os implantes transversais.

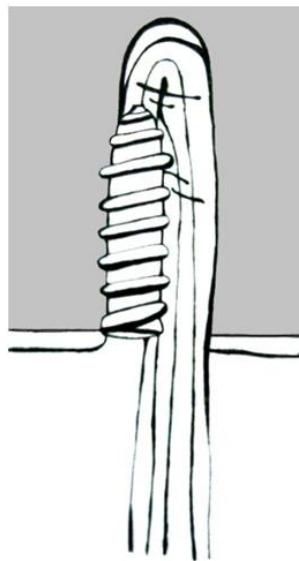


Figura 4: Fixação com parafuso de interferência.

Os métodos de tração à distância são os endo-buttons (Figura 5), grampos, arruelas e o método de poste. Caracterizam-se por ter o elemento fixo externamente ao túnel, na cortical externa. Apresentam a desvantagem de não conferirem a mesma rigidez dos métodos intra-túneis por apresentar maior comprimento de enxerto mecanicamente exigido – fixação afastada da articulação (FU *et al.*, 2000).

Um método de fixação sem implante é o túnel em formato mais largo na entrada e mais estreito na porção articular, a fim de que o enxerto impacte sobre o túnel e se fixe, fenômeno chamado *press-fit*. É método consagrado para a fixação femoral de enxertos de tendão patelar



Figura 5: Fixação à distância com *endo-button*.

(CHAMBAT, 2001; GAROFALO *et al.*, 2006), e tem sido estudado para a fixação de enxerto de flexores sem consenso de resultados (PAESSLER; MASTROKALOS, 2003; JAGODZINSKI *et al.*, 2004). Outros métodos sem implantes são os que mantêm íntegras as origens dos enxertos, como a fásia lata em técnicas “over the top”. A ausência do implante (metálico ou não) implica não haver reação de corpo estranho sobre o mesmo, diminuição de custos e ausência de reação biológica no implante.

2.2 FATORES DETERMINANTES DO RESULTADO CLÍNICO DA RECONSTRUÇÃO DO LCA

Os fatores que determinam o bom resultado da cirurgia de reconstrução do LCA podem ser divididos em fatores dependentes e não-dependentes da técnica e manejo do paciente.

Os fatores dependentes incluem as propriedades mecânicas da fixação do enxerto, que são explicados pelo comportamento da interface enxerto-osso para cada tipo de fixação, pela densidade óssea e método de perfuração quando da utilização de túneis ósseos. Também são importantes proteção mecânica para permitir remodelamento e reabilitação cuidadosa (NOYES *et al.*, 1984; BRAND *et al.*, 2000).

Os fatores não-dependentes são os fatores biológicos: propriedades mecânicas intrínsecas ao material do enxerto, revascularização das áreas do túnel ósseo e neo-ligamento, formação e alinhamento das fibras de colágeno em torno das áreas de fixação e próximas à articulação, remodelamento da microgeometria das fibras teciduais (NOYES *et al.*, 1984).

Na prática, observa-se que o LCA natural é mais resistente à ruptura que qualquer

outro substituto utilizado (KUROSAKA *et al.*, 1987). Porém, trabalhos que analisaram joelhos de animais com LCA reconstruído sugerem que a resistência à ruptura dos neo-ligamentos bio-integrados é suficiente para atividades habituais de vida (deambular, correr, subir e descer escadas) e mesmo a atividades físicas extenuantes (MORRISON, 1969; NOYES *et al.*, 1983, 1983, 1984).

Em trabalhos que utilizaram testes de tração em joelhos de cadáveres humanos e peças anatômicas de animais, observou-se que o fator determinante da falha é o escorregamento do enxerto no túnel ósseo devido à insuficiência da interface enxerto-osso, que depende do tipo de enxerto, da qualidade de fixação e da densidade óssea do túnel (SCHEFFLER *et al.*, 2002). Tais fatos explicam a menor resistência e rigidez da fixação tibial em relação à femoral, uma vez que a tíbia humana tem densidade óssea menor, e também o melhor comportamento de fixação em túneis ósseos de cadáveres mais jovens.

Essas observações sinalizam à prática *in vivo* que o período inicial de pós-operatório é o determinante do comprimento intra-articular do neo-ligamento (KUROSAKA *et al.*, 1987; RODEO *et al.*, 1993). O comprimento do neo-ligamento dentro da articulação do joelho é o principal fator relacionado à sua competência mecânica e a incidência de resultado clínico insatisfatório. A fixação inicial do enxerto deve ter rigidez e resistência suficientes para permitir a reabilitação inicial do paciente e apoio de deambulação, que podem imprimir ao neo-ligamento uma carga de até aproximadamente 450N (NOYES *et al.*, 1984; MONACO *et al.*, 2010).

2.2.1 FATORES ESPECÍFICOS PARA O ENXERTO DE TENDÕES FLEXORES

Em testes cíclicos com enxerto quádruplo de tendões flexores o parafuso de interferência pareceu permitir escorregamento da fixação, de forma a ocorrer soltura do enxerto em algumas amostras (AHMAD *et al.*, 2004). É sugerido que a incidência e intensidade deste fenômeno dependem do tamanho, material e formato do parafuso (GIUREA *et al.*, 1999).

2.2.1.1 POSIÇÃO ENXERTO-PINOS

Apesar da maioria dos tipos de fixação utilizados proporcionarem resistência adequada para os protocolos de reabilitação, alguns detalhes de técnica ainda não foram estudados. Um fator que pode ser relevante para o resultado da fixação transversal é a posição rotacional enxerto-pinos. O fato de haver mudança no entrelaçamento entre as fibras dos tendões e o elemento de fixação à medida em que se modifica a rotação do enxerto dentro do túnel pode determinar diferenças no comportamento mecânico, que finalmente podem traduzir maior benefício clínico.

A posição denominada “à cavaleiro” consiste em posicionar (“rodar”) o enxerto no momento de entrada no túnel visando a fixação com passagem da maior quantidade de fibras por sobre os implantes. A posição transfixante é ortogonal à primeira, e visa transfixar a maior parte de fibras sem apoiar laços de fibras sobre o implante (Figura 6).

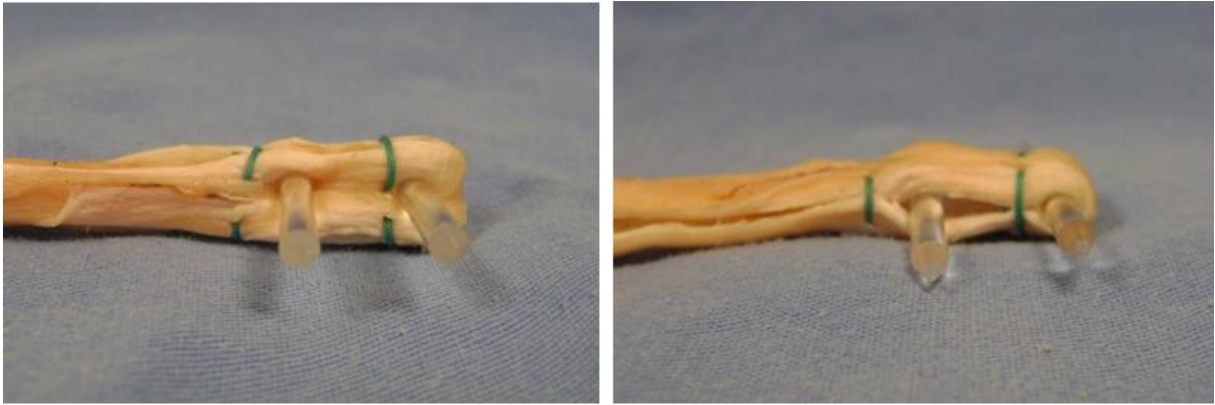


Figura 6: Simulação externa do objetivo de incidência dos pinos sobre os enxertos dentro do túnel: transfixante (esquerda) e “à cavaleiro” (direita).

2.2.1.2 SOLIDARIZAÇÃO

Outro fator de técnica pouco estudado é a solidarização dos tendões. O comportamento mecânico da solidarização das bandas tendinosas através de suturas de solidarização (Figura 7) como recomendada por fabricante de implantes foi analisado em estudo publicado, e não foi observada vantagem mecânica em ensaios de tração de ciclo único (STIEVEN-FILHO, 2009).



Figura 7: Solidarização dos tendões.

2.3 MODELOS EXPERIMENTAIS PARA SIMULAR RECONSTRUÇÃO DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Os modelos experimentais mais utilizados para a simulação da fixação inicial da reconstrução de LCA utilizam joelho porcino com tendões extensores digitais bovinos. Outras opções são o joelho de cão, cabra ou carneiro com tendões flexores ou patelar da própria amostra (AERSSSENS *et al.*, 1998; MIYATA *et al.*, 2000). A seguir aborda-se o modelo escolhido para este trabalho.

2.3.1 OSSO PORCINO

A preferência pelo osso de porco ocorre por haver similaridade em densidade óssea, sendo o modelo ósseo mais próximo do humano, apresentando em testes estáticos medida de escorregamento semelhante, muito embora com picos de força ligeiramente maiores (AERSSSENS *et al.*, 1998; NAGARKATTI *et al.*, 2001; BENFIELD *et al.*, 2005). Além das vantagens acima, o osso porcino é muito mais disponível do que osso humano ou canino, sobretudo quando há necessidade de homogeneidade da amostra (tamanho, idade, etc.). O joelho ósseo canino também têm características mecânicas semelhantes ao humano (AERSSSENS *et al.*, 1998; MONACO *et al.*, 2010).

2.3.2 TENDÃO EXTENSOR DIGITAL BOVINO

O tendão extensor digital bovino apresenta na literatura a maior proximidade mecânica aos tendões de limite de resistência e tensão comparado aos tendões semitendíneo e grácil humano. Portanto, podem ser utilizados como bons substitutos dos tendões flexores em experimentos (*in vitro*) (DONAHUE *et al.*, 2001). Da mesma forma que o osso porcino, os tendões bovinos são muito mais disponíveis dado ao grande número de abatedouros que manejam bovinos em qualquer grande cidade do Brasil.

2.3.3 MÉTODO DE FIXAÇÃO DOS TENDÕES NOS TESTES MECÂNICOS

Nos testes de tração, o escorregamento dos tendões no elemento de fixação do dispositivo de ensaios dificulta a coleta de dados (NOYES *et al.*, 1984). O escorregamento deve-se em parte à natureza úmida do tecido tendinoso e do peritendão, tecido que tem função *in vivo* de diminuir o atrito com as estruturas adjacentes. Outro motivo que leva ao escorregamento é a eliminação de uma mistura oleosa quando submetido a compressão em elementos de fixação (garras) (KERNWEIN *et al.*, 1938; KERNWEIN, 1941; SHAIIEB *et al.*, 2000).

Outro fenômeno indesejável, a ruptura dos tendões junto ao elemento de fixação, ocorre ao se exercer pressão excessiva na garra no intuito de diminuir o escorregamento. A ação compressiva exagerada sobre o tecido tendinoso causa fragilidade mecânica a ponto de gerar falha com cargas menores do que o sistema a ser avaliado. Vários tipos de dispositivos e procedimentos de fixação à máquina de testes foram testadas na UTFPR.

Para diminuir os efeitos da eliminação de óleo pelos tendões, observou-se que é efetiva a medida de envolvê-los com gaze antes da fixação na garra. Para que o elemento de fixação não exerça pressão demasiada, as dobras da garra devem ser mais suaves e de menor amplitude nas porções iniciais (NOYES *et al.*, 1984).

2.3.4 CONGELAMENTO DAS AMOSTRAS

Há evidência suficiente na literatura que relata o congelamento das peças ósseas e tendinosas a -20°C e posterior descongelamento para procedimentos ou testes sem alterações em suas propriedades mecânicas (VIIDIK; LEWIN, 1966). Nesse estudo os sistemas de fixação estudados foram congelados antes dos testes mecânicos, com tempo de congelamento inferior a 2 meses.

