

**PAULO ROBERTO DE ALMEIDA SILVARES**

**ANÁLISE DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO  
LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR, LIGAMENTO DA PATELA  
E TENDÃO DO MÚSCULO SEMITENDÍNEO TRIPLICADO.  
- ESTUDO EXPERIMENTAL EM CADÁVERES HUMANOS**

Tese apresentada à Faculdade  
de Medicina de Botucatu para  
obtenção do título de DOUTOR  
em CIRURGIA.

**Orientador:** Prof. Dr. Sérgio Swain Müller

FACULDADE DE MEDICINA – UNESP- CAMPUS DE BOTUCATU

- 2001 -

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. E TRAT. DA INFORMAÇÃO  
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ELZA NUMATA

Silvares, Paulo Roberto de Almeida

Análise das propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior, ligamento da patela e tendão do músculo semitendíneo triplicado: estudo experimental em cadáveres humanos / Paulo Roberto de Almeida Silvares. – 2001.

Tese (doutoramento) – Faculdade de Medicina de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2001.

Orientador: Sérgio Swain Müller

1. Joelho – Ligamento – Reconstrução

CDD 617.582

Palavras chave: Biomecânica; Joelho; Cadáver; Ligamento cruzado anterior; Ligamento da patela; Semitendíneo; Ensaio mecânicos; Propriedades mecânicas

A meus pais Ana e Líbero (*in memoriam*)

e meus irmãos José, Carlos, Elizabeth e Maria Lúcia.

À minha esposa,

Regina

A meus filhos,

Luíza e Otávio

Ao Professor Sérgio Swain Müller, colega e amigo de disciplina, pela  
orientação segura e presente em todas as fases deste trabalho

Ao Professor Hamilton da Rosa Pereira, mestre e amigo, pela orientação em minha formação profissional e pela consolidação da Disciplina de Ortopedia e Traumatologia.

## **Agradecimentos**

Agradeço a todas as pessoas que contribuíram para a realização deste trabalho e, principalmente:

- Aos amigos e colegas da Disciplina de Ortopedia e Traumatologia, pelo incentivo e colaboração, durante a realização deste trabalho.
- Ao Dr. Tomaz Puga Leivas, engenheiro do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pelas sugestões e orientações na realização dos ensaios mecânicos.
- Ao Prof. Dr. Marcos Augusto de Moraes Silva, amigo e orientador na dissertação de mestrado, por sua compreensão e solidariedade.
- Ao Prof. Dr. Antonio José Maria Cataneo, pelas condições oferecidas pelo Departamento de Cirurgia e Ortopedia.
- Ao Prof. Dr. Antonio Sérgio Martins, pelas condições proporcionadas no Laboratório de Cirurgia Experimental.
- Ao Prof. Dr. Arthur Roquete de Macedo, ex-reitor da Unesp, que durante sua gestão viabilizou a instalação do laboratório de Biomecânica da Faculdade de Medicina de Botucatu.
- Ao Prof. Dr. Carlos Roberto Padovani e Prof. Dr. Flávio Ferrari Aragon, pela execução e orientação das análises estatísticas.
- Aos Profs. Dra. Maria Aparecida Marchesan Rodrigues e Dr. Júlio Defaveri, pela colaboração do Departamento de Patologia.

- À Sr<sup>a</sup> Enilze de Souza Volpato, pelo seu trabalho de levantamento e revisão bibliográfica.
- Aos Srs. Sídney Pereira e José Édson Martins, técnicos de necrópsia do Departamento de Patologia, pelo importante auxílio na obtenção das peças anatômicas.
- Ao Sr. Luiz Carlos Edevelter Bardella, funcionário do Laboratório de Cirurgia Experimental, pela preparação e realização dos ensaios mecânicos.
- Ao Sr. Édson Musa, pela fabricação das garras de fixação.
- Ao Sr. Silvio Geraldo dos Santos Júnior, técnico em fotografia, pelo trabalho de documentação.
- Ao Sr. José Alberto Conte e Carlos Roberto Rodrigues Filho, técnicos em recursos audiovisuais, pela produção de vídeos e slides.
- Ao Sr. Carlos Luiz Miguel, técnico em informática, pela digitação do texto, tabelas, montagem e edição da tese.
- Ao Sr. Marcos Eduardo Barreiros Aloise, desenhista científico, pela arte final de diagramas e figuras.
- Às Sra. Solange Aparecida de Albuquerque Clara, Marinede Ribeiro Jorge e Srta. Ana Cláudia Albino, funcionárias do Departamento de Cirurgia e Ortopedia, pelo apoio diário.

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>10</b>
<b>2. MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>27</b>
<b>2.1 - Material de experimentação.....</b>	<b>27</b>
<b>2.2 - Seqüência dos tempos experimentais.....</b>	<b>31</b>
<b>2.3 - Técnicas utilizadas.....</b>	<b>31</b>
2.3.1 - Identificação.....	31
2.3.2 - Obtenção das peças anatômicas.....	31
2.3.2.1 - Tendão do músculo semitendíneo.....	31
2.3.2.2 - Joelho com o ligamento da patela.....	32
2.3.3 - Conservação.....	32
2.3.4 - Descongelamento.....	32
2.3.5 - Preparação e mensuração dos corpos de prova.....	32
2.3.5.1 - Ligamento cruzado anterior.....	32
2.3.5.2 - Ligamento da patela.....	33
2.3.5.3 - Tendão do músculo semitendíneo.....	33
2.3.6 - Fixação dos corpos de prova.....	33
2.3.6.1 - Ligamento cruzado anterior.....	33
2.3.6.2 - Ligamento da patela.....	34
2.3.6.3 - Tendão do músculo semitendíneo.....	34
<b>2.4 - Ensaio mecânico.....</b>	<b>35</b>
<b>2.5 - Método estatístico.....</b>	<b>37</b>
<b>2.6 - Figuras.....</b>	<b>38</b>



<b>3. RESULTADOS</b> .....	<b>58</b>
<b>3.1 - Material de experimentação</b> .....	<b>58</b>
3.1.1 - Dados da amostra.....	58
3.1.2 - Medidas das peças anatômicas e corpos de prova.....	58
<b>3.2 - Ensaio mecânico</b> .....	<b>61</b>
<b>3.3 - Diagramas</b> .....	<b>73</b>
<b>3.4 - Correlações</b> .....	<b>76</b>
3.4.1 - Propriedades mecânicas x idade.....	76
3.4.2 - Carga máxima x área de secção.....	76
<b>3.5 - Local e padrão de ruptura</b> .....	<b>82</b>
<b>4. DISCUSSÃO</b> .....	<b>83</b>
<b>4.1 - Material de experimentação</b> .....	<b>83</b>
<b>4.2 - Conservação</b> .....	<b>86</b>
<b>4.3 - Medidas anatômicas</b> .....	<b>88</b>
<b>4.4 - Ensaio mecânico</b> .....	<b>92</b>
<b>4.5 - Garras</b> .....	<b>97</b>
<b>4.6 - Velocidade</b> .....	<b>98</b>
<b>4.7 - Diagrama carga-alongamento</b> .....	<b>100</b>
<b>4.8 - Propriedades mecânicas</b> .....	<b>102</b>
4.8.1 - Ligamento cruzado anterior.....	102
4.8.2 - Ligamento da patela.....	107
4.8.3 - Tendão do músculo semitendíneo triplicado.....	112
4.8.4 - Comparação entre LCA,LP e STT.....	118

<b>4.9 - Correlações</b> .....	<b>125</b>
<b>4.9.1 - Propriedades mecânicas x idade</b> .....	<b>125</b>
<b>4.9.2 - Carga máxima x área de secção</b> .....	<b>128</b>
<b>4.10 - Local e padrão de ruptura</b> .....	<b>130</b>
<b>4.11 - Considerações finais</b> .....	<b>132</b>
<b>5. CONCLUSÕES</b> .....	<b>143</b>
<b>6. RESUMO</b> .....	<b>144</b>
<b>7. SUMMARY</b> .....	<b>146</b>
<b>8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>147</b>
<b>9. ANEXOS</b> .....	<b>168</b>

## 1. INTRODUÇÃO

O joelho humano possui geometria articular pobre em contenção óssea que somada à grande amplitude de movimento torna escassa a estabilidade intrínseca. Por esta razão a mecânica articular é dependente da integridade dos chamados estabilizadores estáticos, meniscos e ligamentos.

Localizado entre o quadril e o tornozelo opera com grande braço de alavanca, tornando-se particularmente exposto a traumatismos principalmente durante a prática de esportes.

Alguns autores acreditavam no passado que a ausência dos ligamentos cruzados não seria impeditiva às atividades diárias, porém, muitos outros afirmaram que a ausência destes pode predispor à instalação de fenômenos degenerativos secundários tais como lesões osteocondrais e meniscais reconhecidos como iniciadores do processo de osteoartrose (SMITH e col., 1993).

Na prática diária, observa-se que os pacientes com lesão ligamentar apresentam sinais e sintomas importantes que, na maioria dos casos, impedem a prática de esportes e até mesmo atividades de rotina

A anatomia intra-articular do joelho inclui os meniscos medial e lateral, e os ligamentos cruzados anterior e posterior. GIRGIS e col. (1975) estudaram a anatomia dos ligamentos cruzados. O ligamento cruzado anterior se origina no fêmur na porção posterior da face interna do côndilo femoral lateral e insere-se na tibia anterior e mediamente à espinha tibial. Nesta posição, há íntima relação com o corno anterior do menisco lateral. O comprimento médio do ligamento é 38 mm e o diâmetro 11 mm.

O ligamento cruzado posterior se origina na parte posterior da face interna do côndilo femoral medial e insere-se na tibia, na depressão localizada na cortical metafisária posterior. Neste local envia

fascículos que se combinam com o corno posterior do menisco lateral. O comprimento médio do ligamento é 38 mm e o diâmetro 13 mm.

O ligamento cruzado anterior é constituído por banda ântero medial e outra póstero lateral mais espessa. É responsável pela contenção anterior da tibia com o joelho em flexão. Atua também controlando a hiperextensão e rotações interna e externa da tibia.

O ligamento cruzado posterior está constituído por duas porções sendo responsável pela contenção do movimento posterior da tibia com o joelho em flexão. O ligamento cruzado posterior apresenta diâmetro maior que o anterior e tem incidência menor de lesão em relação ao anterior.

A descrição da anatomia e função dos ligamentos cruzados data de muitos séculos (SNOOK, 1983), porém, somente no século XIX surgiram os primeiros trabalhos descrevendo lesões e tratamentos propostos na ruptura do ligamento cruzado anterior (STARK, 1850; BOYD, 1894).

BATTLE (1900) e MAYO ROBSON (1903) publicaram os primeiros trabalhos de reconstrução cirúrgica de lesões dos ligamentos cruzados. Vários outros autores apresentaram relatos de abordagem cirúrgica como GOETJES (1913) que indicou fixação de fragmentos ósseos da espinha ilíaca anterior nas lesões por avulsão do ligamento cruzado anterior.

HEY-GROVES (1917) iniciou as reconstruções intra-articulares propondo a utilização da fásia lata através de túneis ósseos.

CAMPBELL (1936) e CAMPBELL (1939) relatou técnica cirúrgica usando tira do ligamento da patela e cápsula articular através de túneis na tibia e fêmur com resultados melhores do que Hey-Groves.

IVAR PALMER (1938) contribuiu decisivamente para o entendimento da anatomia, fisiologia e mecânica dos ligamentos cruzados. Realizou também biópsia em paciente operado pela técnica de Hey-Groves e constatou histologicamente a vascularização do enxerto.

Nota-se, portanto, que já na primeira metade do século XX o princípio da reconstrução intra-articular dos ligamentos era defendido por alguns autores. Outros como COTTON & MORRISON (1934) utilizaram procedimentos extra-articulares como o uso de tira de fásia lata na reconstrução medial.

BOSWORTH & BOSWORTH (1936) usaram, nas lesões do ligamento cruzado anterior, somente reparação da cápsula medial enquanto que MAUCK (1936) indicou o avanço distal da inserção óssea tibial do ligamento colateral tibial.

HAUSER (1947), em reconstrução extra-articular fez uso de parte do ligamento da patela fixado com grampos na origem do ligamento colateral medial no fêmur.

Na Segunda metade do século XX, iniciou-se o uso dos chamados estabilizadores dinâmicos com a utilização do tendão do músculo semitendíneo por AUGUSTINE (1956) e do tendão do músculo grácil por DuTOIT (1967).

O'DONEGHUE (1955) relatou técnica modificada da cirurgia de Hey-Groves e afirmou que as reconstruções dinâmicas não eram funcionais.

JONES (1963) usou o terço central do tendão patelar deixando a porção distal inserida na tíbia enquanto a porção proximal foi fixada no fêmur através de túnel ósseo.

NICHOLAS (1973) sugeriu técnica cirúrgica denominada cinco em um (meniscectomia medial, avanço do ligamento colateral tibial, avanço da cápsula pósteromedial, avanço da porção posterior do músculo vasto medial e transferência da pato de ganso). HUNTER e col. (1979) publicaram trabalho com esta técnica e relataram menos de 50% de bons resultados.

HUGHSTON e col. (1976) publicaram dois trabalhos clássicos da classificação das instabilidades do joelho. Analisaram achados clínicos e cirúrgicos e dividiram os estabilizadores do joelho em

estáticos e dinâmicos sendo os primeiros classificados como centrais (LCA e LCP) e periféricos, enquanto os estabilizadores dinâmicos seriam compostos pela musculatura. A partir destes dois trabalhos, os autores definiram classificação das lesões ligamentares e sinais clínicos como gaveta anterior e posterior e “Jerk-Test” que predominam até os nossos dias na avaliação diagnóstica das lesões do joelho.

As publicações de HUGHSTON tiveram como consequência o aparecimento de vários procedimentos de reconstrução extra-articular que se tornaram populares destacando-se a “mini reconstrução” com tenodese do fásia lata (ANDREWS & SANDERS, 1983).