2.4 CONCEITOS BÁSICOS DO ENSAIO DE TRAÇÃO

2.4.1 GRÁFICO DE ENSAIO DE TRAÇÃO

Um ensaio de tração é realizado através de uma máquina que realiza afastamento entre dois pontos de fixação da amostra, chamada corpo de prova. O deslocamento percorrido é medido através de extensômetro externo ou através da medida da própria máquina de maneira simultânea à medida de força dada por célula de carga acoplada a um dos pontos de fixação. Portanto, máquinas de ensaio mecânicos fornecem gráfico de força (tração ou compressão) *versus* deslocamento (ΔL) (Figura 8). O segmento A do gráfico compreende a acomodação do sistema à máquina de teste (presilhas, ranhuras, garras, cabos e interfaces entre máquina e corpo de prova). Por tal motivo nem sempre ocorre linearidade nesta porção. O segmento B é o período de deformidade elástica do material (ao cessar a carga, o material volta a ter as mesmas dimensões do início). Tem, em geral, padrão linear facilitando a medida do ângulo de inclinação da curva, que determina a rigidez e possibilita o cálculo módulo de elasticidade do sistema (abordado adiante).

Em gráficos tensão *versus* deformação (Figura 8B), o máximo valor (elástico ou não) em que é obedecida a linearidade do gráfico é o limite de proporcionalidade. Nestes gráficos,

normalmente, a partir de um ponto no fim do segmento B. O máximo valor (elástico ou não) em que é obedecida a linearidade do gráfico é o limite de proporcionalidade. Normalmente, a partir de um ponto no fim do segmento B ou no segmento C, evidencia-se deformidade plástica. O limite elástico é o ponto máximo em que um corpo de prova preserva a capacidade de retornar às dimensões iniciais ao se retirar a carga. Nem sempre o limite elástico é fácil de se obter pelo desenho do gráfico. O ponto final do segmento C (ponto mais alto da curva) é o limite de resistência do material. Sua utilidade prática é discutível pelo fato de já haver deformidade irreversível antes deste ponto. Cabe salientar que os termos limite de proporcionalidade, limite elástico e limite de resistência se referem a tensão, e não força.

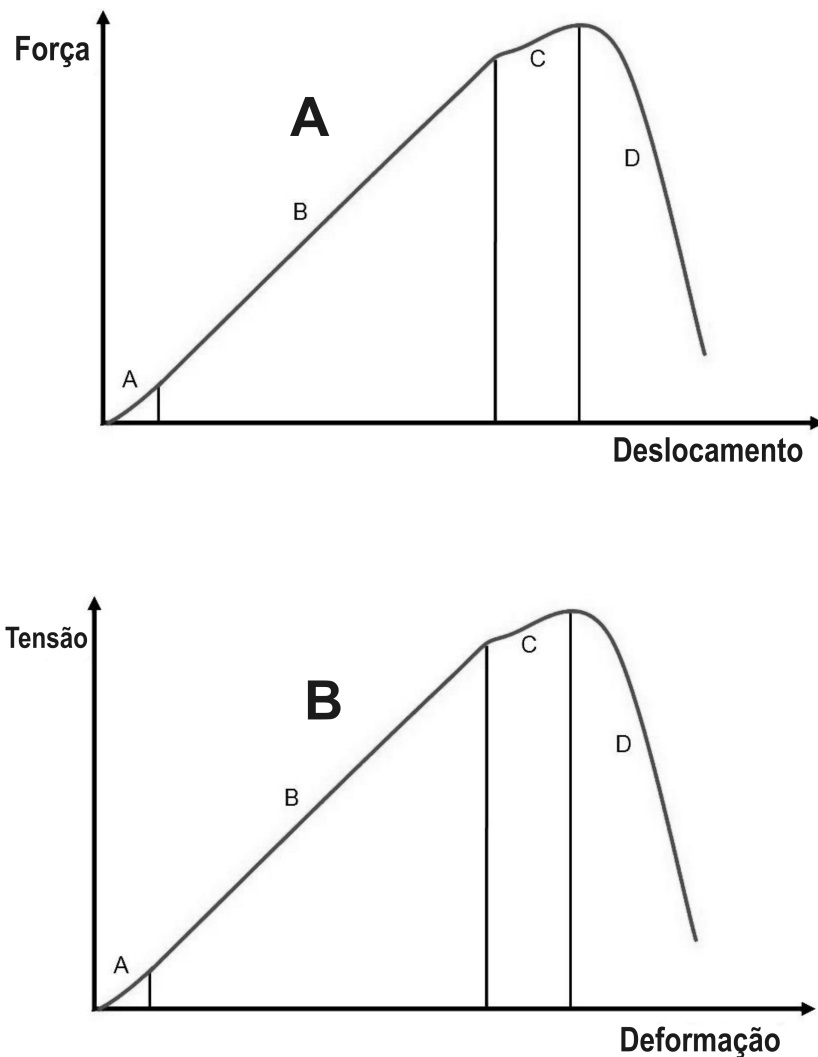


Figura 8: Gráfico de um teste de tração: *B* – força *versus* deslocamento e *B* – tensão *versus* deformação.

Fonte: Autoria própria.

Os conceitos de limites de proporcionalidade e elasticidade, bem como suas obtenções e algumas peculiaridades serão abordados adiante.

2.4.2 TENSÃO VERSUS CARGA

Em um ensaio de tração, quando se aplica uma carga Q sobre um corpo de área de secção transversal inicial S_0 (zero “infra”), tem-se:

$$\sigma = \frac{Q}{S_0}, \quad (1)$$

onde σ é a tensão aplicada.

De posse de tais informações, pode-se obviamente concluir que a TENSÃO é diferente de FORÇA. As máquinas de teste medem a resistência (força) que o corpo de prova aplica à célula de carga para um deslocamento específico. Para a determinação da tensão, é necessário ter o valor da área de SECÇÃO TRANSVERSAL do corpo de prova. Isso se faz importante ao se comparar corpos de prova com dimensões diferentes para a determinação das características mecânicas do material.

2.4.3 DEFORMAÇÃO

A deformação (ε) de um corpo de prova recebendo uma tensão σ que parte de um comprimento L_0 para um comprimento L é dada por:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}, \quad (2)$$

onde $\Delta L = L - L_0$.

2.4.4 MÓDULO DE ELASTICIDADE

Um corpo de prova submetido a ensaio de tração possui na zona elástica um comportamento linear (proporcional) que obedece a uma equação de reta também conhecida como equação de Hooke:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon, \quad (3)$$

ou

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}. \quad (4)$$

A constante de proporcionalidade (E) é o módulo de elasticidade ou módulo de Young.

Para a determinação do módulo de elasticidade, são utilizados a DEFORMAÇÃO (relativa ao comprimento inicial) e a TENSÃO. Para a determinação da tensão, é necessária a inclusão do dado da área da secção transversal do corpo em estudo. A Figura 9 mostra o gráfico tensão *versus* deformação, que respeita o desenho do gráfico força *versus* deslocamento, porém com inclinações próprias. O módulo de elasticidade é determinado nesse gráfico obtendo a inclinação da linha no período elástico.

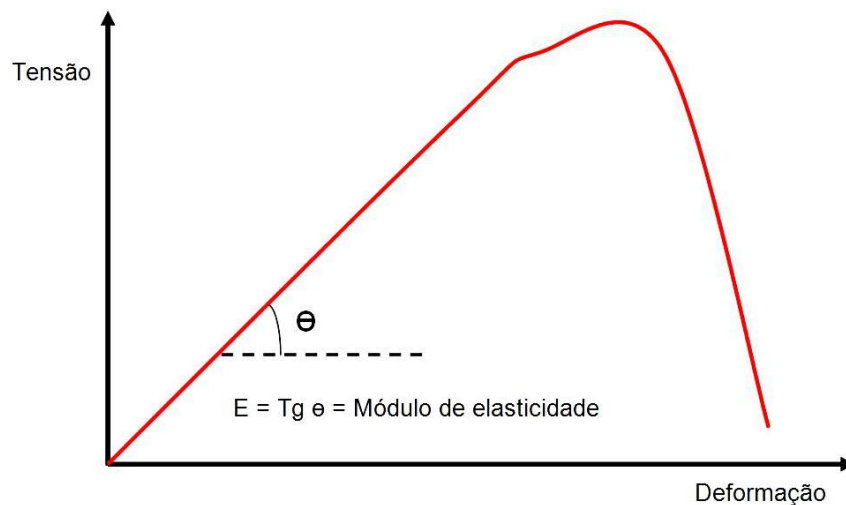


Figura 9: Gráfico tensão *versus* deformação. A inclinação ($\text{tg } \theta$) na fase elástica corresponde ao módulo de elasticidade.

Quanto maior o módulo de elasticidade do material, menor é a deformação resultante de uma tensão aplicada dentro do limite elástico do material (zona elástica).

Para a determinação do módulo de elasticidade de sistemas que não apresentam comportamento linear, duas estratégias são utilizadas: a determinação através do módulo secante ou do módulo tangente.

O módulo tangente é a inclinação da curva tensão-deformação em um ponto específico do gráfico. No gráfico da Figura 10, a inclinação medida é da tangente da curva em um ponto inicial da zona elástica.

Considera-se módulo secante a inclinação de uma reta que vai da origem ou ponto mínimo pré-definido até um ponto de interesse do gráfico (reta secante). O mesmo método gráfico pode ser utilizado para a determinação da rigidez em gráficos força *versus* deslocamento. Na Figura 11 está demonstrado o módulo secante.

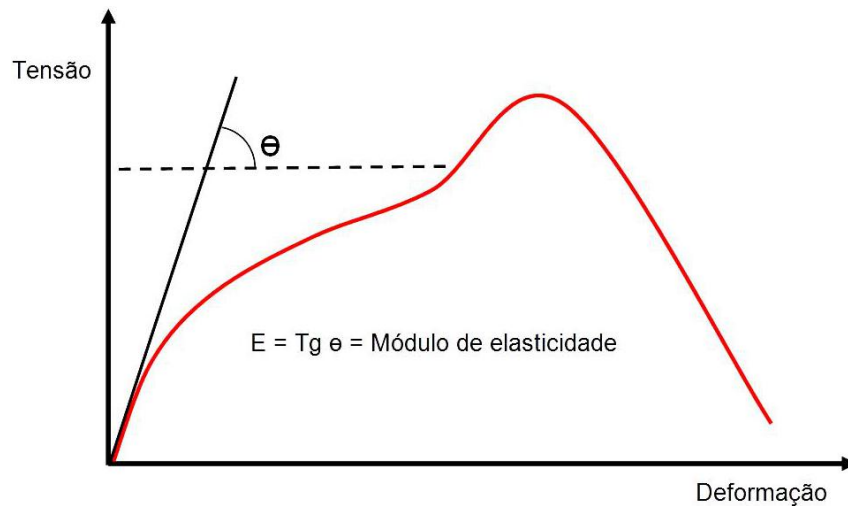


Figura 10: Módulo tangente para determinação do módulo de elasticidade.

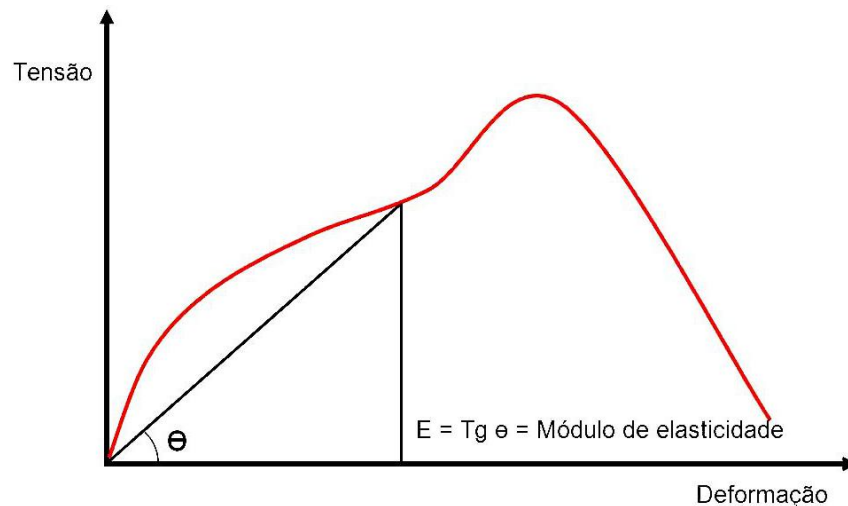


Figura 11: Módulo secante para determinação do módulo de elasticidade.

2.4.5 LIMITE ELÁSTICO

Como já descrito, a deformação em um teste de tração é reversível até o ponto em que haja uma deformidade residual permanente ao se retirar a carga. A presença da deformidade residual denota que teve início a fase de deformidade plástica (não-reversível). O limite elástico é a maior tensão aplicada ao material sem que ocorra deformação permanente, e é usado para determinar o ponto de falha mecânica do sistema (SOUZA, 1982).

2.4.6 LIMITE DE PROPORCIONALIDADE

Em ponto prévio, igual ou posterior ao limite elástico, a curva do gráfico tensão *versus* deformação sofre uma modificação, não obedecendo mais à lei de Hooke. A maior tensão em

que ainda há obediência a ela chama-se limite de proporcionalidade.

2.4.7 DETERMINAÇÃO DOS LIMITES ELÁSTICO E DE PROPORCIONALIDADE

A inclinação da linha no segmento *B* do gráfico da Figura 12 é constante até um ponto máximo a partir do qual há queda de inclinação. Esse ponto é o limite de proporcionalidade. Para vários materiais o limite de proporcionalidade confunde-se com o limite elástico, ou seja, no ponto do gráfico em que há mudança de inclinação evidencia-se o início da deformidade plástica.

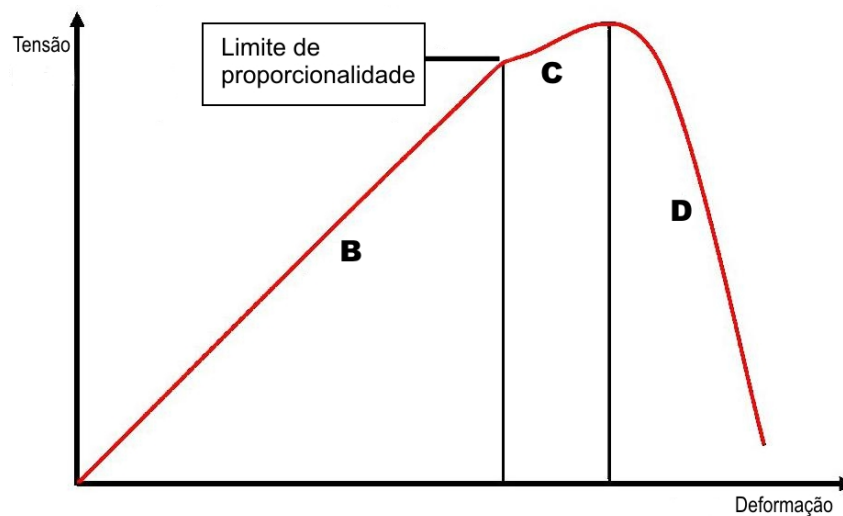


Figura 12: No gráfico acima, o limite de elasticidade e proporcionalidade correspondem ao mesmo valor.

Em muitas situações, o limite de proporcionalidade não corresponde ao limite elástico. Pode ocorrer a modificação da proporção tensão *versus* deformação (com alteração da inclinação de seu gráfico) antes do fim da fase elástica. Esse fenômeno em geral ocorre gradativamente, e o resultado gráfico é a perda de linearidade “antes” do limite elástico (Figura 13). O fim do período elástico ocorre após o limite de proporcionalidade, pois.

Normalmente há dificuldade em definir o ponto exato de início da deformidade plástica. Foi definido 0,001% como valor padrão de deformidade plástica de para a determinação do limite elástico da maioria dos materiais. Esse valor pode ser diferente a depender do material estudado (Figura 14).

2.4.8 LIMITE ELÁSTICO APARENTE (LIMITE DE JOHNSON)

O ponto do gráfico de um teste de tração que apresenta velocidade de deformação 50% maior do que na origem (o mesmo que inclinação 50% menor) é chamado de limite elástico

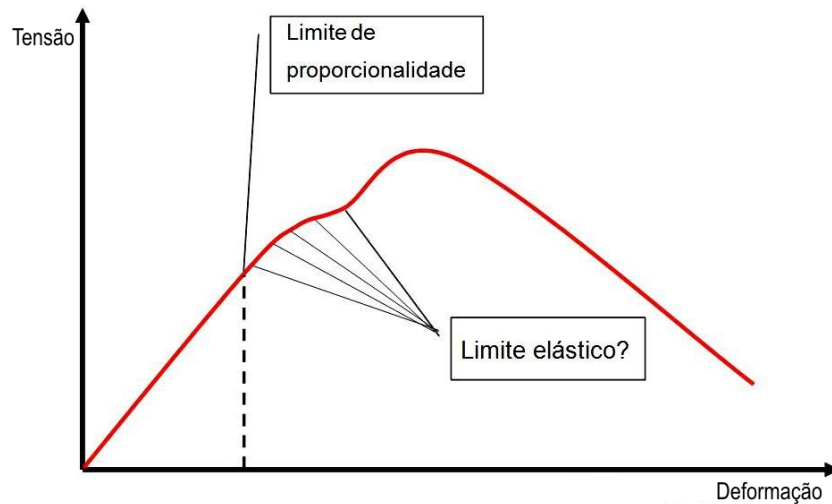


Figura 13: Mudança de inclinação da curva (perda da proporcionalidade) antes do fim do período elástico. Imprecisão para definição do limite elástico.

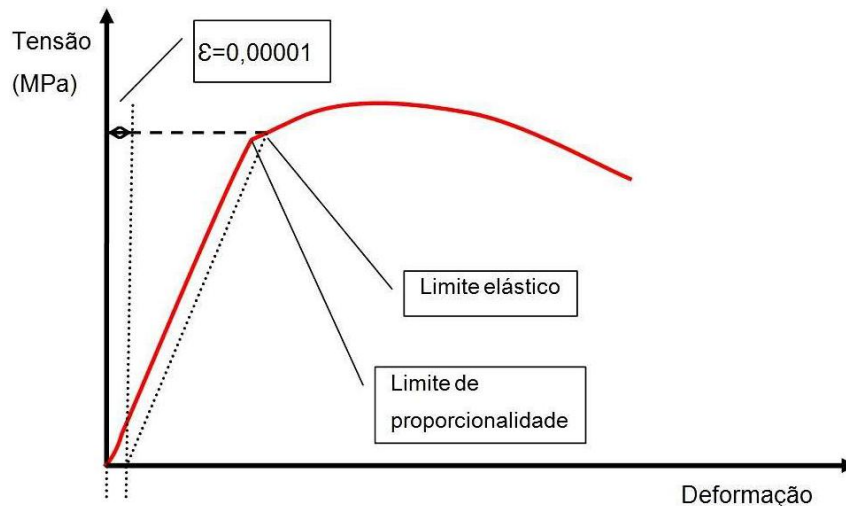


Figura 14: Gráfico de ensaio de tração (tensão versus deformação) em liga de alumínio. Utilizado conceito de 0,001% de deformação para determinar limite elástico.

aparente ou limite de Johnson. Tal dado foi idealizado para substituir o limite de proporcionalidade e o limite elástico em materiais nos quais há dissociação dos limites de proporcionalidade e elástico (SOUZA, 1982).

2.5 ENSAIOS DA FIXAÇÃO DE ENXERTO TENDINOSO EM OSSO

A maior parte dos materiais biológicos em estudos ortopédicos (tendões, ligamentos e ossos) apresentam período de linearidade definido em testes de tração, o que permite a determinação do módulo de elasticidade. Esses dados são em geral resultados de análises do material em separado (NOYES *et al.*, 1984; AERSSSENS *et al.*, 1998; DONAHUE *et al.*, 2001).

Diferentemente dos materiais testados isoladamente, o sistema tendão-fixação-osso possui particularidades que acarretam variações erráticas nos ensaios que dificultam a determinação de parâmetros, sobretudo o limite elástico.

Como há contato entre tendões, fios de sutura, osso e implantes de fixação, cada uma das interfaces entre os componentes do sistema apresentam comportamento distinto. A ruptura de um fio de sutura ou de parte do enxerto, a alteração de posição de um implante em relação ao trabeculado ósseo, a acomodação do enxerto ao implante e ao osso podem alterar a velocidade com que a força resultante aumenta ao longo do deslocamento do atuador da máquina. Sobre tais ocorrências ainda não se conhece padrões de sequência ou de características gráficas para reconhecimento. Em gráficos força versus deslocamento as diferentes respostas e interações dos materiais apresentam-se como alterações de inclinações de curva e picos intermediários (Figura 15).

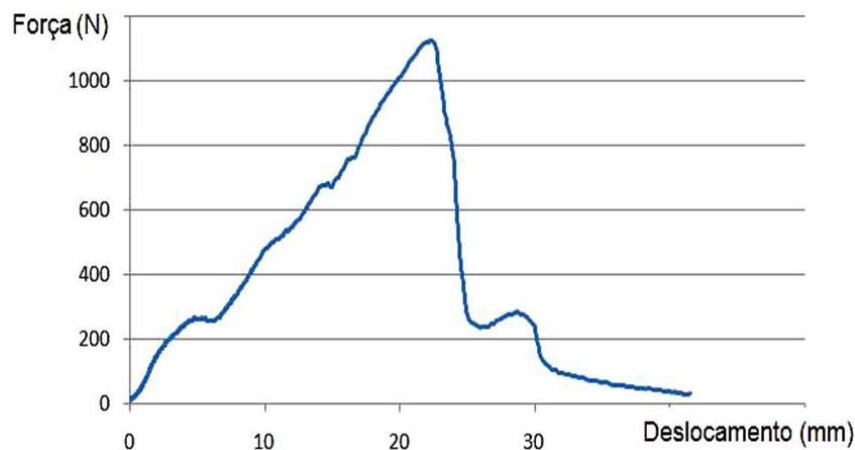


Figura 15: Gráfico de ensaio de tração em sistema de fixação de enxerto tendinoso. Presença de alterações de inclinações e picos intermediários.

2.6 ENSAIOS PARA AVALIAÇÃO MECÂNICA DE TÉCNICAS DE RECONSTRUÇÃO DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Em 1976 foi realizado estudo pioneiro em joelhos de cadáveres, e citado que a grande dificuldade na determinação das características mecânicas do LCA é sua morfologia, uma vez que é difícil determinar sua área de secção e também a direção de tração (NOYES; GROOD, 1976). Como previamente relatado, as duas bandas predominantes do LCA têm comprimentos e direções diferentes e também se apresentam tensas em diferentes ângulos de flexão (SAKANE *et al.*, 1997).

Da mesma forma que não se observa padrão de parâmetros de teste (velocidade de tração, posição fêmur-tíbia, direção de tração) nos trabalhos envolvendo o LCA íntegro, não há

padrão para os mesmos testes nos trabalhos que abordam fixação de enxerto em túnel femoral (BENFIELD *et al.*, 2005; STIEVEN-FILHO, 2009; MONACO *et al.*, 2010). A padronização deste tipo de ensaio traria benefício de comparação de resultados inter-estudos, sendo desejável esforços de pesquisa com esta finalidade.

2.6.1 TESTE ESTÁTICO

O teste estático, também chamado ensaio de ciclo único, teste de falha e ensaio de tração é realizado medindo os parâmetros deslocamento e força de tração. Esse teste permite a determinação de dados importantes acerca de um sistema à medida em que sofre tração: limite de resistência, limite elástico, limite de proporcionalidade, rigidez e módulo de elasticidade. Para a determinação do módulo de elasticidade e dos limites acima citados, são necessários o cálculo da deformação (que é relativa à dimensão inicial) e a tensão, que é a força aplicada *versus* área de secção transversal inicial do objeto de ensaio, ambos conceitos já abordados.

O teste estático apresenta um grande número de informações, baixo custo e rapidez de execução. É também um teste com relativa facilidade de execução por apresentar menor quantidade de parâmetros aplicados e ter menor necessidade de ajustes e calibrações com pilotos antes dos ensaios definitivos. Isso implica alta reprodutividade de resultados (SOUZA, 1982).

2.6.2 TESTE CÍCLICO

O uso do teste cíclico (teste de fadiga) têm sido defendido por vários autores pelo fato de reproduzir melhor o período de pós-operatório imediato da reconstrução de LCA (HONL *et al.*, 2002; FERRETTI *et al.*, 2005). Dele se obtém o dado de aumento de comprimento do sistema, que para os enxertos utilizados traduzem o escorregamento e deformação do enxerto a um dado número de ciclos.