Outros autores também descreveram procedimentos extra-articulares como LEMAIRE (1975), LOOSE e col. (1978), ELLISON (1979), ZARINS e ROWE (1980), JAMES (1983), ARNOLD (1985). Em nosso meio, AMATUZZI (1983) realizou tese avaliando resultados do tratamento das instabilidades ântero-laterais, utilizando a técnica de HUGHSTON. Os trabalhos que analisaram estes procedimentos relataram bons resultados, porém, com o passar dos anos, poderia ocorrer afrouxamento do reforço utilizado. Isso levou à procura de um estabilizador intra-articular para a lesão dos ligamentos cruzados principalmente para o LCA, visto que, na ausência deste, a grande maioria dos pacientes submetidos a cirurgias periféricas, poderiam voltar, depois de algum tempo, a apresentar instabilidade. Iniciou-se então a procura pelo melhor enxerto que pudesse substituir o ligamento cruzado anterior que foi chamado “a chave do joelho”.

Em 1982, FAYARD e col., entre eles o professor HENRY DEJOUR, publicaram trabalho experimental em cães substituindo o LCA pelo ligamento da patela como enxerto livre. Este estudo revelou

informações fundamentais para o entendimento da integração e evolução do enxerto estimulando o uso da mesma técnica cirúrgica em humanos.

CLANCY e col. (1982) publicaram série de 80 pacientes submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA com ligamento da patela associada a reforço extra-articular com bons resultados.

ERIKSSON e col. (1986) usaram o ligamento de patela na reconstrução do LCP e encontraram, em 20 pacientes avaliados, seis resultados excelentes, dez regulares e quatro ruins, e concluíram que a técnica deveria ser melhorada.

HIGGINS e STEADMAN (1987) usaram enxerto do ligamento da patela em lesões de LCA em 27 esportistas profissionais, e relataram ruptura traumática do enxerto em cinco casos que foram submetidos à nova cirurgia.

SANDBERG & BALKFORS (1988a) obtiveram bons resultados em 112 casos de lesões do LCA do ligamento da patela e os mesmos autores (1988b) compararam 30 pacientes com dois e cinco anos de evolução e concluíram que os resultados não se modificaram com o passar do tempo.

JACKSON (1988) fez uso do ligamento da patela na reconstrução do LCA por via artroscópica, enfatizando a menor morbidade e menor tempo de reabilitação.

PAULOS e col. (1991) também fizeram uso do ligamento da patela em reconstrução do LCA por via artroscópica com bons resultados.

Com o passar do tempo e o aumento das casuísticas, surgiram estudos das complicações relacionadas à morbidade da coleta do enxerto.

SACHS e col. (1992) estudaram complicações relacionadas à articulação fêmoro-patelar em 126 pacientes. Solicitaram também de outros médicos, através de questionário, a incidência de

complicações. As mais freqüentes foram fraqueza do quadríceps, contratura em flexão e dor fêmoro-patelar.

BONAMO (1994) relatou ruptura do ligamento da patela remanescente e MCCARROL (1983) descreveu fratura da patela como importante complicação após a retirada do enxerto.

PAULOS e col. (1987) descreveram complicação denominada síndrome de contratura infra-patelar com sinais de rigidez e patela baixa. NOYES e col. (1991) também descreveram complicação semelhante. O'BRIEN e col. (1991) relataram que 30 em 80 pacientes submetidos à reconstrução do LCA com ligamento da patela referiram dor na região anterior do joelho. SHINO e col. (1993) avaliaram através de artroscopia os joelhos submetidos a esta mesma técnica e encontraram lesões na articulação fêmoro-patelar.

Em busca de outros materiais como opção ao ligamento da patela, vários autores começaram a fazer uso do tendão de músculos flexores mediais do joelho (grácil e semitendíneo) na reconstrução dos ligamentos cruzados, principalmente do LCA. Estas estruturas foram usadas de forma única simples, ou dobradas formando estrutura dupla ou então dobradas novamente com arranjo quádruplo.

SGAGLIONE e col. (1990) usaram o tendão do músculo semitendíneo único com predomínio de resultados bons e excelentes. WILSON & SCRANTON (1990) usaram também a mesma técnica, porém, associaram reforço extra-articular com resultados semelhantes.

GOMES e col. (1990) afirmaram que realizaram a técnica com semitendíneo simples desde 1980 com bons resultados. Estes autores levantaram a possibilidade de comprometimento do aparelho flexor do joelho pela ausência do músculo semitendíneo.

Alguns poucos autores (ZEUMER & SENST, 1989) e VILLIGER-1989) fizeram uso apenas do tendão do músculo grácil.



Em relação ao uso do semitendíneo duplo, ZARINCZNYJ (1987) descreveu técnica, usando um túnel para fixação no fêmur e dois na tíbia procurando mimetizar as duas bandas do LCA.

Em nosso meio, GOMES e MARCZYK (1984) usaram o semitendíneo duplicado na substituição do LCA, fixado com blocos ósseos na tíbia e no fêmur. Em casuística de 26 casos obtiveram bons resultados em 23 com seguimento médio de três anos.

Poucos autores fizeram uso do tendão do músculo semitendíneo triplicado. Em nosso meio, CAMANHO & OLIVI (1996) publicaram trabalho em que foi usada fixação tipo "Endobutton" no fêmur e parafuso e arruela com amarra na tíbia, concluindo ser esta técnica uma boa opção na reconstrução do LCA. MAEDA e col.(1996) realizaram trabalho com grupo de 43 pacientes com lesão do LCA nos quais foram realizadas cirurgia com semitendíneo quádruplo e triplo, e concluíram que estes enxertos mostraram ser excelentes substitutos para o LCA preservando o poder muscular do quadríceps e reduzindo a incidência de dor na região anterior do joelho.

Outros autores realizaram estudo comparativo usando enxerto quádruplo (semitendíneo e grácil dobrados) e o terço central (10mm) do ligamento da patela. AGLIETTI e col.(1994) concluíram que os resultados clínicos são semelhantes com ambos materiais ao final de segmento de 28 meses e que no grupo submetido à cirurgia com o ligamento da patela houve maior número de complicações relacionadas ao aparelho extensor enquanto o grupo semitendíneo/grácil apresentou menor estabilidade objetiva medida com artrômetro. MARDER e col. (1991), em estudo semelhante, concluíram que não existiu diferença significativa entre os dois grupos estudados.

KORNBLATT e col. (1988) usaram o tendão do músculo reto femoral e desde então tem se difundido a utilização na reconstrução dos ligamentos cruzados principalmente na lesão do LCP.

Em relação ao uso do tendão calcâneo como auto-enxerto na reconstrução do LCA, SEO e col. (1993) publicaram trabalho com 21 pacientes submetidos a esta técnica e, em dois anos de seguimento, 75% apresentaram resultados excelentes, 10% bons e 15% insatisfatórios, tendo havido apenas três casos de tendinite no local da retirada do enxerto.

Outra alternativa nas lesões ligamentares do joelho foi uso de material sintético. DAHLSTEDT e col. (1990), BOWYER & MATHEWS (1991) usaram material denominado "goretex" enquanto ANDERSEN e col. (1991) e SALVI e col. (1991) fizeram uso de prótese de Dacron. Os resultados obtidos por estes autores não estimularam a adoção rotineira destes materiais.

Os trabalhos em biomecânica na cirurgia do joelho trouxeram importante contribuição no entendimento do comportamento dos substitutos e na escolha dos enxertos. Até então, na escolha dos enxertos, não havia conhecimento da resistência, elasticidade e outras propriedades mecânicas que se revelaram importantes para o sucesso das cirurgias futuras.

NOYES e col. (1974a) e NOYES e col. (1974b) realizaram estudo biomecânico de ruptura ligamentar em primatas usando como variáveis a imobilização, exercícios e condicionamento. NOYES e col. (1976), compararam a resistência do LCA em humanos e primatas com velocidade alta na aplicação de carga. Concluíram que a idade dos doadores foi fator importante nos resultados encontrados, tais como diferenças nos valores de carga máxima e, local e padrão de ruptura.

CLANCY e col. (1981) realizaram estudo microangiográfico, histológico e biomecânico na substituição de LCA e LCP de primatas, pelo ligamento da patela. Com oito semanas, encontraram vascularização nos enxertos, originada a partir dos túneis

ósseos. Os valores de resistência e coeficiente de rigidez aumentaram com o tempo e, ao final de um ano, atingiram 80% do original.

NOYES e col. (1984), no trabalho “Análise biomecânica dos enxertos ligamentares humanos usados nos reparos e reconstruções dos ligamentos do joelho”, contribuíram para a compreensão e escolha dos materiais biológicos disponíveis para reconstrução intra-articular do joelho. Utilizaram amostra de doadores jovens, nos quais estudaram dimensão e propriedades mecânicas (carga máxima, deformação, rigidez e energia) do LCA, porção central e medial do ligamento da patela, tendão do músculo semitendíneo, fásia lata, tendão do músculo grácil, trato iliotibial distal e porções central, medial e lateral do tendão do músculo quadríceps. Os resultados mostraram valor de carga máxima de 168% e 159% da porção central e medial do ligamento da patela respectivamente em relação à carga máxima obtida para o LCA, enquanto para o tendão do músculo semitendíneo e grácil os resultados foram 70% e 49%, respectivamente. Em relação aos valores da tensão na carga máxima, os valores do grácil e semitendíneo foram significativamente maiores do que o ligamento da patela, porém, todos com valores maiores que a tensão na carga máxima do LCA. Neste trabalho, os autores chamaram ainda atenção para as condições cirúrgicas do pacientes, posicionamento e fixação do enxerto, além das diferenças de um teste *in vitro* em relação às condições intra-articulares da cirurgia *in vivo*. A partir da publicação deste trabalho e da constatação da nítida superioridade da carga máxima encontrada no ligamento da patela, este tipo de enxerto começou a ser usado amplamente em todo o mundo, tanto para reconstrução do LCA como do LCP.

ROSSI e col. (1990) publicaram estudo em que compararam o LCA e o ligamento da patela em joelhos humanos. Concluíram que existem diferenças nas propriedades mecânicas do LCA e do ligamento da patela e que a resistência não se altera com a idade.

Concluíram ainda que a resistência do LCA é proporcional às dimensões do joelho.

HERNANDEZ (1994) correlacionou propriedades mecânicas dos ligamentos do joelho a medidas antropométricas. Em joelhos humanos, pesquisou carga máxima e coeficiente de rigidez do LCA, LCP e complexos ligamentares medial e lateral. Conclui que o LCA e o LCP possuem propriedades mecânicas semelhantes, assim como o complexo medial e lateral. Afirmou ainda que existe correlação entre as propriedades mecânicas ligamentares e o tamanho do joelho, sendo possível estimar os valores de coeficiente de rigidez, do complexo lateral e do LCA analisando medidas ósseas da articulação.

COOPER e col. (1993) pesquisaram experimentalmente em joelhos humanos a substituição do LCA pelo ligamento da patela. Usaram corpos de prova de diferentes larguras (7, 10 e 15mm) com rotações do enxerto (sem rotação, 90° e 180°). Concluíram que a rotação aumenta a resistência à tração.

JOHNSON e col. (1994) estudaram as propriedades mecânicas e viscoelásticas do terço central do ligamento da patela em doadores jovens e idosos concluindo que a carga máxima era maior nos jovens, enquanto, os outros parâmetros apresentaram diferenças mínimas com relação à idade.

FLAHIFF e col. (1995) testaram 13mm centrais do ligamento da patela e não encontraram diferenças significativas entre os valores de carga máxima, tensão, módulo de elasticidade e alongamento específico relacionados à idade dos doadores.

Outros tecidos biológicos também foram analisados, entre eles, o tendão calcâneo e os tendões dos músculos flexores do joelho.

RAUCH e col. (1991), em estudo biomecânico, concluíram que o tendão calcâneo tem potencial para substituir os ligamentos cruzados do joelho.

THERMANN e col. (1995) estudaram o tendão calcâneo em grupos de jovens e idosos, considerando também os sexos dos doadores. Variaram a velocidade de aplicação da carga e concluíram que há diferenças na carga máxima entre os sexos, assim como no coeficiente de rigidez e área de secção. Os doadores jovens apresentaram carga máxima maior em relação aos idosos e o coeficiente de rigidez também foi maior neste grupo.

MÜLLER (1998), em estudo biomecânico, comparou as propriedades do ligamento da patela com o tendão calcâneo tendo como parâmetros, entre outros, o índice de massa corpórea (IMC) e a idade dos doadores. Concluiu que ambos os tecidos possuem valores semelhantes para carga máxima, tensão na carga máxima, limite de proporcionalidade e tensão no limite de proporcionalidade. Não ocorreu associação entre carga máxima, limite de proporcionalidade e módulo de elasticidade em relação ao índice de massa do corpo (IMC), em ambos os materiais.

Os tendões flexores do joelho (grácil e semitendíneo) têm sido muito usados na reconstrução dos ligamentos cruzados, principalmente do LCA. Alguns trabalhos têm surgido nos últimos anos comparando as propriedades biomecânicas daqueles com o ligamento da patela.

WILSON e col. (1999) estudaram o enxerto quádruplo (semitendíneo duplo com grácil duplo) comparado ao ligamento da patela em jovens e idosos. Em ambos os grupos, a carga máxima dos tendões flexores foi significativamente maior que no ligamento da patela, porém, o coeficiente de rigidez foi semelhante. O módulo de elasticidade foi maior no ligamento da patela.

HAMNER e col. (1999), utilizando tendões flexores, estudaram propriedades mecânicas e técnicas de tensionamento com uma e duas bandas do semitendíneo e grácil separadas e quatro bandas dos dois tendões juntos. Concluíram que a combinação de quatro bandas foi mais resistente e com coeficiente de rigidez maior que o enxerto de 10mm do terço central do ligamento da patela. Ressaltaram também que o pré-tensionamento com dispositivos que permitam a tensão igualmente distribuída em todas as bandas é fundamental para o funcionamento do enxerto com tendões flexores. Os autores afirmaram que, em função das complicações e morbidade maior da cirurgia com o ligamento da patela, o uso dos tendões flexores na reconstrução das lesões dos ligamentos cruzados deve ser analisado como alternativa.