2.6.3 PRÉ-TENSÃO

Acredita-se que com a aplicação de pré-tensão haja equalização dos segmentos do enxerto, bem como a acomodação na fixação. Esse procedimento é realizado na prática pela maioria dos cirurgiões a fim de se evitar frouxidão precoce. Na literatura, verifica-se valores de pré-tensão variando desde a sua não-utilização até a aplicação de mais de 100 Newtons. O tempo de pré-tensão varia de 10 segundos a 2 minutos (GIUREA *et al.*, 1999; MAGEN *et al.*, 1999; FERRETTI *et al.*, 2005; KILGER *et al.*, 2005). Há trabalho em que se aplicou pré-tensão manual sem tempo informado (KOUSA *et al.*, 2003a, 2003b). Alguns autores preconizam pré-

tensão através de cargas cíclicas medidas ou ciclos de flexo-extensão do joelho, entre 5 e 20 ciclos (KILGER *et al.*, 2005; STEINER *et al.*, 1994). Após a pré-tensão, a manutenção de algum grau de carga (entre 10 e 100N) para o início do ensaio minimiza acomodações iniciais, diminuindo a variação de deslocamento para o início do período linear do gráfico.

2.6.4 VELOCIDADE DE TRAÇÃO

A velocidade de execução do teste varia entre autores, bem como o parâmetro de variação. Há trabalho que aplica a velocidade de tração de um comprimento inicial por segundo (deformação 1/s). Outros aplicam velocidade fixa entre 20mm/min e 500mm/min (BUTLER *et al.*, 1986; BRAND *et al.*, 2000; FERRETTI *et al.*, 2003; AHMAD *et al.*, 2004; JAGODZINSKI *et al.*, 2006).

2.6.5 DIREÇÃO DE TRAÇÃO

Acerca da direção de tração em relação ao túnel, alguns autores utilizaram 45 graus visando reproduzir o comportamento de um enxerto fixado quando submetido a força de translação anterior da tibia (manobra de Lachmann). Porém, a maior parte da literatura utilizada como base para este estudo utiliza tração paralela ao túnel. Dessa forma parece haver a maior aplicação de estresse no local da fixação por não haver concentração de esforço em dobras do enxerto na entrada do túnel. Isto pode aumentar a validade dos resultados, uma vez que constatada resistência adequada em teste que reproduz a situação de maior esforço, nas situações menos críticas o sistema também não falharia.

2.6.6 ANÁLISE DE CURVAS

Os dados de ensaio de tração em fixação femoral de enxerto tendinoso envolvem a resposta de todo um sistema, uma vez que as diferentes interfaces entre métodos de fixação, implantes e detalhes de técnica são os definidores das possíveis mudanças de resposta ao estímulo de tração. Alguns trabalhos atribuem à solidarização algumas alterações do gráfico como primeiros-picos e aumento de rigidez após ciclos (AHMAD *et al.*, 2004; STIEVEN-FILHO, 2009).

Os trabalhos publicados que analisaram curvas força versus deslocamento ou deformação em fixação óssea de enxertos não utilizam parâmetro padrão para determinar limite elástico, ponto de falha e rigidez. A maioria dos autores referenciados neste estudo define rigidez como a inclinação da curva força versus deslocamento na sua porção mais linear. Porém o critério para

determinar a porção mais linear foi visual ou mesmo não informado (BROWN JR *et al.*, 1993; AHMAD *et al.*, 2004; KILGER *et al.*, 2005; STIEVEN-FILHO, 2009). O ponto de falha foi definido em trabalhos como ponto de maior força medida ou ponto com inclinação 50% menor que a região linear. Há também autores que utilizaram o termo *yield load* (limite de escoamento) e o definiram como o ponto da curva em que houve (visualmente) queda da inclinação, utilizando-o como parâmetro de ponto de falha (STEINER *et al.*, 1994; BRAND *et al.*, 2000).

2.7 SOLICITAÇÃO MECÂNICA INICIAL NA RECONSTRUÇÃO DO LCA

Após implantação e fixação, o sistema enxerto-fixação-osso deve suportar cargas de modo a permitir protocolo de reabilitação. Foram determinados os diferentes valores de força de tração a que o ligamento cruzado anterior é submetido: ao caminhar 169N, ao subir escadas 67 N, ao descer escadas 445N (MORRISON, 1969). O valor de 445N é tido como parâmetro mínimo de resistência. Sistemas enxerto-fixação-osso que falham em cargas inferiores a essa são considerados inadequados para a prática clínica. Por esse motivo, no presente estudo esse valor foi considerado para o cálculo da rigidez do sistema e comparado com os valores de rigidez utilizando força máxima (F_{max}) e força de pico intermediário (F_p) (Figura 16). O ponto 445N no gráfico força versus deslocamento foi chamado F_{445} , e o ângulo de inclinação da reta secante resultante, θ_{445} . Este método de reta secante foi utilizado para se obter o valor da rigidez R_{445} , sendo o valor da inclinação θ o valor da rigidez em Newtons por milímetro.

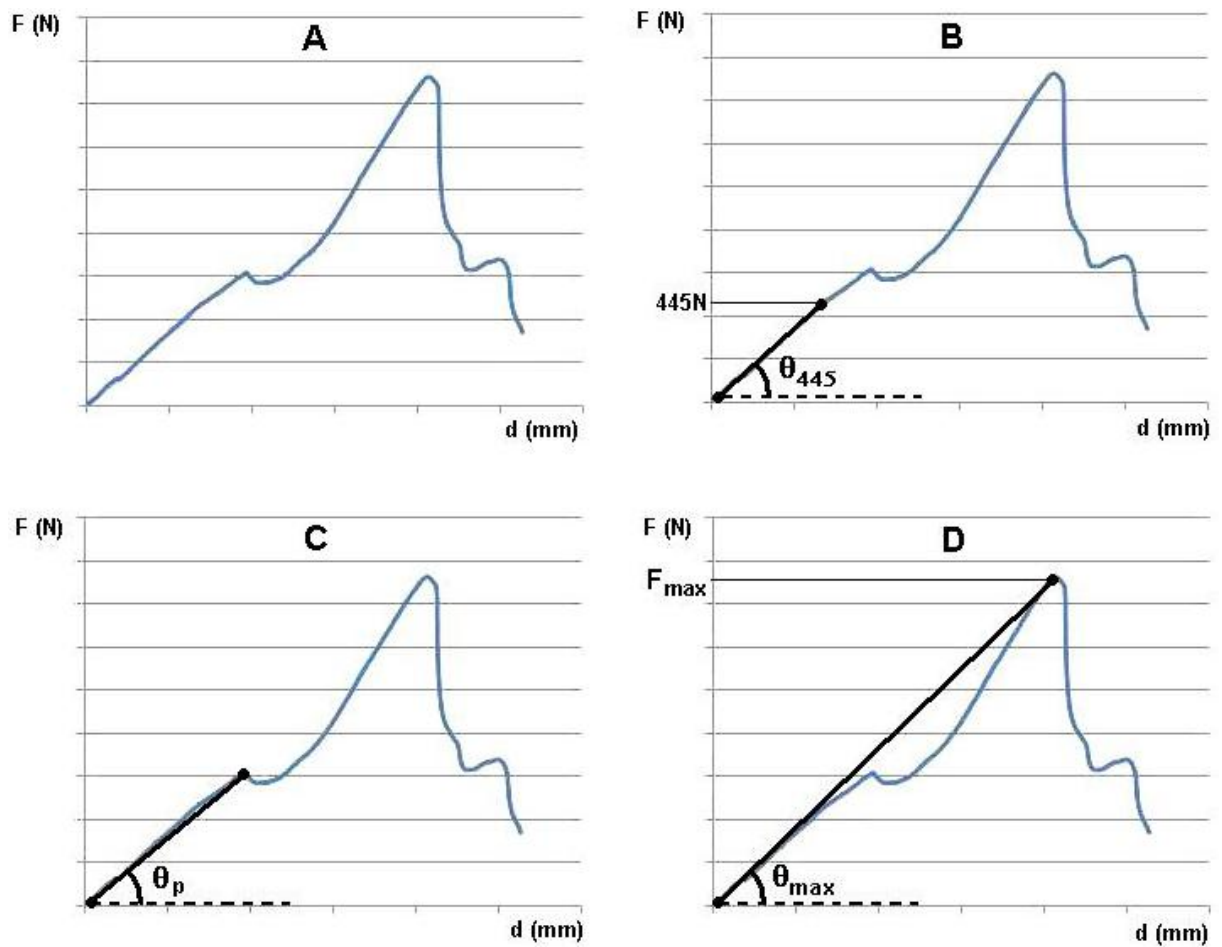


Figura 16: Representação gráfica de um ensaio de tração (A), com cálculo de rigidez utilizando o ponto de força 445N (B), ponto de pico intermediário (C), e força máxima (D).

3 MÉTODOS

O comportamento de sistemas de fixação de tendões em osso porcino foram analisados em ensaios de tração. Comparou-se quatro diferentes grupos alterando-se duas características de fixação: presença de solidarização do enxerto e posição rotacional do enxerto em relação ao implante transversal. Para tanto, foram definidas as variáveis independentes, de controle e de resposta.

3.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Sistemas de fixação de tendões digitais bovinos em túneis femorais suínos foram utilizados para simular fixação de tendões semitendíneo e grácil em fêmures humanos conforme técnica vigente para a reconstrução do LCA. Os sistemas foram submetidos a ensaio de tração única em máquina de ensaios para a determinação e comparação dos dados de deslocamento e força medidos.

A escolha do fêmur de porco e tendões extensores digitais bovinos deveu-se a características físico-mecânicas compatíveis conforme abordado previamente e por serem amplamente utilizados em trabalhos similares (AERSSSENS *et al.*, 1998; NAGARKATTI *et al.*, 2001; BENFIELD *et al.*, 2005).

3.2 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS

3.2.1 VARIÁVEIS INDEPENDENTES

As variáveis não controláveis para o tipo de experimento utilizado neste trabalho incluem a idade, raça, condições de saúde, tipo de alimentação do animal abatido. Houve minimização dessas variáveis ao se adquirir fêmures porcinos e tendões bovinos da mesma raça, faixa etária e criador, de matadouros com finalidade de consumo humano, nos quais o bom estado de saúde do animal é verificado antes do abate.

O tamanho do fêmur também pode limitar a reprodutibilidade dos resultados. Distâncias maiores entre as corticais ósseas e o túnel podem conferir diferenças na rigidez da fixação dos implantes ao osso e aumentar a variabilidade dos resultados, portanto. Para diminuir essa possibilidade, o comprimento ósseo e a maior largura da região condilar dos fêmures foram medidos. Foram descartados os fêmures que apresentaram diferença maior que dois desvios-padrão em relação à média do grupo em cada uma das duas dimensões.

O diâmetro do túnel e do enxerto são variáveis que determinam o comportamento à tração quando fixados. Para evitar o efeito de variação, foi padronizado o diâmetro do enxerto com o método utilizado em cirurgia, que consiste na utilização de medidor de passagem do instrumental cirúrgico que acompanha os implantes (Figura 17). Só foram utilizados enxertos que passaram na medida de oito milímetros de diâmetro e não passaram na medida de sete milímetros do medidor (método passa-não-passa). Os túneis femorais foram confeccionados com 8 milímetros de diâmetro.



Figura 17: Medidor de passagem para enxerto.

Outra variável independente é a pequena imprecisão que o guia de perfuração do instrumental para inserção dos implantes pode apresentar. Tal imprecisão pode alterar a centralização do implante em relação ao túnel e pode explicar comportamentos mecânicos fora do padrão. Para minimizar a imprecisão, seguiu-se conduta técnica descrita e utilizada em cirurgia que consiste na observação da passagem de um fio de kirschner através do túnel após a perfuração para os implantes (PAPASTERGIU *et al.*, 2007).

3.2.2 VARIÁVEIS DE CONTROLE

No presente trabalho as variáveis de controle ou de estudo foram: a presença ou não de suturas de solidarização dos tendões componentes do enxerto e a posição rotacional entre os implantes e o enxerto, que pôde ser “à cavaleiro” ou transfixante.

Havendo dois níveis para cada variável, quatro grupos de amostras foram estudados:

- Grupo SC: Enxertos solidarizados com fixação “à cavaleiro”;
- Grupo S: Enxertos solidarizados com fixação ”transfixante”;
- Grupo C: Enxertos não-solidarizados com fixação “à cavaleiro”;
- Grupo 0: Enxertos não-solidarizados com fixação ”transfixante”.

3.2.3 VARIÁVEIS DE RESPOSTA

Devido à variação dos métodos de medida na literatura, foram comparados neste estudo alguns parâmetros adotados como variáveis de resposta, abordados a seguir.

3.2.4 PONTO DE FALHA

Os grupos foram comparados no que tange ao ponto de falha. Para tanto, dois parâmetros foram utilizados (F_{max} e F_p), determinados conforme segue.