STEINNER e col. (1994) estudaram em 18 pares de joelhos humanos as propriedades mecânicas do LCA e reconstruíram o ligamento, em um subgrupo com o terço central do ligamento da patela com quatro variações de fixação. Em outro subgrupo, o LCA testado foi reconstruído com os tendões dos músculos semitendíneo e grácil (enxerto quádruplo), também com quatro maneiras de fixação óssea. No grupo do ligamento da patela, fixaram os fragmentos ósseos com parafuso de interferência, com parafuso cortical e arruela, com parafuso de interferência no fêmur e parafuso cortical com arruela na tíbia, e parafuso de interferência mais parafuso cortical e arruela no fêmur e na tíbia. Para o estudo dos tendões flexores, estudaram o grácil e semitendíneo simples (enxerto duplo) e dobrados (enxerto quádruplo). Em ambos os grupos, foi utilizada sutura mais fixação com arruela e parafuso cortical e outro tipo de fixação foi duplo parafuso com arruela dentada no fêmur e apenas um parafuso com arruela na tíbia. O melhor resultado de carga máxima encontrado ocorreu nos grupos de tendões flexores quádruplos com fixação em partes moles. No grupo do ligamento da patela, o melhor resultado foi naqueles fixados com parafuso de interferência associado com parafuso cortical e arruela. O coeficiente de rigidez do ligamento da

patela não teve diferença significativa em relação ao LCA e ambos foram superiores ao coeficiente de rigidez dos tendões flexores.

MCKERNAN e col. (1995) realizaram trabalho intitulado “Propriedades Tensionais dos Tendões do Grácil, Semitendíneo e Patelar do mesmo Doador”, no qual foram estudados a carga máxima, percentual de alongamento, coeficiente de rigidez, área, módulo de elasticidade e tensão na carga máxima. Em relação às propriedades estruturais dos três tendões, os resultados são concordantes com a literatura. O tendão patelar tem carga máxima e coeficiente de rigidez maior que os tendões grácil e semitendíneo enquanto a tensão na carga máxima é maior, significativamente, nos tendões do grácil e semitendíneo em relação ao tendão patelar. Como o tendão patelar possui área de secção muito maior que o grácil e semitendíneo, os autores sugeriram que as finalidades dos tecidos são semelhantes e que as diferenças em relação à rigidez se devem unicamente ao arranjo geométrico.

ROWDEN e col. (1997), em estudo com cadáveres frescos, compararam a carga máxima e coeficiente de rigidez do LCA a reconstruções cirúrgicas com o terço central do ligamento da patela e o enxerto quádruplo dos tendões flexores (grácil e semitendíneo duplos). O enxerto do ligamento da patela foi fixado com parafuso de interferência proximal e distal. Os tendões flexores foram fixados proximalmente no fêmur com botão de titanium – tipo “EndoButton”- e distalmente, na tíbia, com parafuso cortical e arruela. Nos testes biomecânicos, a carga máxima dos tendões flexores foi significativamente maior do que o ligamento da patela, enquanto no coeficiente de rigidez não foram encontradas diferenças. Concluíram também que, imediatamente após a realização do ato cirúrgico, os dois tipos de enxertos possuem apenas de 20 a 30% da carga máxima do LCA normal.

Na revisão da literatura consultada, observa-se que muito se estudou a respeito de técnicas, tipos de enxerto, modo de fixação e outras variáveis na reconstrução dos ligamentos cruzados do joelho.

Há que se ressaltar que os estudos biomecânicos foram de extrema importância para o conhecimento das propriedades mecânicas dos materiais transplantados, principalmente àqueles de origem biológica que atualmente têm recebido a preferência nas reconstruções dos ligamentos cruzados. Parece evidente, também, que os tendões flexores do joelho e o terço central do ligamento da patela são, hoje, os mais amplamente utilizados. Outros materiais, como o tendão do músculo quadríceps e o tendão calcâneo, se apresentam como uma alternativa, porém, carecem de estudos mais aprofundados. O ligamento da patela, um dos primeiros enxertos a ser usado, obteve bons resultados e continua a ser a principal opção em muitos serviços. Em nosso país, até pouco tempo atrás, este enxerto era quase que absoluto, porém, os tendões flexores vêm ganhando a preferência e confiança de inúmeros cirurgiões.

MCKERNAN & PAULOS (1994) discutiram as vantagens e desvantagens das duas opções. O terço central do ligamento da patela apresenta como vantagem facilidade de obtenção do próprio paciente, fixação com bloco ósseo nas duas extremidades que é mais segura, a incisão na pele pequena quando usado o enxerto alógeno, compatibilidade autogênica, e é hoje, ainda o mais usado nos EUA. Tem como desvantagens: perda da mobilidade do joelho, aumento da incidência de tendinite, fratura de patela, ruptura do ligamento patelar remanescente, aumento do tempo cirúrgico, não estaria disponível em caso de revisão além do possível aumento de incidência de artrose fêmoro-patelar.

Em relação aos tendões semitendíneos e grácil, autólogos, tem-se a favor: facilidade de obtenção com pequena incisão, enxerto longo mesmo quando quádruplo, características biomecânicas semelhantes ao LCA, compatibilidade tecidual e rápida coleta. Como itens contrários, tem-se: integração de tecidos moles no túnel ósseo dificulta a fixação e em conseqüência a reabilitação vigorosa precoce, dificuldade



de tensão uniforme em todas as bandas no momento da fixação e possibilidade de fraqueza da flexão do joelho.

Nossa experiência cirúrgica com reconstrução do LCA com o terço central do ligamento da patela se iniciou no ano de 1987 e, desde então, temos casuística superior a 500 casos, todos seguidos em nosso ambulatório pelo menos até um ano de pós-operatório. Em nenhum caso foram identificadas complicações graves como fratura de patela, ruptura do ligamento remanescente ou ruptura do enxerto. As complicações mais freqüentes são a dificuldade de movimentação do joelho, principalmente para se obter a extensão total e tendinite patelar que desapareceram durante o seguimento. Em certo momento, utilizou-se o tendão do músculo semitendíneo simples com bons resultados e em alguns poucos casos optou-se pelos tendões flexores (grácil e semitendíneo) não tendo sido obtida amostra suficiente, quanto às complicações citadas anteriormente, para análise comparativa. Concluindo: nossos resultados cirúrgicos com o ligamento da patela na reconstrução do LCA têm sido satisfatórios, o que, de certa maneira, desestimula a busca de novas opções.

Outro fato relevante que tem sido observado em nosso meio é que, cada vez mais, os pacientes mais idosos com instabilidade anterior têm sido submetidos à cirurgia de reconstrução ligamentar. Vários pacientes na faixa de 50 a 60 anos, que praticam esportes recreacionais, pretendem manter a atividade após a cirurgia.

Segundo MCKERNAN e col. (1994), o uso do terço central do ligamento da patela estaria indicado em pacientes jovens, atletas competitivos enquanto os tendões flexores para pacientes acima de 30 anos que praticam esportes recreacionais. É possível também supor que a retirada de dois importantes músculos flexores do joelho (semitendíneo e grácil) poderia acarretar problemas ainda incertos quanto à perda da potência de flexão.

O uso de apenas um tendão (semitendíneo) triplicado em casos selecionados, tais como, pacientes de idade mais avançada que não tenham uma solicitação muito importante, talvez seja uma boa indicação. Isto evitaria a retirada de dois tendões, poupando o grácil, diminuindo a morbidade da coleta além do menor tempo cirúrgico.

Não foi encontrado na literatura estudo biomecânico que tenha analisado comparativamente o ligamento cruzado anterior, ligamento da patela e o tendão do músculo semitendíneo triplicado no mesmo doador.

## Objetivos

A partir da análise de literatura a respeito da biomecânica dos substitutos do ligamento cruzado anterior, considera-se justificável desenvolver este estudo\* que têm como objetivos:

Comparar as propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior, ligamento da patela e tendão do músculo semitendíneo triplicado em material humano do mesmo doador.

Estabelecer correlação entre algumas propriedades mecânicas e a idade dos doadores.

Estabelecer correlação entre carga máxima e a área de secção dos corpos de prova.

---

\*Na elaboração deste estudo foram observadas as seguintes normas:

<sup>1</sup>Os termos anatômicos utilizados, foram vertidos do original da **TERMINOLOGIA ANATÔMICA**, Thieme Stuttgart – New York, 1998.

<sup>2</sup>A estrutura da Tese está em conformidade com: Universidade Estadual Paulista. Coordenadoria Geral de Bibliotecas. Editora UNESP. **Normas para publicação da UNESP**. São Paulo: Editora UNESP, 1994. 4v., v.4: Dissertação e Teses - Do trabalho científico ao livro.

<sup>3</sup>Os procedimentos práticos foram realizados no Setor de Biomecânica do Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental “WILLIAM SAAD HOSSNE”, do Departamento de Cirurgia e Ortopedia da Faculdade de Medicina de Botucatu.

## 2. MATERIAL E MÉTODOS

### 2.1 - Material de experimentação

Foram utilizados 19 cadáveres humanos, dos quais foi retirado um joelho (esquerdo ou direito, aleatoriamente) com porção óssea de cerca de 13 cm de comprimento da região distal do fêmur e outra, com a mesma medida, da porção proximal da tibia. Foi mantida a patela com o ligamento da patela inserido na tuberosidade anterior da tibia. O restante da musculatura foi retirado, mantendo-se íntegros os ligamentos cruzados anterior e posterior. Foi retirado também o tendão do músculo semitendíneo até a transição para corpo muscular, no terço médio da coxa.

O mesmo material foi obtido de outros três cadáveres e foram utilizados na padronização da técnica de fixação e realização dos ensaios mecânicos, em estudo piloto.

As peças anatômicas foram obtidas durante necropsia, dentro de período máximo de 12 horas após o óbito, no Departamento de Patologia da Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP\*. Até o início da necropsia, os cadáveres foram mantidos em câmara fria com temperatura de 4°C. Foram coletados os seguintes dados dos doadores: idade, sexo, cor, lado do membro doador e causa mortis.

---

\* Projeto aprovado pela Comissão de Ética Médica da FMB (06.04.98)

Foram excluídos pacientes com idade inferior a 18 anos e também aqueles com idade superior a 55 anos, portadores de síndrome de imunodeficiência adquirida, hepatites e todos que apresentassem alterações na região do joelho e coxa medial tais como cicatrizes, úlceras de pressão, deformidades e anquilose.

Os dados relativos à amostra estão apresentados nos quadros 1 e 2.

**Quadro 1** - Valores individuais da idade, sexo, cor e lado doador da amostra.

Amostra	Idade	Sexo	Cor	Joelho E	Joelho D
1	27	M	N	X	
2	42	M	Br	X	
3	48	M	Br	X	
4	18	M	Br	X	
5	18	M	Br		X
6	27	M	N		X
7	31	M	Br		X
8	45	M	N	X	
9	51	M	Br		X
10	40	M	N		X
11	40	F	N		X
12	50	F	Br	X	
13	49	F	Br		X
14	41	M	Br	X	
15	43	F	N	X	
16	55	M	N	X	
17	54	M	Br		X
18	44	M	Br		X
19	32	M	Br	X	

Sexo: M (masculino) F (feminino)

Cor: Br (branco) N (negro)

Lado doador: D (direito)E (esquerdo)

**Quadro 2** - Dados individuais relativos à causa mortis e inspeção articular do joelho.

<b>Amostra</b>	<b>Causa Mortis</b>	<b>Inspeção articular</b>
1	Alcoolismo	normal
2	Broncopneumonia	normal
3	Alcoolismo	normal
4	Ferimento por arma de fogo	normal
5	Ferimento por arma de fogo	normal
6	Alcoolismo	normal
7	Acidente vascular cerebral	normal
8	Alcoolismo	normal
9	Cardiopatia hipertensiva / edema cerebral	normal
10	Pancreatite perfurada / choque hemorrágico	normal
11	Úlcera gástrica perfurada / choque hemorrágico	normal
12	Pielonefrite aguda	normal
13	Choque cardiogênico	normal
14	Alcoolismo	Artrose fêmoro-patelar
15	Alcoolismo	normal
16	Carcinoma de próstata / tromboembolismo pulmonar	normal
17	Insuficiência cardíaca congestiva	normal
18	Alcoolismo	normal
19	Alcoolismo	normal

## **2.1 - Seqüência dos tempos experimentais**

- 2.1.1 Inspeção e identificação do cadáver
- 2.1.2 Obtenção das peças anatômicas
- 2.1.3 Conservação
- 2.1.4 Descongelamento
- 2.1.5 Preparação das peças anatômicas e mensuração
- 2.1.6 Preparação dos corpos de prova e mensuração
- 2.1.7 Fixação dos corpos de prova
- 2.1.8 Ensaio mecânico

## **2.2 - Técnicas utilizadas**

### **2.2.1 - Identificação**

Os cadáveres foram identificados a partir das informações constantes no prontuário médico: iniciais, registro, número de série de necrópsia ou Serviço de Verificação de Óbito (S.V.O.), idade, sexo, cor e causa mortis.

### **2.3.2 - Obtenção das peças anatômicas**

#### **2.3.2.1 - Tendão do músculo semitendíneo**

Por meio de incisão ântero-medial de cerca de 10-12 cm, acima e abaixo da interlinha do joelho, rebateu-se a pele e a tela subcutânea, identificando-se o tendão do músculo semitendíneo junto à pata de ganso; procedeu-se, então, a desinserção do tendão, dissecado até o terço médio da coxa onde foi seccionado obtendo-se peça anatômica de aproximadamente 30 cm de comprimento.



### 2.3.2.2 - Joelho com o ligamento da patela

Após a obtenção do tendão do músculo semitendíneo toda a musculatura do terço distal da coxa e proximal da perna foi retirada, mantendo-se intacta a cápsula articular e a patela com o respectivo ligamento fixado à tuberosidade anterior da tíbia. Ambos, fêmur e tíbia, foram osteotomizados com comprimento de 13 cm.

### 2.3.3 - Conservação

Após a obtenção das peças, estas foram colocadas em sacos plásticos, retirado o excesso de ar, identificadas e armazenadas em congelador com temperatura de  $-20^{\circ}\text{C}$  durante período de um a três meses até a realização dos ensaios.

### 2.3.4 - Descongelamento

No dia da realização dos ensaios, as peças foram retiradas do congelador e mantidas em temperatura ambiente, durante 4 horas, cobertas por compressas embebidas em solução fisiológica de cloreto de sódio 0,9%.