No gráfico força *versus* deslocamento, o máximo valor de força medido pela máquina (força máxima) foi chamado de F_{max} . O ponto no qual a inclinação atingiu valor zero foi chamado de F_p ou força de pico intermediário, desde que respeitasse os seguintes critérios (Figura 18): O ponto de inclinação zero chamou-se ”P“. O ponto de medida de inclinação prévia ao ponto P chamou-se ”A“. Após o pico, o ponto em que houve recuperação de 90% do valor de inclinação prévia chamou-se de ponto B. Se a medida de distância entre P e B resultou mais que dois milímetros, o ponto P foi considerado como pico intermediário válido. Se o valor foi menor ou igual a 2 milímetros, este ponto foi desconsiderado. O pico em que não houve recuperação de mínimo de 90% da inclinação prévia também foi considerado válido. A força medida do primeiro pico válido da curva foi chamado de F_p . O objetivo deste método foi desconsiderar picos menores em que precocemente houve recuperação da inclinação.

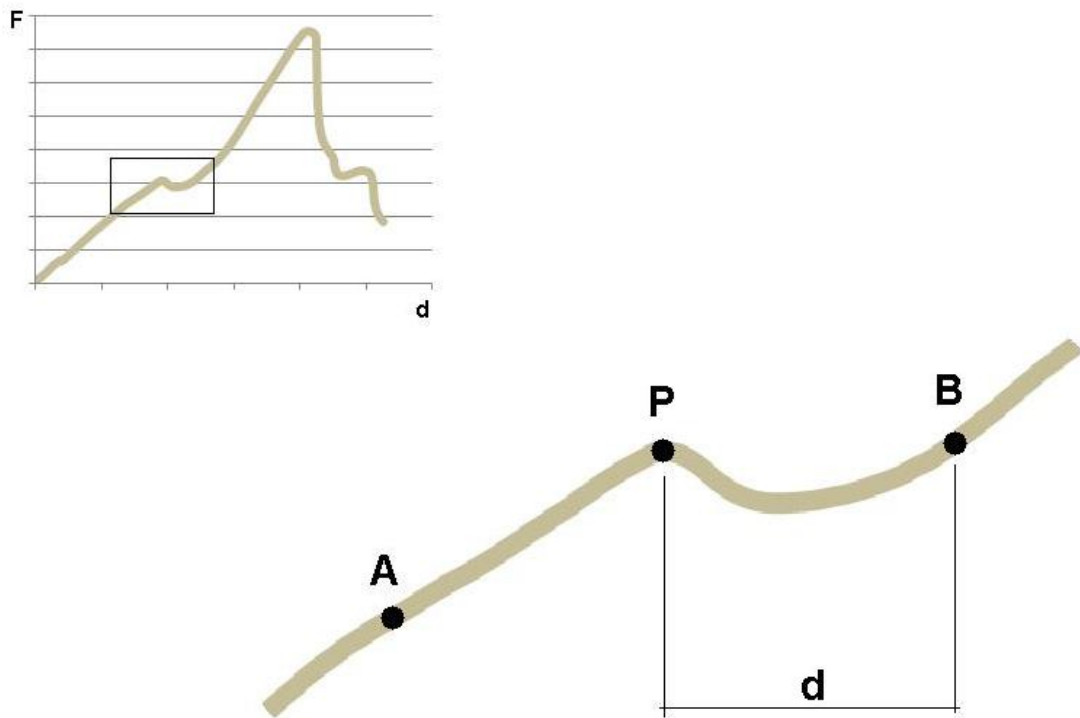


Figura 18: Método para determinar F_p ; a distância "d" entre o ponto de pico (P) e o ponto de recuperação (B) é medida. Se for maior que 2mm, o ponto P é considerado F_p .

3.2.5 RIGIDEZ

A rigidez dos sistemas foram determinados através de método secante, que consiste no mesmo protocolo de operação gráfica do módulo secante. Este determina o módulo de elasticidade em gráficos tensão *versus* deformação (Megapascals *versus* fração) da mesma maneira que o método utilizado neste estudo determina a rigidez em gráficos de força *versus* alongamento (Newtons *versus* milímetros).

O ponto mínimo da reta secante foi definido como o ponto de força imediatamente superior ou igual 20 Newtons, escolhido dado a uma adequada acomodação dos sistemas, conforme previamente abordado. Para o ponto máximo da reta, comparou-se três pontos: F_{max} , F_p , e F_{445} . Os valores de rigidez para cada um desses pontos máximos foram respectivamente chamados de R_{max} , R_p e R_{445} obtidos através das inclinações das secantes correspondentes θ_{max} , θ_p e θ_{445} , conforme abordado previamente (Figura 16 - página 35).

3.2.6 DISTÂNCIA DE CURSO

A distância entre o ponto 20 Newtons e F_{max} , F_p e F_{445} para cada grupo foram comparados, chamados ΔL_{max} , ΔL_p e ΔL_{445} (Figura 16 - página 35).

3.2.7 QUANTIDADE DE PICOS INTERMEDIÁRIOS

A presença de duplos picos foi observada em trabalho envolvendo a solidarização (ou não-solidarização) dos tendões, e foi objeto de observação. Neste estudo a presença de picos intermediários foi relatada para cada grupo de fixação.

3.2.8 PREPARO DOS CORPOS DE PROVA

Trinta e seis corpos de prova foram confeccionados utilizando-se a seguinte sequência:

Tendões extensores digitais dianteiros de bovinos adultos-jovens da raça Nelore foram coletados em frigorífico especializado. Cada tendão foi dividido longitudinalmente a partir da bifurcação dos dois ramos distais para formar dois segmentos, simulando dois tendões flexores (semitendíneo e grácil) de joelho humano. Pares de segmentos foram dobrados para formar um enxerto quádruplo. Após a dobra, medidor de passagem do instrumental do fabricante de implantes foi utilizado para se definir o diâmetro máximo dos enxertos. Foram selecionados para utilização os enxertos com 8 milímetros de diâmetro.

Determinou-se via código de cores a identificação dos corpos de prova da seguinte maneira: Os corpos de prova envolvidos com fios de algodão da cor preta foram os que receberam enxertos solidarizados. Os envolvidos com fios de algodão branco foram os que receberam enxertos na posição "cavaleiro". Deste modo, cada amostra dos quatro grupos puderam ser identificadas:

- Grupo SC – 10 amostras: enxertos solidarizados com fixação “à cavaleiro” – fios branco e preto;
- Grupo S – 7 amostras: enxertos solidarizados com fixação “transfixante” – fio preto;
- Grupo C – 10 amostras: enxertos não-solidarizados com fixação “à cavaleiro” – fio branco;
- Grupo 0 – 9 amostras: enxertos não-solidarizados com fixação “transfixante” – sem fios.

Os quatro ramos de cada enxerto dos grupos SC e S foram solidarizados através de suturas com Ethibond[®] conforme orientação técnica de fabricante de implantes duplos transversos (FAUSTINO, 2004). A partir da ponta da dobra do enxerto o ponto de comprimento 3 centímetros foi marcado com azul de metileno.

Fêmures porcinos oriundos de matrizes de idade adulto-jovem foram doados por frigorífico especializado após desossa. Os resquícios de partes moles do intercôndilo, incluindo a origem do LCA suíno foram retiradas com o uso de instrumento cortante sem danificar o osso.

O comprimento ósseo e a maior largura da região condilar dos fêmures foram medidos. Foram descartados os fêmures que apresentaram diferença maior que dois desvios-padrão em relação à média do grupo em cada uma das duas dimensões.

Os fêmures foram congelados à temperatura de -20°C até o momento dos procedimentos de implantação de enxerto. O tempo de congelamento variou entre 3 e 8 semanas, não diferindo entre os grupos.

Foi confeccionado túnel ósseo de 8 milímetros no intercôndilo femoral respeitando a posição 10 horas (aproximadamente 30 graus) conforme já abordado, com o mesmo, com o mesmo diâmetro do enxerto a ser implantado e comprimento de 3 centímetros. Um guia externo padrão do fabricante de implantes foi utilizado em duas perfurações transversais com brocas. Implantou-se duas camisas-guia para posterior passagem dos implantes (conforme técnica padrão do fabricante). Foi checada a posição das perfurações através de visualização direta pela entrada do túnel com auxílio de fio de kirschner 1,5mm.

Foram sorteadas a posição rotacional e presença de solidarização de cada amostra através de randomização independente (cara-ou-coroa para ambos parâmetros).

Um fio-guia vazado foi utilizado para a passagem de um fio ethibond número 5 dobrado através do fundo do túnel femoral. Através da alça do fio ethibond o enxerto foi tracionado de modo a acomodar-se em todo o comprimento do túnel, via observação da marca de 3 centímetros do enxerto na entrada do mesmo. Após, dois pinos transversos foram inseridos através das camisas metálicas para a fixação do enxerto. Para isto foi utilizado impactor próprio com limitador de inserção, evitando que o ponto médio do comprimento do implante não ultrapassasse a metade do diâmetro do túnel.

Os corpos de prova foram congelados a -20°C após os procedimentos de fixação, protegidos por envelope plástico. O tempo de congelamento pós-procedimento variou de 1 a seis semanas, sem diferença entre os grupos. Doze horas antes do ensaio, foram deixados em temperatura ambiente para descongelamento. Foi utilizada instilação externa de solução fisiológica (0,9%) para que os tecidos se mantivessem úmidos até o momento do ensaio.

3.2.9 ENSAIO DE TRAÇÃO

Os corpos de prova foram montados em máquina de testes EMIC do Grupo de Materiais da UTFPR para teste de tração. Foi utilizada célula de carga de 10KN da mesma máquina para os ensaios. Um prendedor cilíndrico com pinos que permitem livre posicionamento e inclinação da diáfise femoral foi utilizado para a fixação do fêmur. Garra respeitando as características já citadas foi utilizada para a fixação do enxerto, que foi envolvido em gaze. A garra de fixação do enxerto foi colocada no limite de 30 milímetros a partir da entrada do túnel para padronizar o comprimento do tendão a ser submetido a tração. Este limite foi marcado com azul de metileno a fim de se determinar escorregamento na garra (Figura 19).

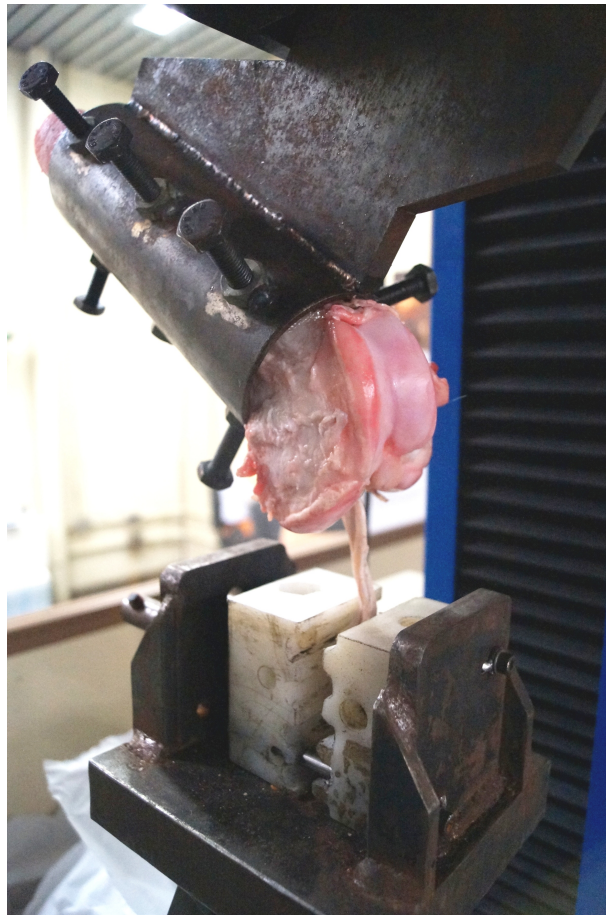


Figura 19: Garra de tendão (aberta) e elemento de fixação do fêmur à máquina de tração.

O fêmur e o *clamp* foram posicionados de maneira a tracionar o enxerto na mesma direção do túnel.

Foi aplicada uma pré-tensão de 80 Newtons por 1 minuto. Após, retornou-se à tensão de 10 Newtons para o início do ensaio de tração de maneira a manter acomodação e minimizar imprecisões no início do ensaio.

Para o ensaio foi aplicada tração contínua de 30 milímetros por minuto, com medidas de deslocamento do atuador em milímetros e força aplicada em Newtons com frequência de medidas de 10 Hertz. Após a ruptura do sistema o ensaio foi interrompido.