### 2.3.5 - Preparação e mensuração dos corpos de prova.

#### 2.3.5.1 - Ligamento cruzado anterior

A cápsula, ligamentos colaterais e o LCP foram isolados e seccionados. Os meniscos foram removidos restando o LCA intacto, que teve o comprimento medido com o uso de paquímetro digital\*.

---

\* Mitutoyo

### 2.3.5.2 - Ligamento da patela

Após o descongelamento, o ligamento da patela foi isolado, dissecado e realizadas medidas de comprimento (no aspecto posterior do ligamento, entre a extremidade distal da patela e a inserção na tuberosidade da tíbia), e da largura (no ponto médio, equidistante, entre a origem, na patela, e a inserção na tuberosidade da tíbia). Utilizou-se régua metálica milimetrada.

### 2.3.5.3 - Tendão do músculo semitendíneo

O tendão foi isolado, retirando-se toda gordura e corpo muscular, e após medido com régua metálica milimetrada. Em seguida, dobrou-se em três, utilizando-se a parte proximal, mais larga, para envolver o corpo de prova tipo “envelope”. Foram realizadas suturas das três tiras com fio poliéster\*, número zero com agulha de 5 cm cardiovascular. O corpo de prova produzido teve o comprimento medido com régua metálica milimetrada.

## 2.3.6 - Fixação dos corpos de prova

### 2.3.6.1 - Ligamento cruzado anterior

Os dois componentes ósseos, fêmur e tíbia, foram colocados no interior de cilíndricos metálicos e fixados com múltiplos parafusos radiais com ponta cônica para penetração na cortical externa da região diafisária.

---

\* Ethicon

Após a fixação do corpo de prova nas respectivas garras, na máquina de ensaio, procedeu-se a medição do perímetro do LCA no ponto médio, usando-se o método de amarra sob tensão com fita de algodão (cardíaca), com nó duplo, que foi então seccionada e medida no comprimento interno. A medida do perímetro do LCA foi utilizada para obtenção da área de secção, expressa em  $10^{-3}\text{m}^2$ .

#### 2.3.6.2 - Ligamento da patela

O corpo de prova do ligamento da patela foi fixado proximalmente pela colocação da patela entre duas placas metálicas retangulares paralelas, dotadas de encaixe denteado na face interna e comprimidas por parafusos e porcas. Através de um furo central nas duas placas, fez-se perfuração e fixação adicional da patela com um fio de Steimann de cinco milímetros.

A tíbia, distalmente, foi colocada no interior de cilíndrico metálico e fixada com múltiplos parafusos radiais com ponta cônica para penetração, na cortical da região diafisária.

Após a fixação do corpo de prova, com o uso de bisturi de lâmina dupla número 11 com largura de 10 mm, isolou-se a porção central do tendão, liberando-se as porções lateral e medial. Realizou-se, então, o procedimento para medida do perímetro do terço central do ligamento da patela, da mesma forma realizada no LCA. A medida do perímetro dos 10mm centrais do ligamento da patela foi utilizada para obtenção da área de secção, expressa em  $10^3\text{m}^2$ .

#### 2.3.6.3 - Tendão do músculo semitendíneo

O corpo de prova do tendão do músculo semitendíneos foi fixado proximal e distalmente da mesma maneira. Foram utilizadas, em cada extremidade, duas placas metálicas retangulares paralelas com

ranhuras sinusoidais em contato com o tendão. As placas foram comprimidas com o uso de porcas e barras com rosca. A distância útil do corpo de prova entre as placas foi padronizada em 30 mm. Após a fixação, o perímetro do corpo de prova do tendão do músculo semitendíneo triplicado foi medido no ponto médio da mesma forma anteriormente descrita para o ligamento da patela.

## **2.4 - Ensaio mecânicos**

O conjunto formado pelas garras proximal e distal, e o corpo de prova foi montado no eixo axial na Máquina Universal de Ensaio Mecânicos. A garra proximal foi fixada à porção superior, móvel da máquina, por sistema de garfo, unida ao cabeçote por junta universal. A garra distal foi montada no cabeçote inferior e fixada à bancada com parafuso e arruela.

Após a verificação de ausência de rotação das fibras do ligamento da patela e do LCA entre as porções proximal e distal, e certificação das condições de fixação, procedeu-se o ensaio. Antes de iniciar o ensaio mecânico com o corpo de prova do STT, foi realizada rotação de 180<sup>0</sup> na garra superior (móvel).

Utilizou-se Máquina Universal de Ensaio Mecânicos\*, modelo DL 10.000. A precisão do sistema é de  $\pm (0,018 + F/3700)$  KN, apurada dentro das especificações das normas ABNT, NBR 6156 e NBR 6674. A aferição é realizada periodicamente pelo fabricante. Esta máquina opera em conjunto com microcomputador sob o sistema operacional "Windows 95", sendo utilizado programa de informática Mtest versão 1.00. Este programa permite a realização de ensaios segundo método pré-definido pelo usuário, que escolhe parâmetros e unidades.

---

\* Emic - Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA (Curitiba - PR)

No presente trabalho, utilizou-se a seguinte padronização:

Célula de Carga: 5000N

Sentido: Tração

Velocidade de aplicação de carga:  $30 \cdot 10^{-3}$  m/min.

Escalas: 3000 N em Y (ordenada)

$25 \cdot 10^3$  m em X (abcissa)

Antes da realização do ensaio, foram informados ao programa o comprimento e área de secção do corpo de prova. O relatório final, além do diagrama carga-alongamento, informou os valores das seguintes variáveis:

1. Carga Máxima (N)
2. Alongamento na carga máxima ( $10^{-3}$  m)
3. Alongamento específico na carga máxima (m/m ou %)
4. Tensão na carga máxima (MPa)
5. Módulo de elasticidade (MPa)
6. Energia na carga máxima (Nm)
7. Energia por área na carga máxima (Nm/M<sup>2</sup>)

A partir da determinação do limite de proporcionalidade pelo método de JOHNSON (CHIAVERINI, 1986) nos diagramas carga-deformação, obteve-se:

1. Limite de proporcionalidade (N)
2. Alongamento no limite de proporcionalidade ( $10^{-3}$  m)
3. Alongamento específico no limite de proporcionalidade (m/m ou %)

Foi registrado o local e o padrão da ruptura.

## 2.5 - Método estatístico

A análise das variáveis estudadas nos grupos foi realizada pelo teste F da análise de variância de medidas repetidas (comparação pela média) complementada com a construção dos intervalos de confiança simultâneos, limites inferior e superior (MORRISON, 1976).

Para representar a distribuição dos dados, utilizou-se gráfico Boxplot, onde estão registrados os resultados dos grupos com média, desvio padrão, valor mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e valor máximo de cada grupo e o respectivo resultado da análise de variância de medidas repetidas.

O estudo da associação entre idade e carga máxima, limite de proporcionalidade, módulo de elasticidade e energia, assim como a associação entre área de secção e carga máxima, foram feitos pelo Coeficiente Linear de Pearson (NORMAN e STREINER, 1994).

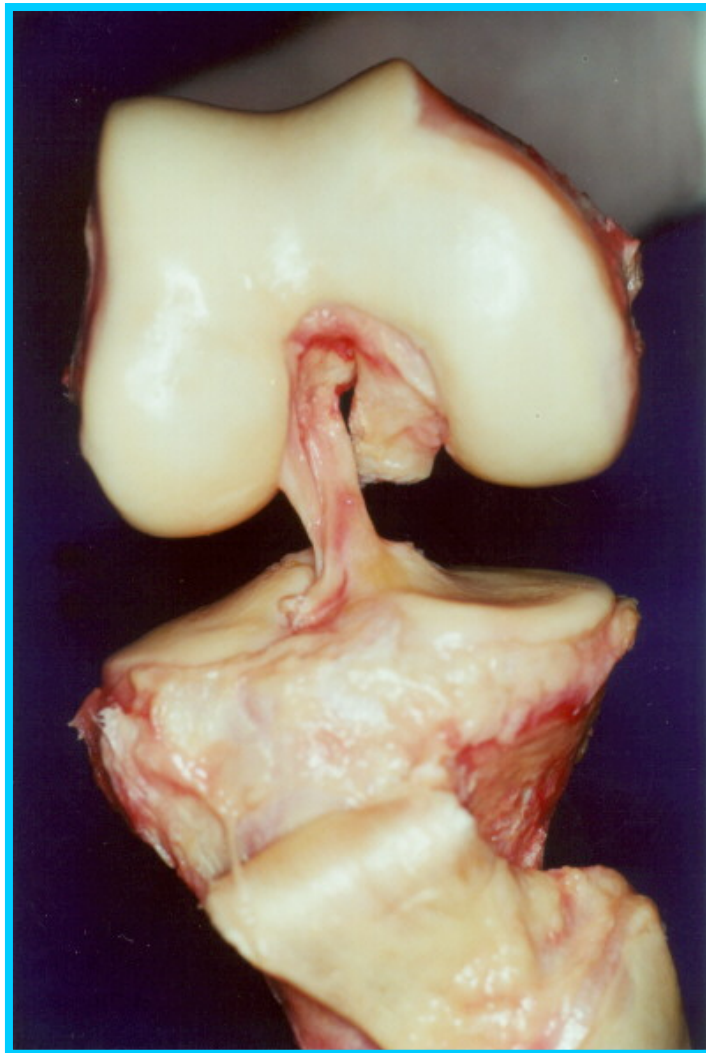
As discussões do resultado estatístico foram feitas no nível de 5% de significância e os limites do intervalo construídos no nível de 95% de confiança (MORRISON, 1976).

As associações estudadas são apresentadas em diagramas de dispersão, além do valor do teste  $r$  e do nível de significância.

## 2.6 - Figuras



**Figura 1** - Aspecto anterior da peça anatômica: fêmur, tíbia, LCA e ligamento da patela rebatido distalmente.

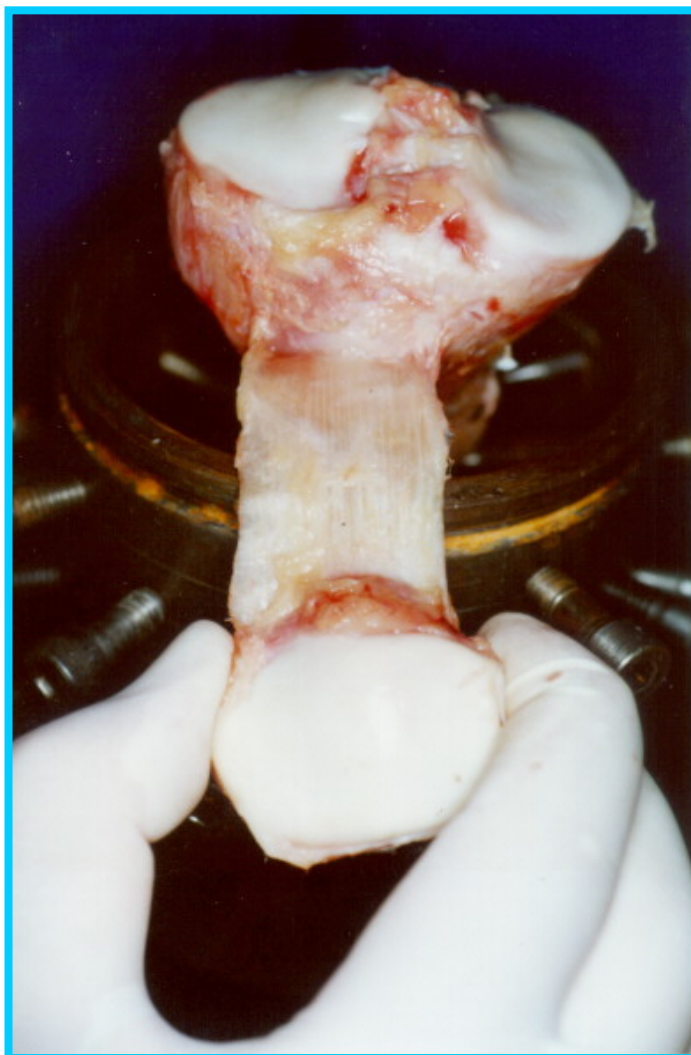


**Figura 2** - Aspecto anterior do LCA com o LCP seccionado.





**Figura 3** - Aspecto anterior do LP.



**Figura 4** - Aspecto posterior do LP.



**Figura 5** - Aspecto do tendão do ST dissecado.

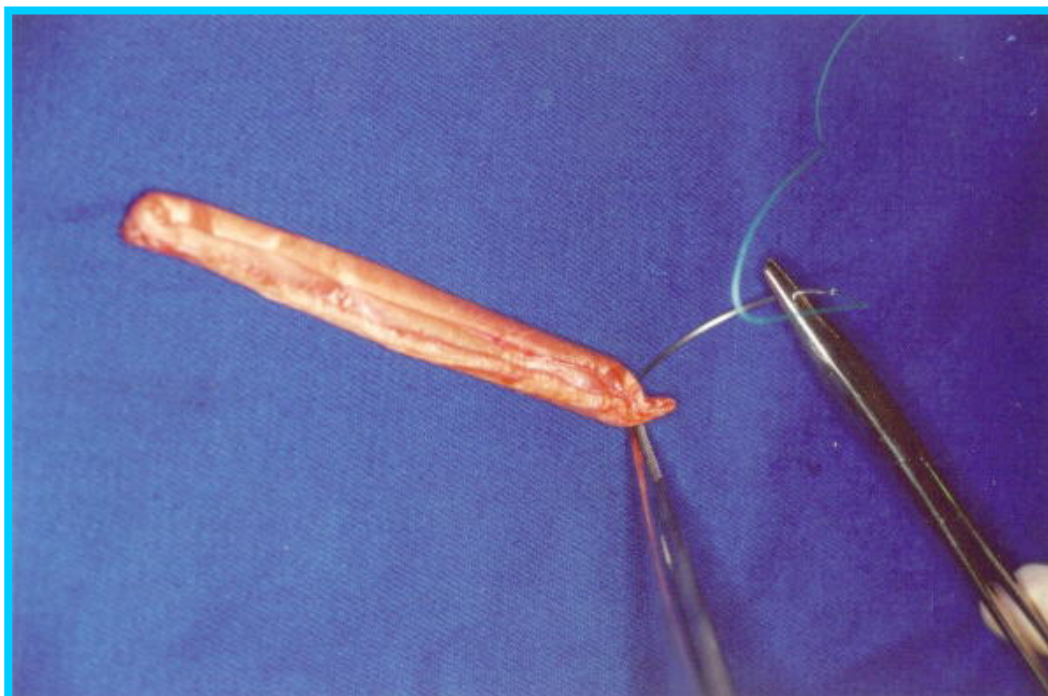


**Figura 6** - Aspecto da 1ª dobra do ST.



**Figura 7** - ST triplicado e respectiva medida.

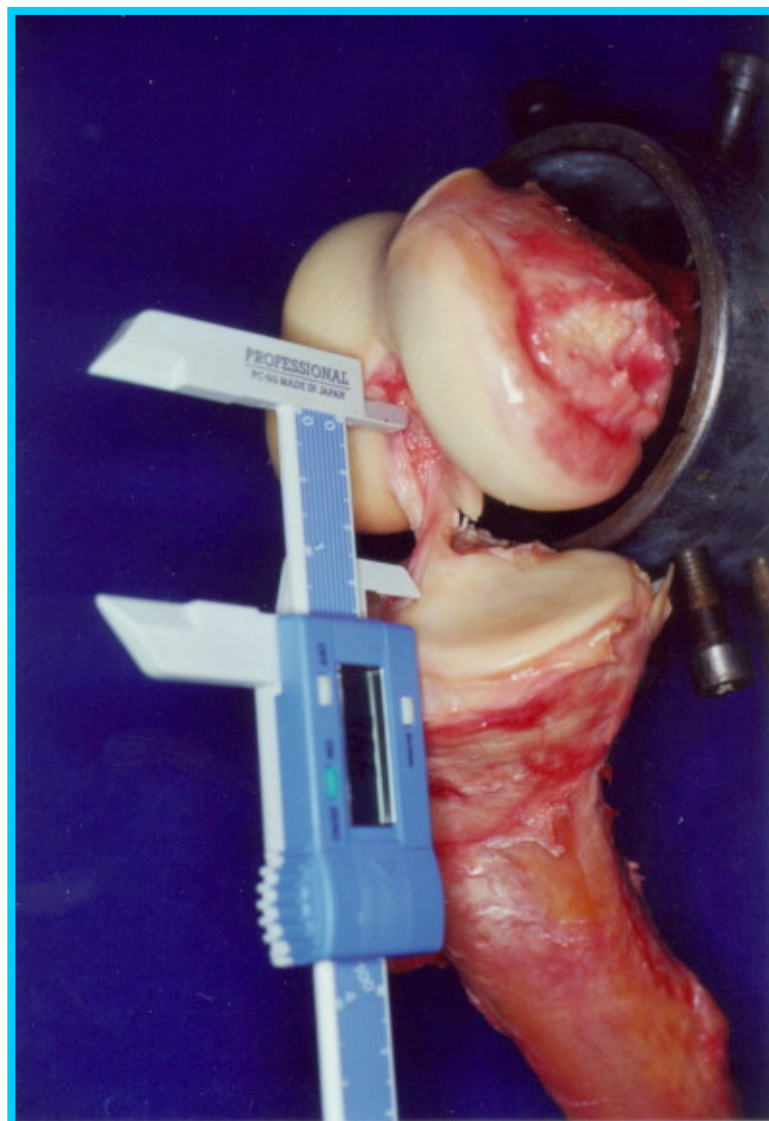




**Figura 8** - Sutura para preparação do corpo de prova do STT.



**Figura 9** - Aspecto final do corpo de prova do STT.

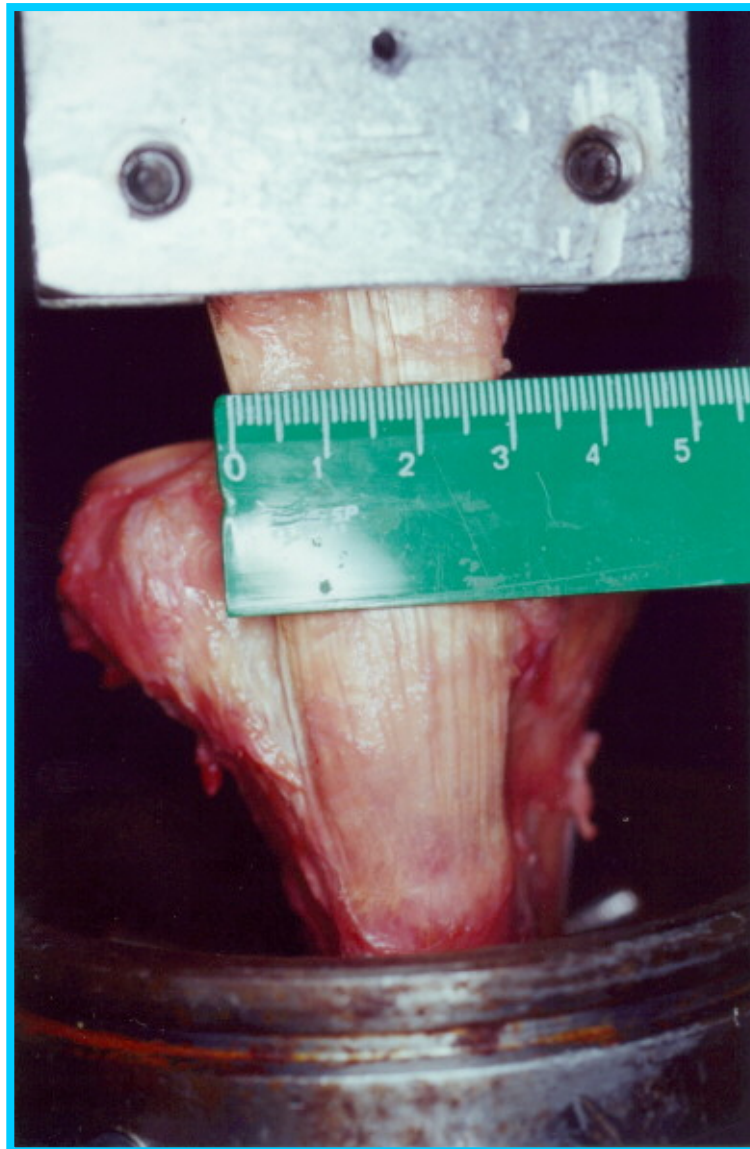


**Figura 10** - Medição do comprimento do LCA.

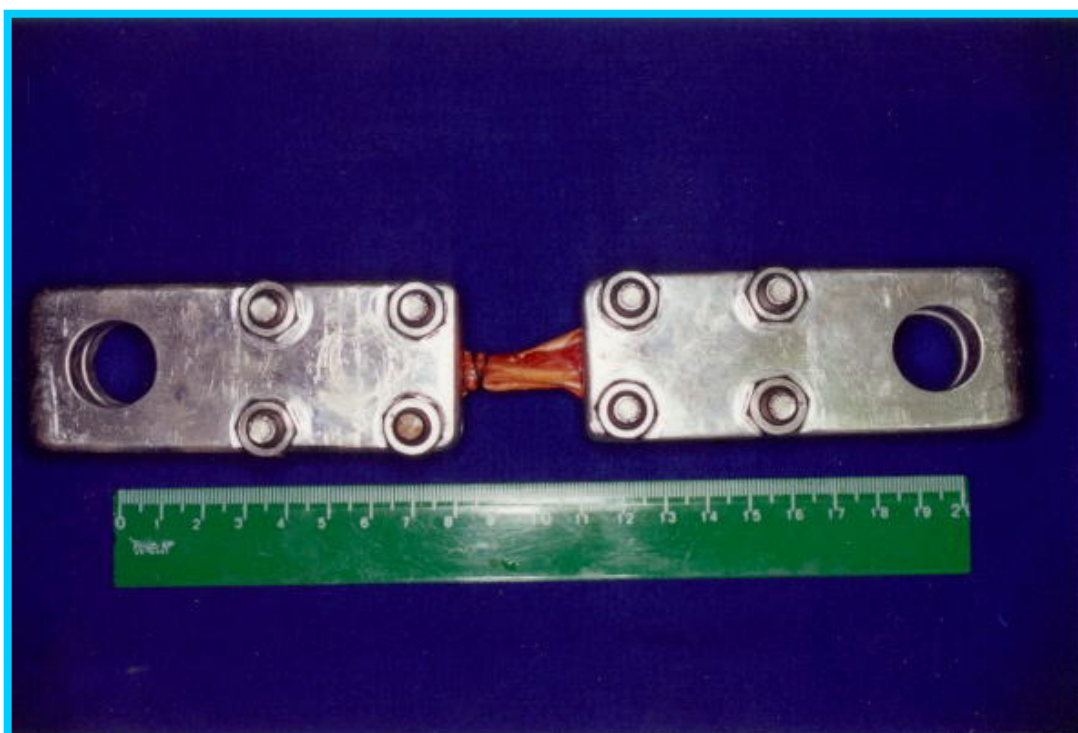


**Figura 11** - Medição do comprimento do LP.



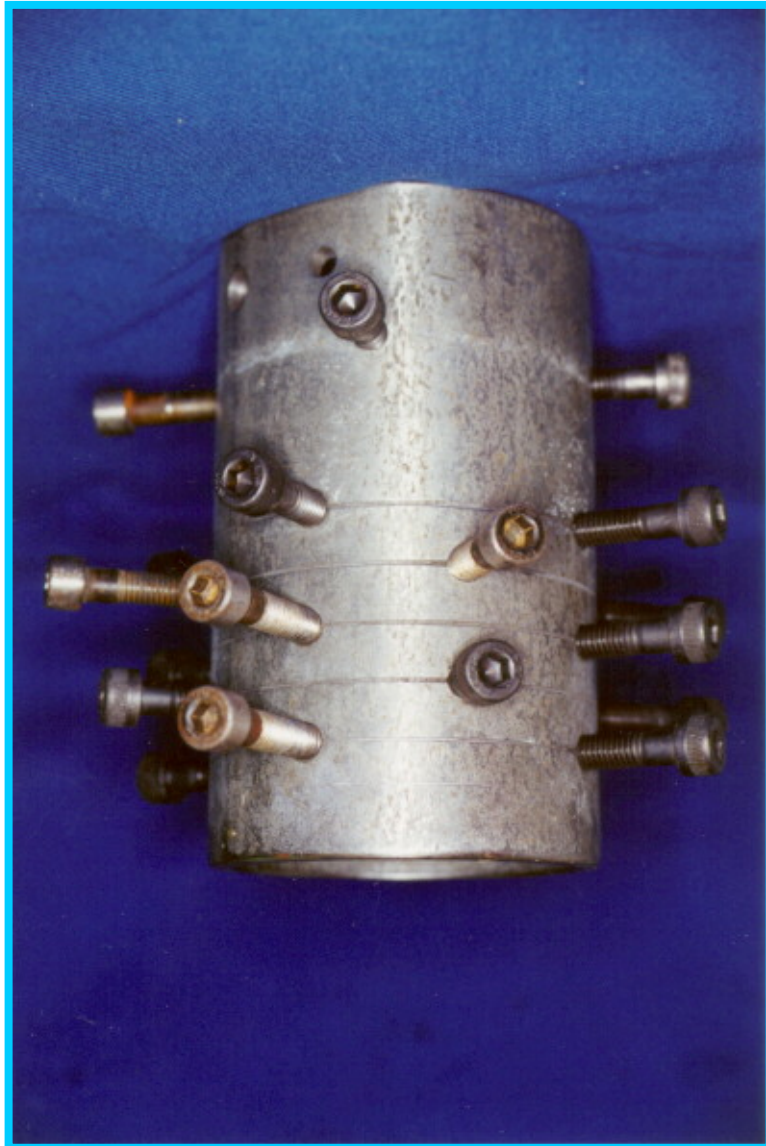


**Figura 12** - Medição da largura do LP.



**Figura 13** - Corpo de prova do STT fixado às garras e medição da porção útil.

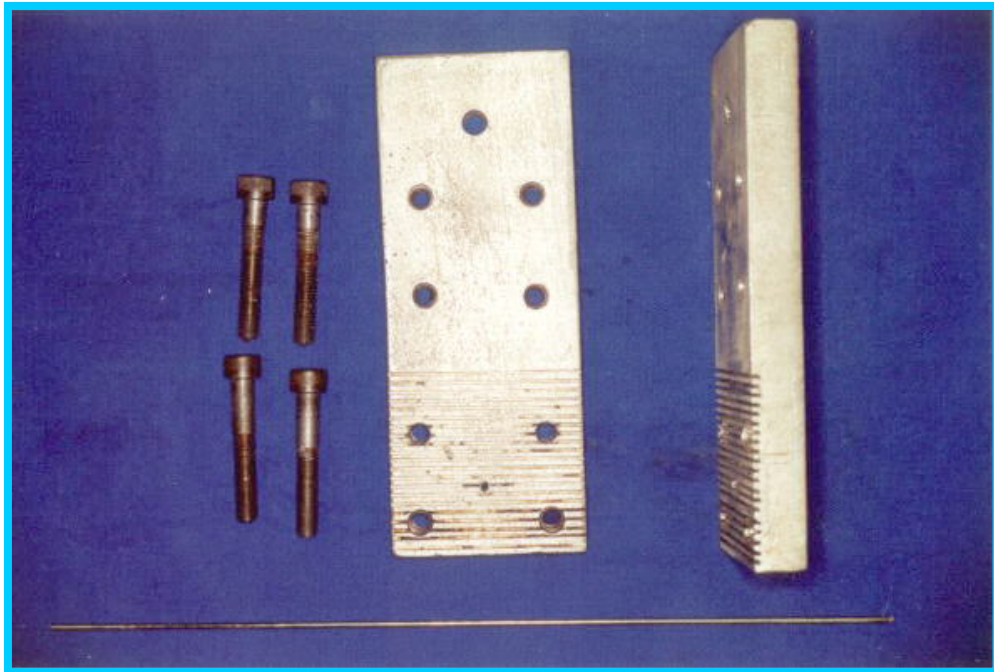




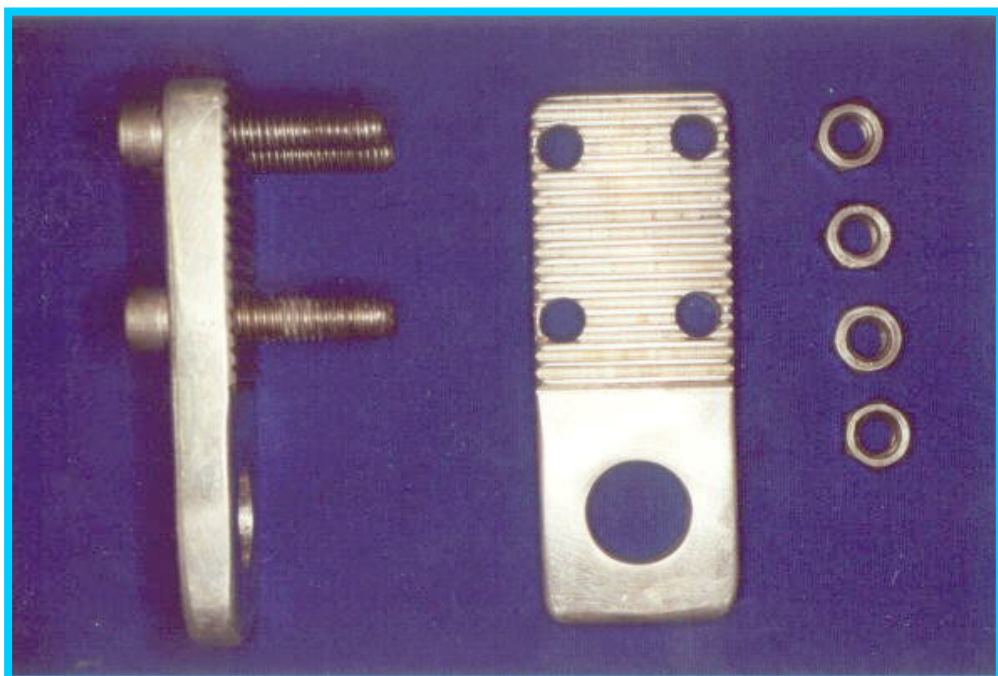
**Figura 14** - Garra para fixação do fêmur.



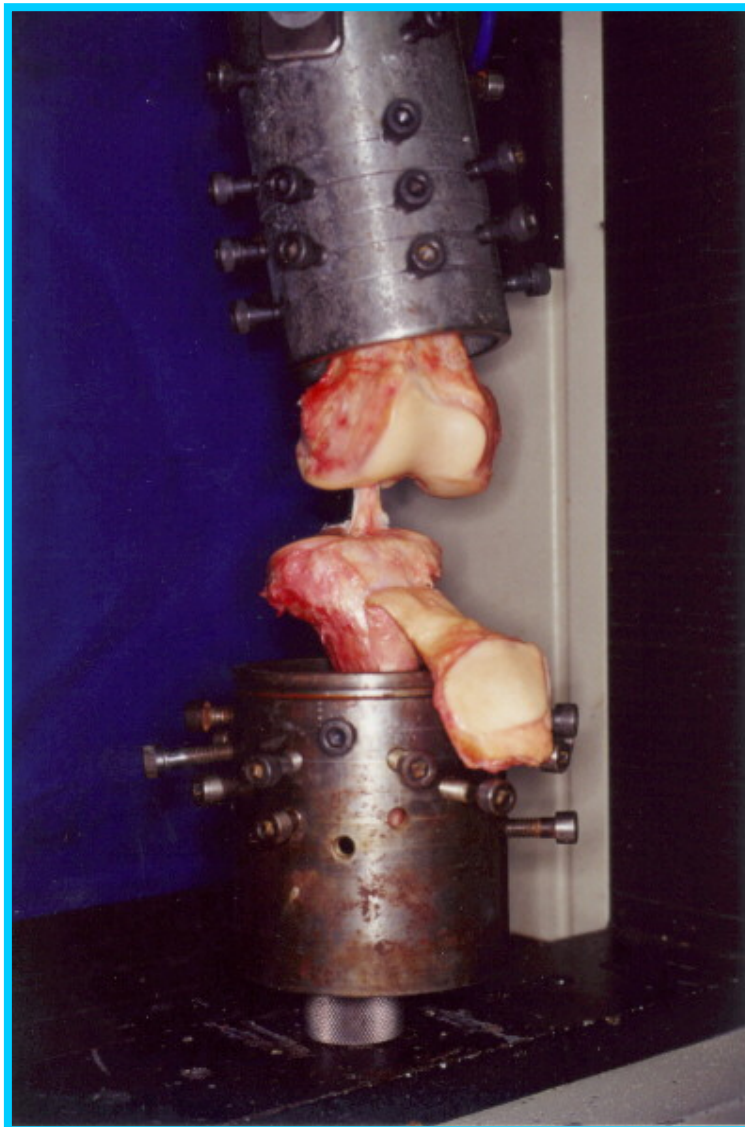
**Figura 15** - Garra para fixação da tíbia.