3.3 MÉTODOS DE MEDIDA

Os dados de força e deslocamento foram exportados do software da máquina para o software Microsoft Excel[®], com o qual foram analisados. Através dos dados, foram plotados gráficos do tipo força versus deslocamento. A partir desses resultados foram obtidos: F_{max} , F_p , F_{445} , ΔL_{max} , ΔL_p e ΔL_{445} . Os valores de rigidez R_{max} , R_p e R_{445} foram determinados conforme explanado a seguir (Seção 3.3.2).

3.3.1 MEDIDA DE PONTO DE FALHA

Dois parâmetros de medida de ponto de falha foram utilizados para comparação entre os grupos: a) a maior medida de força medida durante o ensaio (F_{max}) e b) o ponto F_p , no qual observou-se início de declinação (pico) respeitando os parâmetros citados anteriormente.

3.3.2 MEDIDA DA RIGIDEZ

A rigidez de cada sistema foi determinada através de método secante. A inclinação da reta secante foi definida como a rigidez do sistema. Os pontos definidos para a determinação da reta secante foram: ponto inicial: o ponto de 20 Newtons; e ponto final: comparou-se a utilização dos pontos F_{max} , F_p e F_{445} . A inclinação da reta entre os dois pontos foi definida pelo software Microsoft Excel[®] através de função específica (“slope”). As medidas de rigidez resultante foram chamadas respectivamente de R_{max} , R_p e R_{445} .

3.3.3 DISTÂNCIA DE CURSO

As distâncias ΔL_{max} , ΔL_p e ΔL_{445} , entre o ponto 20 Newtons e o máximos F_{max} , F_p e F_{445} , respectivamente, foram comparados entre os grupos.

3.3.4 CONTAGEM DA PRESENÇA DE PICOS INTERMEDIARIOS

O gráfico força *versus* deslocamento permitiu a observação da presença de picos intermediários, de modo a permitir contagem de sua frequência para cada grupo. Aplicou-se para a definição de pico intermediário a mesma metodologia utilizada para a determinação de F_p .

3.4 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os dados de ponto de falha, rigidez e distância de curso foram processados (comparação entre dois grupos) através do teste “T” de *student* com finalidade de determinação do parâmetro “*p*” de significância estatística. Consequentemente, para comparações de 4 grupos entre si, coube determinação de seis valores-*p*. Adicionalmente, duas comparações foram realizadas, uma considerando os resultados gerais ponderados dos grupos solidarizados *versus* grupos não solidarizados (SC+S *versus* C+0); da mesma forma, dos grupos “à cavaleiro” *versus* grupos “transfixante” (SC+C *versus* S+0). Para estas últimas comparações, também utilizou-se o teste “T” de *student*. Determinou-se o parâmetro “*p*” menor que 0,05 para conclusão de significância estatística.

Os parâmetros F_{max} , F_p , R_{max} , R_p e R_{445} foram comparados através do desvio padrão (DP) dos valores resultantes e o impacto em fração (If) do mesmo na média do valor absoluto de força medido em cada grupo de amostras. O cálculo de impacto em fração do desvio padrão em relação à média foi utilizado neste estudo com finalidade de facilitar comparações entre grupos no que tange à dispersão, uma vez que os valores de cada uma das grandezas de força máxima e rigidez variam entre grupos. Consistiu na divisão numérica da média pelo desvio padrão, de cada grandeza para cada grupo.

4 RESULTADOS

4.1 PONTO DE FALHA

Trinta e seis sistemas de fixação foram confeccionados e testados, dez do grupo SC, sete do grupo S, dez do grupo C e nove do grupo 0. O resultado da medida de ponto de falha para cada parâmetro são apresentados nas Tabelas 1, 2, 3 e a Figura 20.

Tabela 1: Força máxima (F_{max}).

Grupo	SC	S	C	0
F_{max} (N)	1616,6	1555,4	2039,6	1135,2
DP*	482,2	408,0	508,4	448,7
I_f *	0,266	0,262	0,249	0,395

* DP = desvio-padrão. * I_f = impacto em fração.

Com a utilização do parâmetro força máxima (F_{max}), o grupo C teve maior ponto de falha medido ($2039,6N \pm 508,4$). O grupo 0 apresentou o menor valor com o mesmo parâmetro ($1135,2N \pm 448,7$).

Tabela 2: Força no primeiro pico válido (F_p).

Grupo	SC	S	C	0
F_{max} (N)	1592,7	1539,9	1931,4	950,5
DP*	626,7	408,0	666	599,8
I_f *	0,393	0,26	0,345	0,631

* DP = desvio-padrão. * I_f = impacto em fração.

O uso de F_p como ponto de falha resultou maior média no grupo C ($1931,4N \pm 666$) e menor no grupo 0 ($950,5N \pm 599,8$). Dos 36 corpos de prova, os únicos três que apresentaram F_p abaixo de 445N foram do grupo 0.

Na análise de significância estatística das diferenças do valor do ponto de falha entre os grupos, o valor- p da comparação entre os grupos C e 0, entre S e 0, bem como entre SC e 0 foi menor que 0,05 (estatisticamente significativo) com a utilização dos dois parâmetros. Com

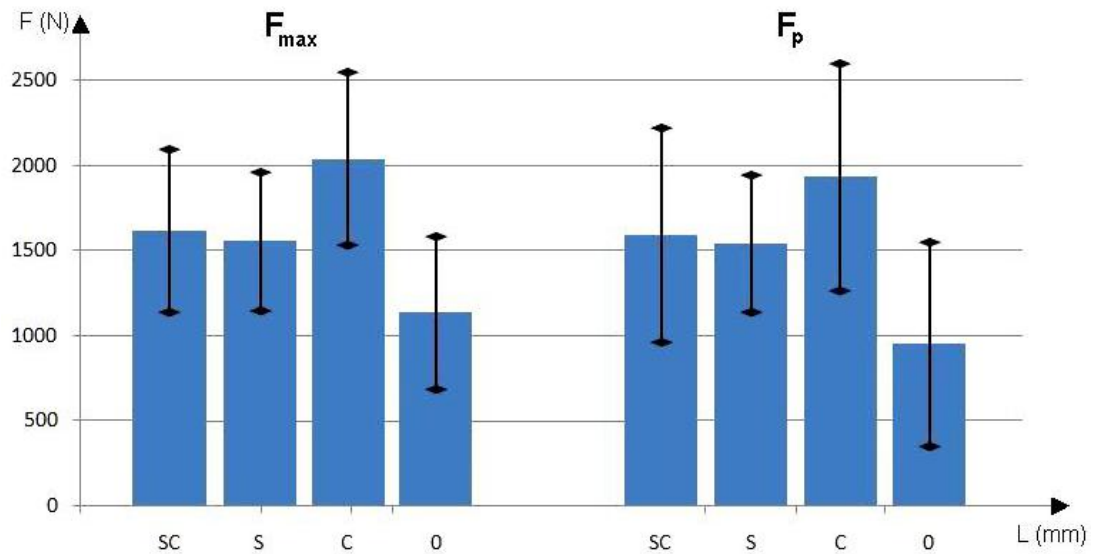


Figura 20: Comparativo F_{max} versus F_p entre os grupos.

a utilização do parâmetro F_{max} também se observou significância estatística na comparação S versus C (Tabela 3).

Tabela 3: Parâmetro versus valor-p entre os grupos (para ponto de falha).

Parâmetro	SC × S	S × C	C × 0	SC × C	S × 0	SC × 0
$p (F_{max})$	0,1349	0,0272	0,0004	0,1588	0,0370	0,0029
$p (F_p)$	0,4238	0,0936	0,0019	0,1284	0,0212	0,0180

p = valor- p ou nível descritivo.

A comparação geral entre solidarizados (grupos SC e S) e não-solidarizados (grupos C e 0) para ponto de falha com a utilização de qualquer dos parâmetros demonstrou mínima vantagem do grupo solidarizado, sem significância estatística, com valores- p acima de 0,3 (Tabela 4).

O melhor desempenho dos grupos com posição à cavaleiro em relação à posição transfixante apresentou significância estatística para os dois parâmetros (F_{max} e F_p) – Tabela 4.

Tabela 4: Ponto de falha – solidarizados versus não solidarizados e cavaleiro versus transfixante.

Parâmetro	cavaleiro × transfixante	solidarizado × não-solidarizado
F_{max} (N)	1925,7 × 1319,1	1706,2 × 1611,2
$p F_{max}$	0,0003	0,3114
F_p (N)	1762 × 1208,4	1570,9 × 1466,7
$p (F_p)$	0,062	0,326

p = valor- p ou nível descritivo.

4.2 RIGIDEZ

Os dados de rigidez dos sistemas e comparativos entre os grupos estão compilados nas Tabelas 5, 6, 7 e Figura 21.

Utilizando os parâmetros R_{max} e R_p , o grupo C apresentou maior rigidez (respectivamente $97,05 \text{ N/mm} \pm 24,95$ e $96,78 \text{ N/mm} \pm 27,37$). Com a utilização do parâmetro R_{445} , o grupo SC teve a maior rigidez ($106,22 \text{ N/mm} \pm 37,43$).

Tabela 5: Rigidez com uso do ponto $F_{max}(R_{max})$.

Grupo	SC	S	C	0
R_{max} (N/mm)	79,69	78,35	97,05	56,65
DP*	22,49	22,36	24,95	21,62
I_f^*	0,282	0,285	0,257	0,382

* DP = desvio-padrão. * I_f = impacto em fração.

Tabela 6: Rigidez com uso do ponto $F_p(R_p)$.

Grupo	SC	S	C	0
R_p (N/mm)	90,01	78,81	96,78	75,14
DP*	22,11	22,38	27,37	16,79
I_f^*	0,246	0,284	0,283	0,223

* DP = desvio-padrão. * I_f = impacto em fração.

Tabela 7: Rigidez com uso do ponto $F_{445}(R_{445})$.

Grupo	SC	S	C	0
R_{445} (N/mm)	106,22	95,39	100,13	79,97
DP*	37,43	25,25	33,49	29,88
I_f^*	0,352	0,265	0,334	0,374

* DP = desvio-padrão. * I_f = impacto em fração.

A comparação entre os grupos utilizando cada um dos parâmetros de rigidez podem ser visualizados na Tabela 8 e Figura 21.

As maiores médias de R_{max} e R_p dos sistemas do grupo C em relação aos do grupo 0 tiveram valor- p menor que 0,05. O desempenho mais favorável do grupo S em relação ao grupo 0, bem como do grupo SC *versus* 0 com a utilização do parâmetro de medida R_{max} também teve significância estatística.

Na Tabela 9 encontram-se os dados obtidos da comparação entre os grupos solidarizados *versus* não-solidarizados e também grupos com fixação a cavaleiro *versus* transfixante.

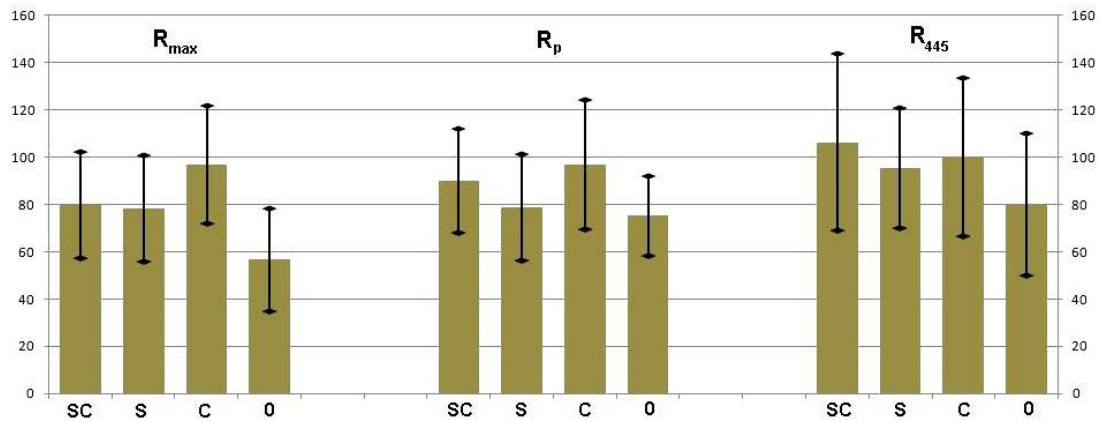


Figura 21: Comparativo F_{max} versus F_p entre os grupos.