**Figura 16** - Garra para fixação da patela.

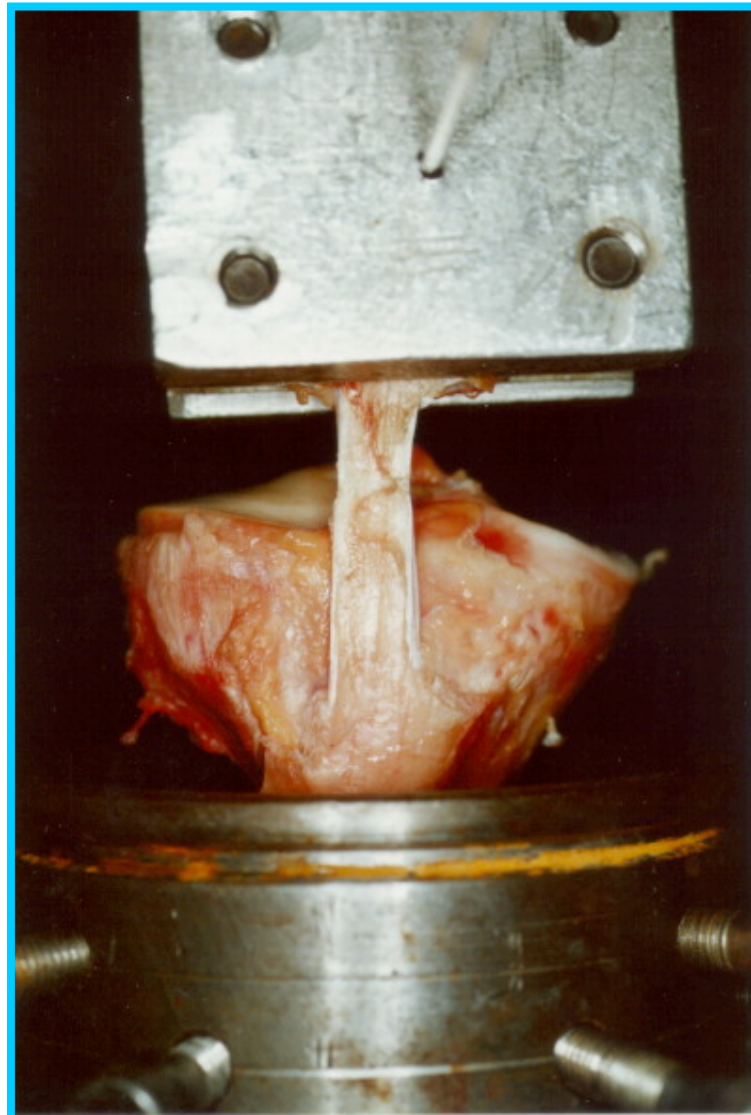


**Figura 17** - Garra para fixação do STT.

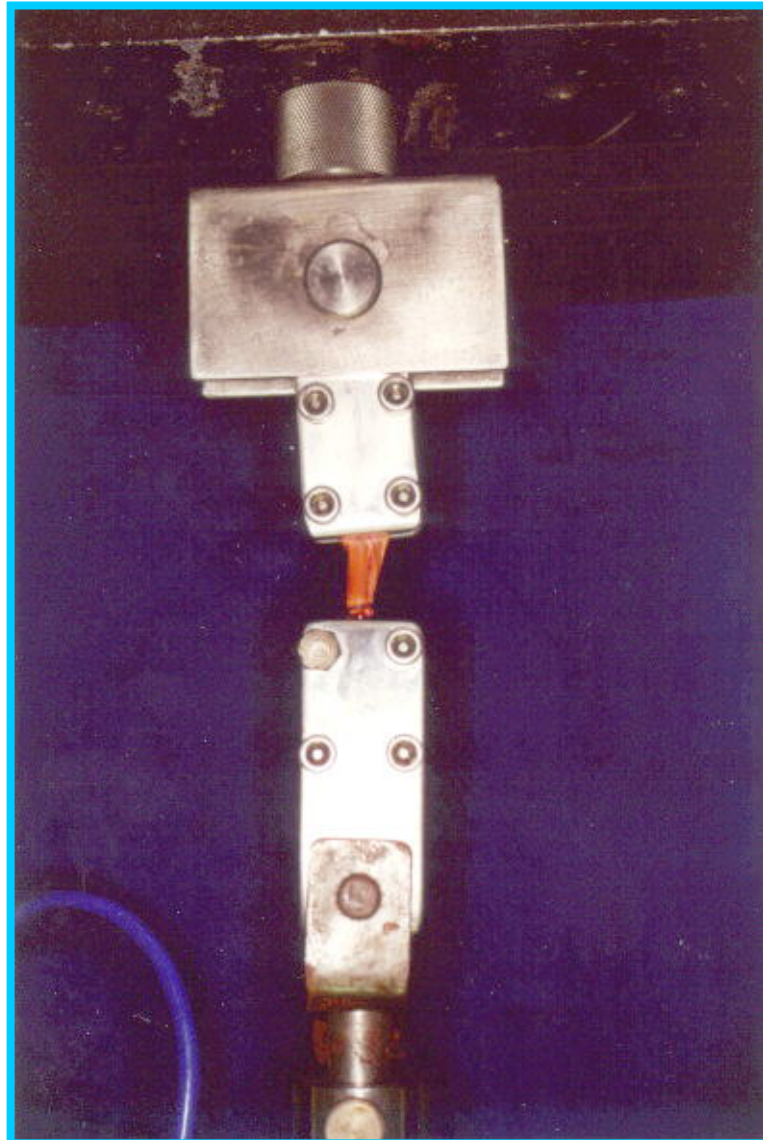


**Figura 18** - Corpo de prova do LCA fixado às garras e montado na máquina universal de ensaios mecânicos.

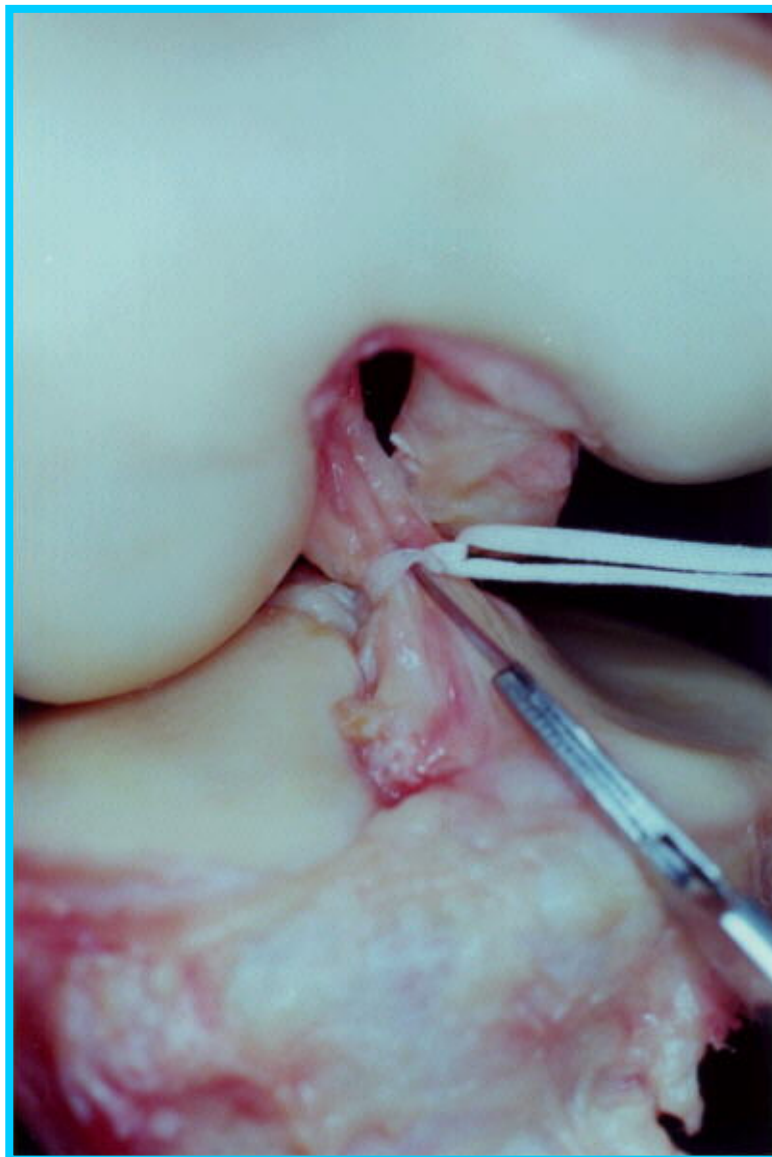




**Figura 19** - Corpo de prova do LP fixado às garras e montado na máquina universal de ensaios mecânicos.



**Figura 20** - Corpo de prova do STT fixado às garras e montado na máquina universal de ensaios mecânicos.

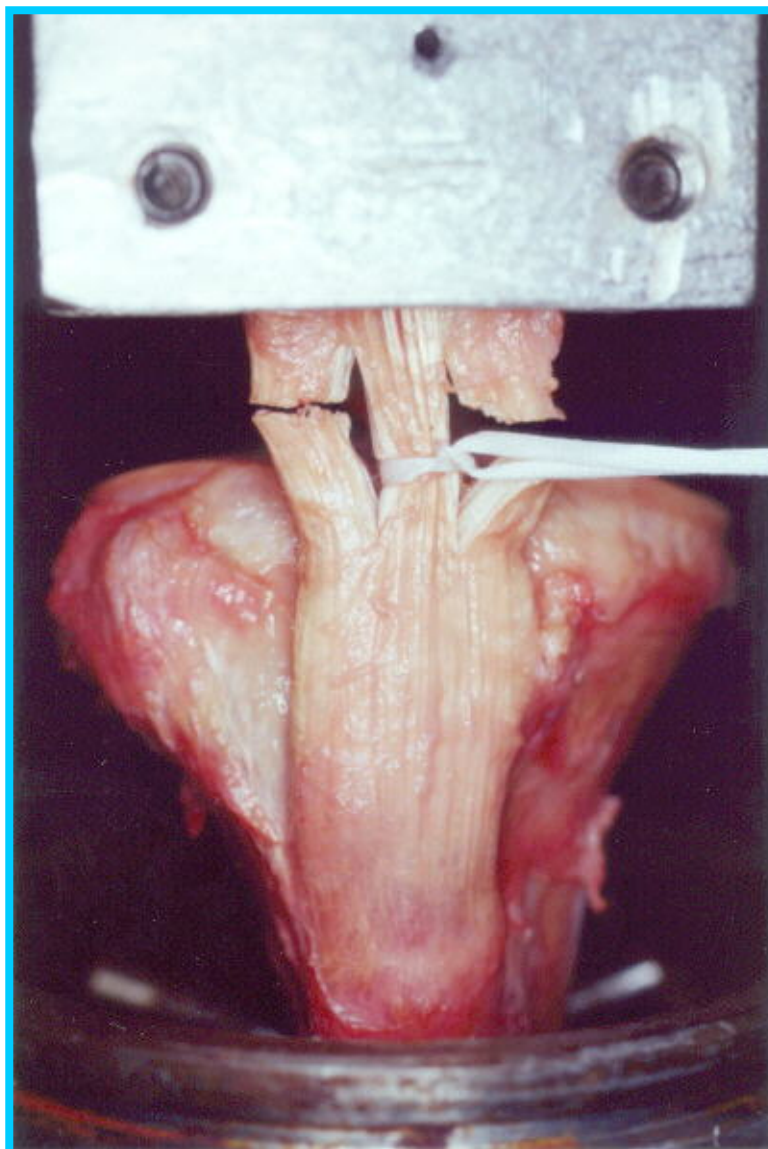


**Figura 21** - Aspecto do corpo de prova do LCA com fita amarrada para medição do perímetro.

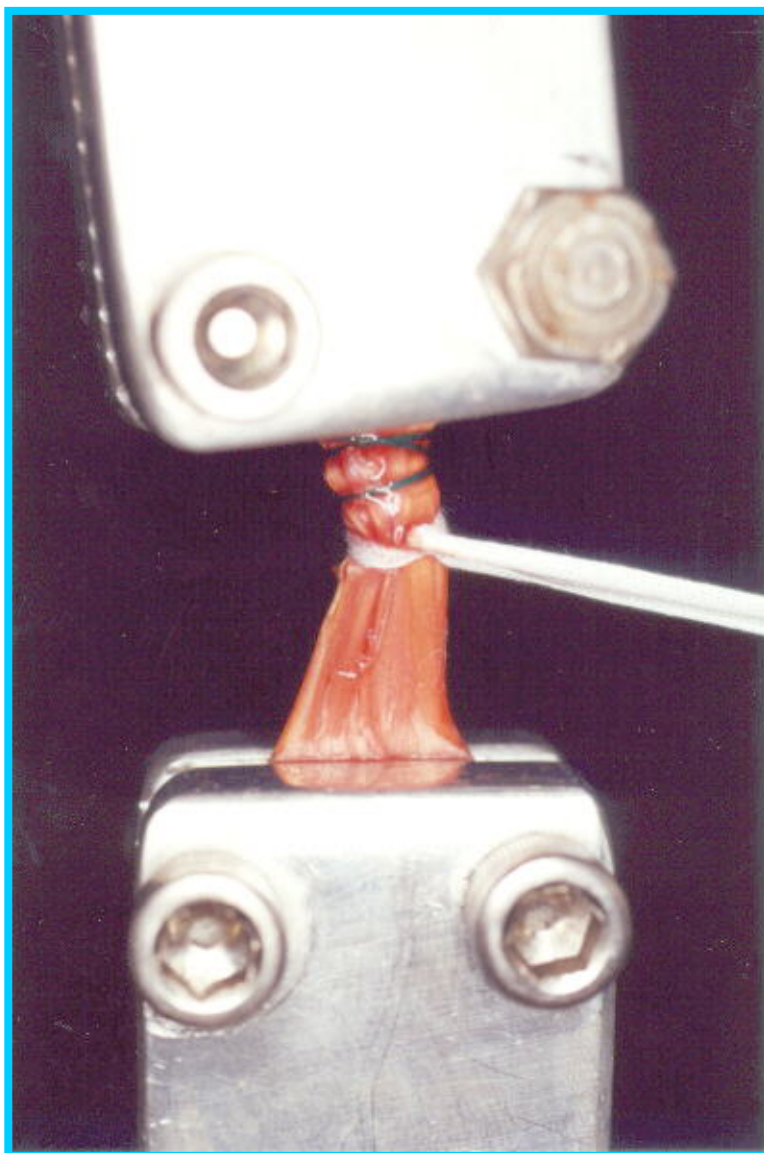


**Figura 22** - Medição do comprimento da fita (perímetro do corpo de prova).





**Figura 23** - Medição do perímetro do ligamento da patela.



**Figura 24** - Medição do perímetro do STT.

### **3. RESULTADOS**

#### **3.1 - Material de experimentação**

##### **3.1.1 - Dados da amostra**

A idade dos doadores variou de 18 a 55 anos com média de  $40 \pm 11$  anos. Com relação ao sexo, 15 masculinos (78,9%) e 4 femininos (21,1%); 12 brancos (63,1%) e 7 negros (36,9%); 9 joelhos do lado direito (47,4%) e 10 do lado esquerdo (52,6%).

##### **3.1.2 - Medidas das peças anatômicas e corpos de prova.**

A tabela 1 apresenta os valores de média, desvio padrão, máximo e mínimo obtidos para comprimento do LCA, comprimento e largura do LP e comprimento do ST único e triplicado.

A tabela 2 apresenta os valores da média, desvio padrão, mínimo, 1º quartil, mediana, 3º quartil e máximo e resultado estatístico da área de secção dos tres grupos.

A figura 25 apresenta os valores mínimo, 1º quartil, mediana, 3º quartil e máximo da área de secção dos tres grupos.

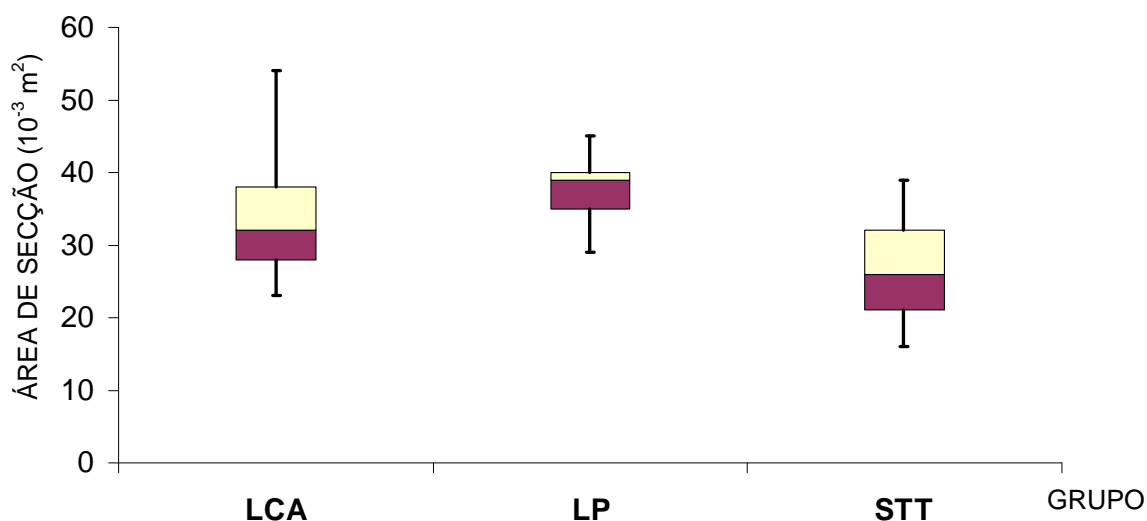