Tabela 8: Parâmetro versus valor- p entre os grupos (para rigidez).

Parâmetro	SC \times S	S \times C	C \times O	SC \times C	S \times O	SC \times O
$p (R_{max})$	0,4524	0,0669	0,0008	0,0598	0,0349	0,0182
$p (R_p)$	0,1612	0,0865	0,0282	0,2752	0,3566	0,0601
$p (R_{445})$	0,2583	0,3783	0,0931	0,3528	0,1465	0,0560

p = valor- p ou nível descritivo.

Evidencia-se que para os parâmetros R_{max} e R_p , a maior rigidez do grupo cavaleiro apresenta significância estatística.

Tabela 9: Rigidez entre solidarizados versus não-solidarizados e cavaleiro versus transfixante.

Parâmetro	cavaleiro \times transfixante	solidarizado \times não-solidarizado
R_{max} (N/mm)	88,37 \times 66,14	79,14 \times 77,91
$p R_{max}$	0,0005	0,4461
R_p (N/mm)	93,4 \times 76,75	85,4 \times 86,53
$p (R_p)$	0,0158	0,4435
R_{445} (N/mm)	103,17 \times 86,71	101,76 \times 90,58
$p R_{445}$ (N/mm)	0,0671	0,1556

p = valor- p ou nível descritivo.

4.3 DESLOCAMENTO

A distância ΔL percorrida pelo atuador da máquina de ensaios desde o ponto inicial (20 Newtons) e o ponto utilizado como máximo para determinação de rigidez foi comparada para cada um dos parâmetros. Os resultados são mostrados na Tabela 10.

Evidencia-se que a medida de deslocamento ΔL_{445} é marcadamente menor que os demais. Os valores ΔL_{max} e ΔL_p são respectivamente quatro e três vezes o valor de ΔL_{445} .

Tabela 10: ΔL por parâmetro (média de todos os grupos).

Parâmetro	ΔL_{max}	ΔL_p	ΔL_{445}
Deslocamento (mm)	21,17	17,49	5,16
DP*	4,87	6,51	2,21
I_f^*	0,232	0,396	0,415

* DP = desvio-padrão. * I_f = impacto em fração.

A dispersão medida pelo impacto em fração do desvio padrão foi menor com o uso de ΔL_{max} .

A comparação entre os grupos utilizando parâmetro ΔL_{445} revelou pior desempenho (maior distância ΔL_{445}) no grupo 0, único grupo cuja média resultou valor acima de cinco milímetros (Tabela 11). No entanto, todas as comparações entre grupos com o uso desse parâmetro apresentou valor- p acima de 0,05.

Tabela 11: ΔL_{445} por grupo.

Grupo	SC	S	C	0
ΔL_{445}	4,59	4,69	4,78	6,46
DP*	1,92	1,43	1,78	3,68
I_f^*	0,419	0,299	0,374	0,570

* DP = desvio-padrão. * I_f = impacto em fração.

4.4 PRESENÇA DE PICOS INTERMEDIÁRIOS

Na Tabela 12 encontram-se os dados a respeito da presença de picos intermediários para cada grupo.

Tabela 12: Presença de picos intermediários.

Grupo	SC	S	C	0
Duplos-picos	3	1	1	5

* DP = desvio-padrão. * I_f = impacto em fração.

Seguindo a metodologia descrita neste trabalho para consideração de picos intermediários como válidos, houve picos intermediários nos quatro grupos estudados. É notável a maior presença deles (cinco) no grupo não-solidarizado com posição transfixante.

5 DISCUSSÃO

Nesse estudo foram utilizados sistemas de enxertos quádruplos de tendões extensores digitais bovinos inseridos em túneis ósseos confeccionados em fêmures porcinos e fixados com dois pinos transversais. Este tipo de sistema visa reproduzir as características mecânicas da fixação de enxerto de tendões semitendíneo e grácil em túneis confeccionados em fêmures humanos em cirurgias de reconstrução de LCA. No presente momento, a maioria dos trabalhos publicados que utilizam tecido não-humano lançam mão de sistemas de fixação nessa configuração por apresentarem características mecânicas muito semelhantes às desejadas (DONAHUE *et al.*, 2001).

Os resultados médios de força máxima (F_{max}) e rigidez entre os grupos observados nesse estudo são equivalentes aos publicados em trabalhos da mesma natureza na literatura (NOYES *et al.*, 1984; BRAND *et al.*, 2000; NAGARKATTI *et al.*, 2001; KOUSA *et al.*, 2003b).

O ponto de falha em geral demonstrou-se maior nos grupos SC, C e S em relação ao grupo 0, sendo estatisticamente significativo quando os dois parâmetros F_{max} e F_p foram utilizados. Quando da utilização do parâmetro F_{max} também houve significância estatística do ponto de falha mais elevado do grupo C em relação ao grupo S. A análise “cavaleiro” versus “não-cavaleiro” (Tabela 9) confirma o ponto de falha em maior força dos grupos “cavaleiro”. A maior tendência à localização de dobra dos tendões sobre os implantes quando da posição cavaleiro pode explicar essa diferença. Na posição transfixante, uma menor quantidade de fibras do enxerto passariam por sobre a barra formada pelo implante no túnel. Isso geraria uma quantidade maior de fibras com “laços não apoiados”, que não chegariam a imprimir força no implante. A pressão dos “laços não apoiados” sobre o implante seria aumentada por conta da menor área de contato (menor quantidade de fibras), que poderia conferir menor resistência à tração.

Houve em geral maior rigidez dos sistemas fixados à cavaleiro, o que também pode ser explicado pelo paradigma dos laços. A acomodação dos sistemas com menor quantidade de fibras situadas por sobre o implante pode acontecer de maneira mais gradual, resultando em

ganho de força mais lento à medida em que a máquina executa tração, que traduz-se como a menor rigidez do sistema.

Na técnica cirúrgica vigente para a reconstrução de LCA com fixação dupla transversal (cirurgia por videoartroscopia), a rotação do enxerto para uma posição desejada é procedimento de fácil execução, que não implica aumento significativo do tempo cirúrgico. A posição “à cavaleiro”, apesar de não comparada *in vivo* com a “transfixante”, não aumenta o risco de falha. Portanto, sugere-se seu uso na prática cirúrgica atual. Pelo fato de ter havido diferença no resultado entre as duas posições, encoraja-se estudo *in-vivo* abordando essa comparação.

O uso de F_p não mostrou alteração significativa nas comparações de desempenho entre os grupos. A metodologia proposta neste estudo visa desconsiderar pequenos picos que não necessariamente advém de ruptura de fibras do enxerto. Estes pequenos picos seriam causados possivelmente por acomodações no sistema, continuados por inclinação similar, o que motiva desconsiderá-los (Figura 22).

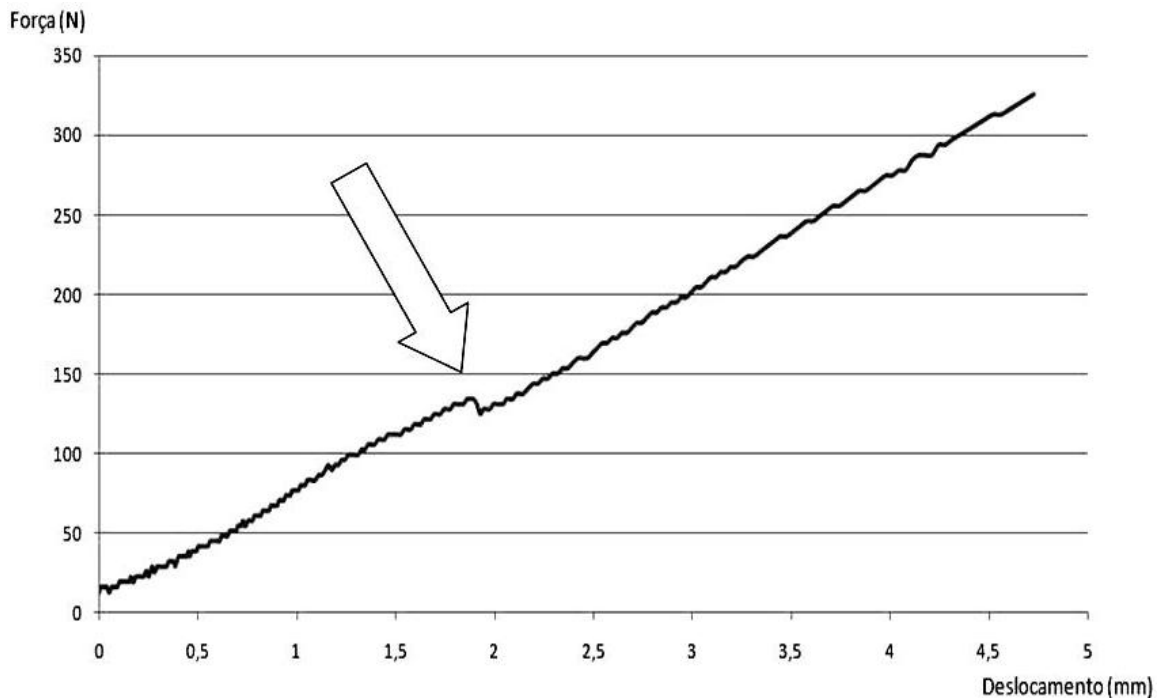


Figura 22: Gráfico força versus deslocamento mostrando pequeno pico na ausência de alteração de inclinação subsequente.

Os valores de F_{max} e F_p foram encontrados em pontos de deslocamentos maiores que a média dos valores de F_{445} . Isso é explicável pelo fato das forças medidas F_{max} e F_p serem de maiores que as de 445N. O deslocamento anterior do joelho humano após a ruptura do LCA aumenta com o tempo pós-ruptura pelo fato da cápsula articular e outros ligamentos gradativamente perderem a capacidade de impedir a translação anterior (frouxidão secundária), objeto

de estudo clínico com utilização de instrumental externo ou radiografias (DAHLSTEDT; DALÉN, 1989). Por este motivo, ao se aplicar força de anteriorização da tíbia em um joelho com LCA reconstruído, em maior ou menor grau o sistema de fixação sofre tração sem dividir carga com as outras estruturas no segmento inicial de translação. Esse período inicial é mais bem reproduzido pelo uso do ponto máximo 445N em vez dos demais, que ocorrem a deslocamentos maiores.

Uma vez que o valor de 445N é tido como limite de força necessário para o uso de protocolos de reabilitação e atividades normais no pós-operatório, é compreensível que este segmento de ensaio reproduza mais fielmente a tensão típica sobre um neo-ligamento recém-implantado. Sugere-se que deva ser avaliado em diferentes tipos de estudos futuros para a confirmação de sua validade e uso como parâmetro usual de comportamento mecânico.

Na análise dos dados de F_p , notou-se que as únicas três amostras que apresentaram valor menor que 445N pertenceram ao grupo 0. Isso pode traduzir menor confiabilidade da técnica transfixante sem solidarização. Com a tração, as fibras tendinosas “não apoiadas”, que não ultrapassam o limite superior dos implantes, seriam separadas das demais “apoiadas” antes da ruptura das últimas. Esse fenômeno ocorreria com a aplicação de menor força e ocorreria com aumento do curso ΔL_p . A sutura de solidarização poderia contrapor a separação entre as fibras, diminuindo sua abrangência, atrasando seu início, com uma distância de curso menor e com maior força, o que explica o melhor desempenho do grupo transfixante solidarizado (S) em relação ao grupo transfixante sem solidarização (0). A solidarização teria portanto maior importância mecânica nos enxertos de posição “transfixante” por haver maior fração de fibras “não-apoiadas”, que por sua vez dependem mais do suporte do fio de sutura. Isso explica maior diferença dos resultados entre os grupos “transfixante” do que entre os grupos “cavaleiro”.

Em revisão de livro texto envolvendo trabalhos de medidas instrumentadas de translação anterior da tíbia, concluiu-se que a medida de dez milímetros é diagnóstica para a lesão de LCA (SCOTT, 2006). Como há dois pontos de fixação em cirurgia de reconstrução do LCA (femoral e tibial), é razoável concluir que para cada ponto de fixação, o valor aceitável para ΔL_{445} não deve ser maior que cinco milímetros. Observou-se, que somente o grupo 0 apresentou valores médios maiores que 5 milímetros neste estudo. Porém, não houve significância estatística na comparação com os outros grupos.

6 CONCLUSÕES

Pode-se concluir que:

1. O ponto de falha e a rigidez dos sistemas fixados com posição rotacional “à cavaleiro” foi maior que os fixados com posição rotacional transfixante. Esta diferença foi estatisticamente significativa. É recomendável o posicionamento “à cavaleiro” em cirurgia.
2. Todos os grupos de fixação (“à cavaleiro”, transfixante, com e sem solidarização) apresentaram ponto de falha (F_{max}) acima de 445 Newtons.
3. O parâmetro de ponto de falha F_p demonstrou valores abaixo de 445 Newtons em três das 36 amostras, todas do grupo 0.
4. Há vantagem mecânica no uso de sutura de solidarização quando do posicionamento transfixante do implante transversal duplo em relação ao enxerto tendinoso quádruplo. Esta vantagem não foi observada com o posicionamento “à cavaleiro”.
5. O parâmetro R_{445} mostrou-se mais fidedigno do que R_{max} e R_p para reproduzir a condição in vivo da fixação femoral do enxerto tendinoso com fixação com dois pinos transversos.
6. O parâmetro F_p demonstrou-se confiável para análise do comportamento à tração da fixação femoral de enxerto tendinoso, parecendo mais sensível que o ponto de força máxima para determinação de ponto de falha.

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, Apr 1998.
- AERSSSENS, J. *et al.* Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. **Endocrinology**, v. 139, n. 2, p. 663–670, Feb 1998.
- AHMAD, C. S. *et al.* Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction. **Am J Sports Med**, v. 32, n. 3, p. 635–640, 2004.
- BENFIELD, D. *et al.* Stiffness characteristics of hamstring tendon graft fixation methods at the femoral site. **Int Orthop**, v. 29, n. 1, p. 35–38, Feb 2005.
- BRAND, J. J. *et al.* Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. **Am J Sports Med**, v. 28, n. 5, p. 761–774, Sep-Oct 2000.
- BROWN JR, C. *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.
- BUTLER, D. L.; KAY, M. D.; STOUFFER, D. C. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. **J Biomech**, v. 19, n. 6, p. 425–432, 1986.
- CHAMBAT, P. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. **Am J Sports Med**, v. 29, n. 2, p. 266–7, Mar-Apr 2001.
- CLARK, R. *et al.* Cross-pin femoral fixation: a new technique for hamstring anterior cruciate ligament reconstruction of the knee. **Arthroscopy**, v. 14, n. 3, p. 258–267, Apr 1998.
- CORRY, I. S. *et al.* Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 27, n. 4, p. 444, 1999.
- CZITROM, A. A.; AXELROD, T.; FERNANDES, B. Antigen presenting cells and bone allotransplantation. **Clin Orthop Relat Res**, n. 197, p. 27–31, 1985.
- DAHLSTEDT, L. J.; DALÉN, N. Knee laxity in cruciate ligament injury. value of examination under anesthesia. **Acta Orthop Scand**, v. 60, n. 2, p. 181–184, Apr 1989.
- DONAHUE, T. L. *et al.* Comparison of viscoelastic, structural, and material properties of double-looped anterior cruciate ligament grafts made from bovine digital extensor and human hamstring tendons. **J Biomech Eng**, v. 123, n. 2, p. 162–169, Apr 2001.
- FAUSTINO, C. A. C. Reconstrução do lca com o uso dos tendões dos músculos flexores mediais do joelho e fixação femoral com o sistema de rigidifix[®]: relato preliminar. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 12, n. 4, p. 212–16, 2004.

FERRETTI, A. *et al.* Evolgate fixation of doubled flexor graft in anterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical evaluation with cyclic loading. **Am J Sports Med**, v. 33, n. 4, p. 574–582, Apr 2005.

FERRETTI, A. *et al.* The evolgate: a method to improve the pullout strength of interference screws in tibial fixation of anterior cruciate ligament reconstruction with doubled gracilis and semitendinosus tendons. **Arthroscopy**, v. 19, n. 9, p. 936–940, Nov 2003.

FRANK, C.; JACKSON, D. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. **J Bone Joint Surg Am**, v. 79, n. 10, p. 1556–76, 1997.

FU, F. Anterior cruciate ligament reconstruction with semitendinosus graft provided similar stability and knee function and fewer problems with kneeling compared with the bone-patellar tendon-bone graft. **J Bone Joint Surg Am**, v. 93, n. 10, p. 969, May 2011.

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.

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.

FU F. H.; SCHULTE, K. R. Anterior cruciate ligament surgery. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 325, n. 325, p. 19–24, 1996.

GAROFALO, R. *et al.* Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: the two-incision technique. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 14, n. 6, p. 510–516, Jun 2006.

GIUREA, M. *et al.* Comparative pull-out and cyclic-loading strength tests of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. **Am J Sports Med**, v. 27, n. 5, p. 621–625, 1999.

GRIMBY, G. *et al.* Quadriceps function and training after knee ligament surgery. **Med Sci Sports Exerc**, v. 12, n. 1, p. 70–5, Spring 1980.

HARILAINEN, A. *et al.* Good muscle performance does not compensate instability symptoms in chronic anterior cruciate ligament deficiency. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 3, n. 3, p. 135–7.

HARTER, R. A. *et al.* Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency. **Am J Sports Med**, v. 16, n. 5, p. 434–443, 1988.

HONL, M. *et al.* Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: an in vitro comparison of mechanical behavior under failure tensile loading and cyclic submaximal tensile loading. **Am J Sports Med**, v. 30, n. 4, p. 549–57, Jul-Aug 2002.

HOWE, J. G. *et al.* Anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps patellar tendon graft. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 19, n. 5, p. 447, 1991.

JAGODZINSKI, M. *et al.* Femoral press-fit fixation of the hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. **Am J Sports Med**, v. 32, n. 7, p. 1723–1730, 2004.

- JAGODZINSKI, M. *et al.* Tibial press-fit fixation of the hamstring tendons for acl-reconstruction. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 14, n. 12, p. 1281–1287, Dec 2006.
- JONES, K. G. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. a technique using the central one-third of the patellar ligament. **J Bone Joint Surg Am**, v. 45, p. 925–932, Jul 1963.
- JONES, K. G. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using the central one-third of the patellar ligament. a follow-up report. **J Bone Joint Surg Am**, v. 52, n. 7, p. 1302–1308, Oct 1970.
- KERNWEIN, G. Tendon implantations to bone: A study of the factors affecting tendon-bone union as determined by the tensile strength. **Ann Surg**, v. 113, n. 6, p. 1103–1104, Jun 1941.
- KERNWEIN, G.; FAHEY, J.; GARRISON, M. The fate of tendon, fascia and elastic connective tissue transplanted into bone. **Ann Surg**, v. 108, n. 2, p. 285–290, Aug 1938.
- KILGER, R. H. P. *et al.* The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament using the novel knot/press-fit technique: a cadaveric study. **Am J Sports Med**, v. 33, n. 6, p. 856–863, Jun 2005.
- KOUSA, P. *et al.* The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. part i: femoral site. **Am J Sports Med**, v. 31, n. 2, p. 174–181, 2003.
- KOUSA, P. *et al.* The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. part ii: tibial site. **Am J Sports Med**, v. 31, n. 2, p. 182–188, 2003.
- 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.
- LAMBERT, K. L. Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency. **Clin Orthop Relat Res**, n. 172, p. 85–89, Jan-Feb 1983.
- LIU, S. H.; KABO, J. M.; OSTI, L. Biomechanics of two types of bone-tendon-bone graft for acl reconstruction. **J Bone Joint Surg Br**, v. 77, n. 2, p. 232–235, Mar 1995.
- MAGEN, H. E.; HOWELL, S. M.; HULL, M. L. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. **Am J Sports Med**, v. 27, n. 1, p. 35–43, 1999.
- MCKERNAN, D.; PAULOS, L. **Graft selection**. [S.l.]: Knee Surgery. Baltimore, Williams & Wilkins, 1994. 667–678 p.
- MIYASAKA, K. C. *et al.* The incidence of knee ligament injuries in the general population. **American Journal of Knee Surgery**, v. 4, n. 1, p. 3–8, Jan 1991.
- MIYATA, K. *et al.* Biomechanical comparisons of anterior cruciate ligament: reconstruction procedures with flexor tendon graft. **J Orthop Sci**, v. 5, n. 6, p. 585–592, 2000.
- MONACO, E. *et al.* Biomechanical evaluation of different anterior cruciate ligament fixation techniques for hamstring graft. **J Orthop Sci**, v. 15, n. 1, p. 125–131, Jan 2010.

- MORRISON, J. Function of the knee joint in various activities. **Biomedical Engineering**, v. 4, n. 12, p. 573–580, 1969.
- NAGARKATTI, D. *et al.* Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. **Am J Sports Med**, v. 29, n. 1, p. 67–71, Jan-Feb 2001.
- NOYES, F. R.; BARBER-WESTIN, S. D. Anterior cruciate ligament revision reconstruction: results using a quadriceps tendon-patellar bone autograft. **Am J Sports Med**, v. 34, n. 4, p. 553–564, Apr 2006.
- 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, Mar 1984.
- NOYES, F. R.; GROOD, E. S. The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. **Bone Joint Surg Am**, v. 58, n. 8, p. 1074–1082, Dec 1976.
- NOYES, F. R. *et al.* Advances in the understanding of knee ligament injury, repair, and rehabilitation. **Med Sci Sports Exerc**, v. 16, n. 5, p. 427–443, Oct 1984.
- NOYES, F. R. *et al.* The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. part ii: the results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability. **J Bone Joint Surg Am**, v. 65, n. 2, p. 163–174, Feb 1983.
- NOYES, F. R.; MCGINNISS, G. H.; MOOAR, L. A. Functional disability in the anterior cruciate insufficient knee syndrome. review of knee rating systems and projected risk factors in determining treatment. **Sports Med**, v. 1, n. 4, p. 278–302, Jul-Aug 1984.
- NOYES, F. R. *et al.* The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. part i: the long-term functional disability in athletically active individuals. **J Bone Joint Surg Am**, v. 65, n. 2, p. 154–162, Feb 1983.
- PAESSLER, H. H.; MASTROKALOS, D. S. Anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendons, bone patellar tendon, or quadriceps tendon-graft with press-fit fixation without hardware. a new and innovative procedure. **Orthop Clin North Am**, v. 34, n. 1, p. 49–64, Jan 2003.
- PAPASTERGIOU, S. G. *et al.* Rigidfix femoral fixation: a test for detecting inaccurate cross pin positioning. **Arthroscopy**, v. 23, n. 11, p. 1247.e1–1247.e3, Nov 2007.
- RANDALL, R. L. *et al.* Comparison of bone-patellar tendon-bone interference screw fixation and hamstring transfemoral screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. **Orthopedics**, v. 22, n. 6, p. 587–591, Jun 1999.
- RODEO, S. A. *et al.* Tendon-healing in a bone tunnel. a biomechanical and histological study in the dog. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 75, n. 12, p. 1795–1803, Dec 1993.
- SAKANE, M. *et al.* In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. **J Orthop Res**, v. 15, n. 2, p. 285–293, Mar 1997.
- SCHEFFLER, S. U. *et al.* Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: The impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. **Arthroscopy**, v. 18, n. 3, p. 304–315, Mar 2002.

SCOTT, W. N. **Surgery of the knee**. 4. ed. Philadelphia: Churchill Livingstone/Elsevier, 2006.

SHAIEB, M. D. *et al.* Evaluation of tendon-to-bone reattachment: a rabbit model. **Am J Orthop (Belle Mead NJ)**, v. 29, n. 7, p. 537–542, Jul 2000.

SHINO, K. *et al.* Reconstruction of the anterior cruciate ligament using allogeneic tendon. long-term followup. **Am J Sports Med**, v. 18, n. 5, p. 457–465, 1990.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânico de materiais metálicos**. São Paulo: Blucher, 1982.

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. 240–7, 1994.

STIEVEN-FILHO, E. **Biomecânica da Solidarização de Tendões para Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior**. Dissertação (47 (Mestrado)) — Programa de Pós-Graduação da Faculdade Evangélica do Paraná, Faculdade Evangélica do Paraná, Curitiba, PR, 2009.

VICTOR, J. *et al.* Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction—prospective analysis of patellar tendon autografts compared with allografts. **Int Orthop**, v. 21, n. 2, p. 93–97, 1997.

VIIDIK, A.; LEWIN, T. Changes in tensile strength characteristics and histology of rabbit ligaments induced by different modes of postmortal storage. **Acta Orthop Scand**, v. 37, n. 2, p. 141–155, 1966.