**Tabela 1** - Média, desvio padrão, máximo e mínimo para comprimento do LCA (mm), comprimento e largura do LP e comprimento do ST único e triplicado (cm).

Medida Descritiva	LCA	LP		ST	
	Comprimento	Comprimento	Largura	Comprimento	
				único	triplicado
Média	37,9	52,2	29,6	24,4	8,5
Desvio Padrão	2,6	3,6	2,7	1,6	0,8
Mínimo	32,0	45,3	25,0	23,0	7,0
Máximo	45,6	61,1	33,0	30,0	10,0

**Tabela 2** - Área de secção ( $10^{-3} \text{ m}^2$ ): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA <sup>b</sup> *	LP <sup>b</sup>	STT <sup>a</sup>
Média	34,0	37,0	26,0
Desvio padrão	8,6	4,3	6,5
Mínimo	23,0	29,0	16,0
1 <sup>o</sup> Quartil	28,0	35,0	21,0
Mediana	32,0	39,0	26,0
3 <sup>o</sup> Quartil	38,0	40,0	32,0
Máximo	54,0	45,0	39,0
Resultado do teste	<b>F = 10,40 (p &lt; 0,0005)</b>		

\* Letras diferentes indicam diferença estatística



**Figura 25** - Valores mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo da área de secção nos tres grupos.

### 3.2 - Ensaio mecânico

As tabelas 3 a 12 apresentam os valores da média, desvio padrão, mínimo, 1º quartil, mediana, 3º quartil, máximo e resultado do teste estatístico das propriedades mecânicas estudadas no LCA, LP e STT.

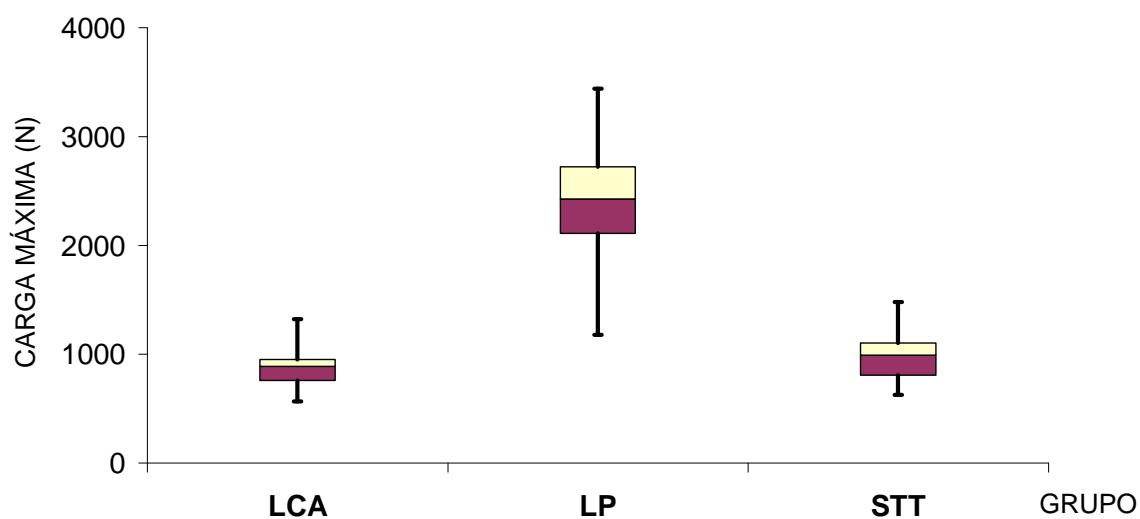
As figuras 26 a 35 apresentam os valores do mínimo, 1º quartil, mediana, 3º quartil e máximo do LCA, LP e STT.

A tabela 13 apresenta resumo de todas as variáveis estudadas nos ensaios mecânicos (média, desvio padrão e comentário da análise estatística).

**Tabela 3** - Carga máxima (N): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA a*	LP b	STT a
Média	875	2369	988
Desvio padrão	166	560	203
Mínimo	567	1178	647
1º Quartil	761	2110	809
Mediana	888	2425	990
3º Quartil	953	2721	1105
Máximo	1323	3441	1480
Resultado do teste	<b>F = 119,60 (p &lt; 0,0001)</b>		

\* Letras diferentes indicam diferença estatística



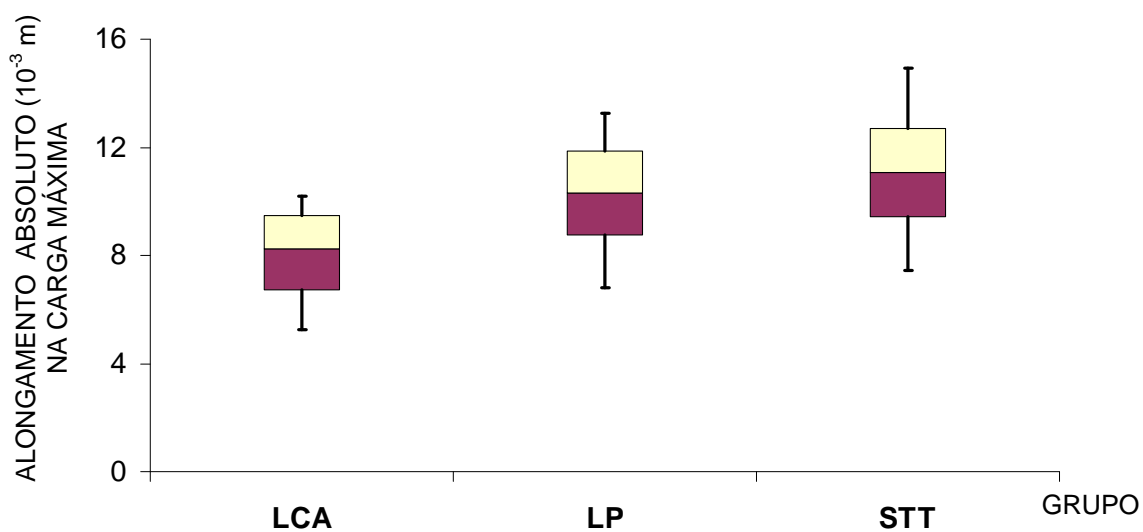
**Figura 26** - Valores mínimo, 1º quartil, mediana, 3º quartil e máximo da carga máxima nos tres grupos.

**Tabela 4** - Alongamento absoluto na carga máxima (mm): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA a*	LP b	STT b
Média	8,2	10,2	11,0
Desvio padrão	1,5	1,9	2,1
Mínimo	5,2	6,8	7,4
1 <sup>o</sup> Quartil	6,7	8,8	9,4
Mediana	8,2	10,3	11,0
3 <sup>o</sup> Quartil	9,5	11,9	12,7
Máximo	10,2	13,2	14,9

Resultado do teste **F = 13,00 (p < 0,0001)**

\* Letras diferentes indicam diferença estatística



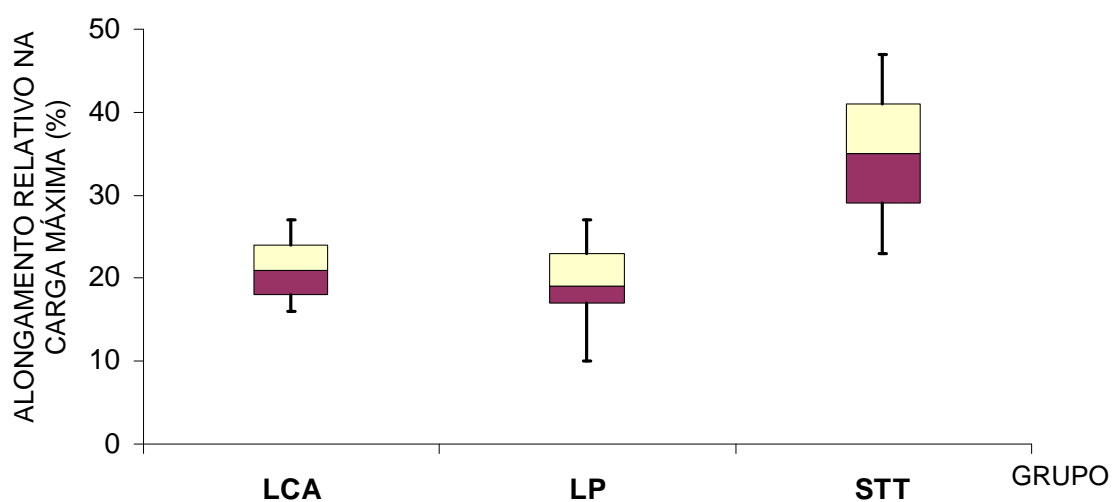
**Figura 27** - Valores mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo da alongamento absoluta na carga máxima.



**Tabela 5** - Alongamento relativo na carga máxima (%): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA a*	LPa	STTb
Média	21,0	19,0	35,0
Desvio padrão	3,4	4,9	6,9
Mínimo	16,0	10,0	23,0
1 <sup>o</sup> Quartil	18,0	17,0	29,0
Mediana	21,0	19,0	35,0
3 <sup>o</sup> Quartil	24,0	23,0	41,0
Máximo	27,0	27,0	47,0
Resultado do teste	<b>F = 50,40 (p &lt; 0,0001)</b>		

\* Letras diferentes indicam diferença estatística



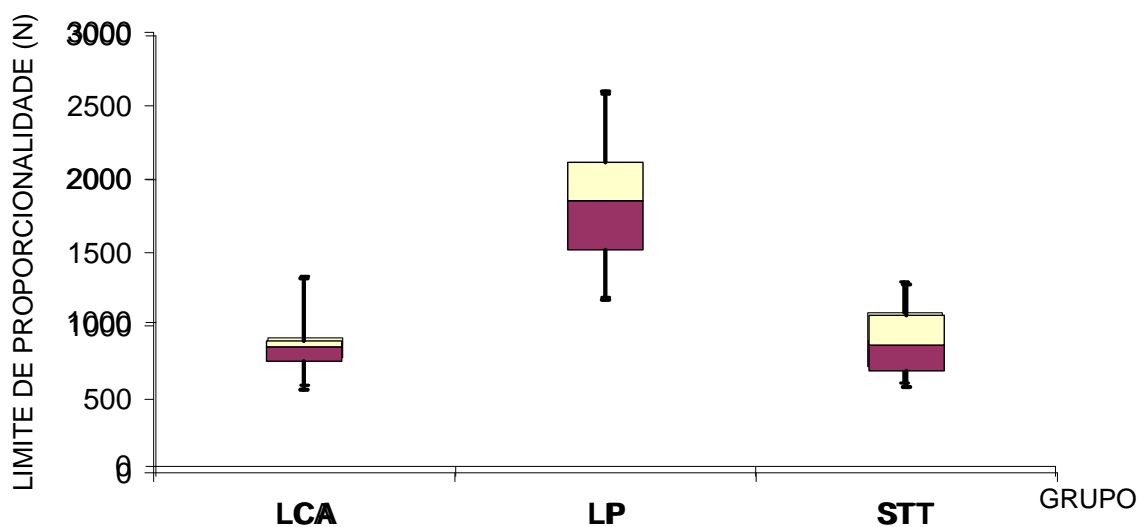
**Figura 28** - Valores mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo da deformidade relativa na cara máxima.

**Tabela 6** - Limite de proporcionalidade (N): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA <sup>a*</sup>	LP <sup>b</sup>	STT <sup>a</sup>
Média	839	1839	902
Desvio padrão	165	385	221
Mínimo	565	1178	585
1 <sup>o</sup> Quartil	758	1519	694
Mediana	858	1853	869
3 <sup>o</sup> Quartil	899	2069	1072
Máximo	1323	2553	1284

Resultado do teste **F = 72,40 (p < 0,0001)**

\* Letras diferentes indicam diferença estatística

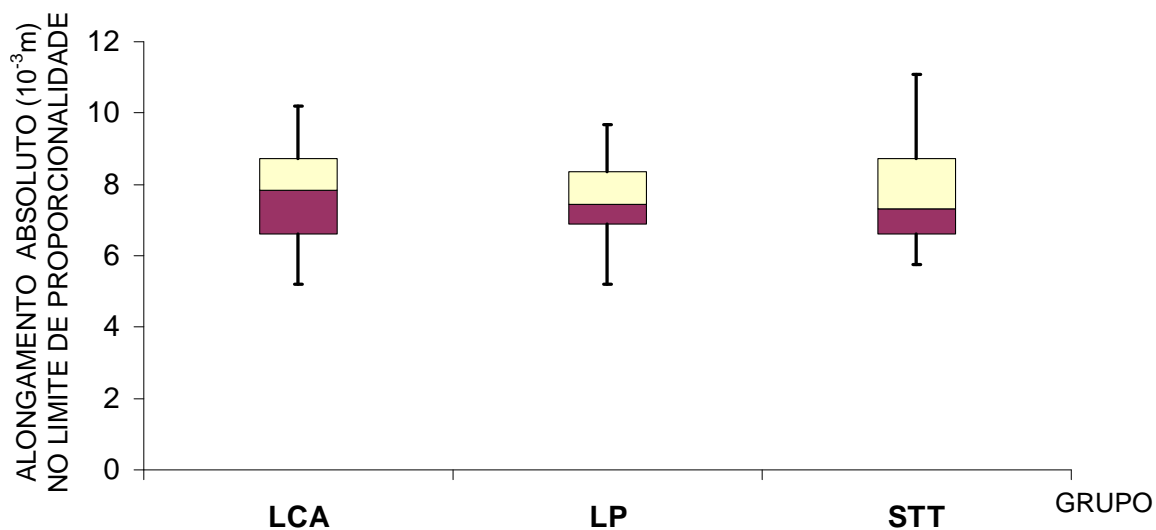


**Figura 29** - Valores mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo do limite de proporcionalidade (N).

**Tabela 7** - Alongamento absoluto no limite de proporcionalidade (mm): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA <sub>a</sub> *	LP <sub>a</sub>	STT <sub>a</sub>
Média	7,6	7,7	8,1
Desvio padrão	1,5	1,1	1,8
Mínimo	5,2	5,2	5,8
1 <sup>o</sup> Quartil	6,6	6,9	6,6
Mediana	7,8	7,4	7,3
3 <sup>o</sup> Quartil	8,7	8,4	8,7
Máximo	10,2	9,7	11,1
Resultado do teste	<b>F = 0,80 (p &gt; 0,05)</b>		

\* Letras diferentes indicam diferença estatística

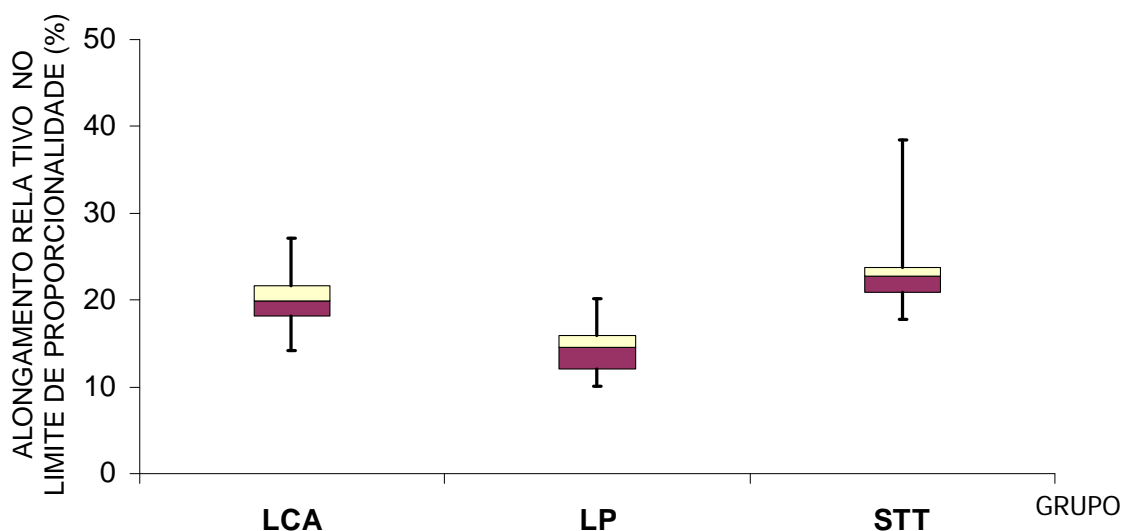


**Figura 30** - Valores mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo do alongamento absoluto no limite de proporcionalidade.

**Tabela 8** - Alongamento relativo no limite de proporcionalidade (%): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA <b>b*</b>	LP <b>a</b>	STT <b>c</b>
Média	19,9	14,2	25,7
Desvio padrão	3,3	2,8	6,1
Mínimo	14,2	10,0	17,8
1 <sup>o</sup> Quartil	18,1	12,1	20,9
Mediana	19,9	14,5	22,7
3 <sup>o</sup> Quartil	21,7	15,9	23,7
Máximo	27,1	20,1	38,4
Resultado do teste	<b>F = 33,80 (p &lt; 0,0001)</b>		

\* Letras diferentes indicam diferença estatística

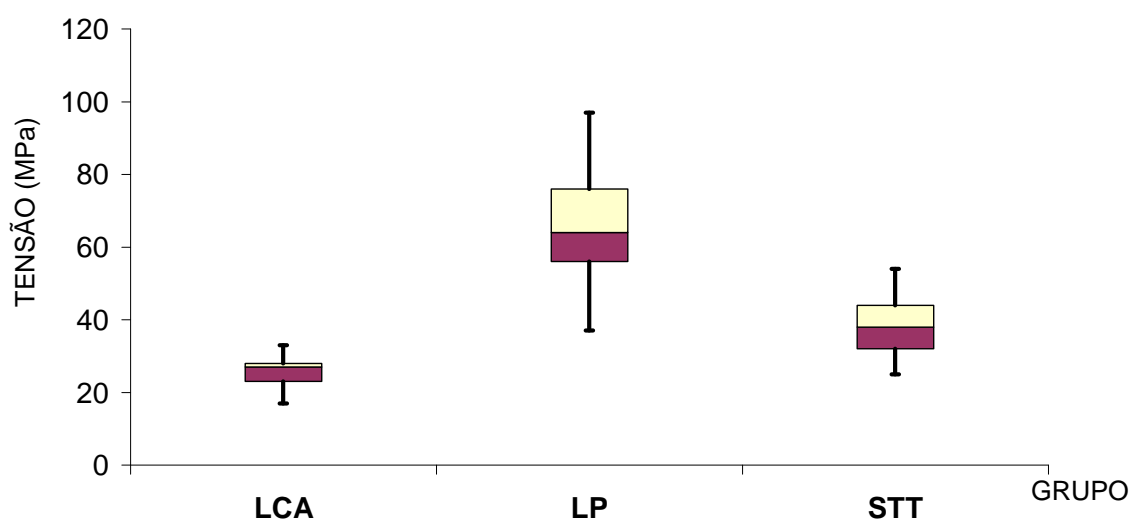


**Figura 31** - Valores mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo do alongamento relativo no limite de proporcionalidade.

**Tabela 9** - Tensão na carga máxima (MPa): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA a*	LP b	STT a
Média	26,0	66,0	38,0
Desvio padrão	4,1	14,8	8,1
Mínimo	17,0	37,0	25,0
1 <sup>o</sup> Quartil	23,0	56,0	32,0
Mediana	27,0	64,0	38,0
3 <sup>o</sup> Quartil	28,0	76,0	44,0
Máximo	33,0	97,0	54,0
Resultado do teste	<b>F = 79,00 (p &lt; 0,0001)</b>		

\* Letras diferentes indicam diferença estatística

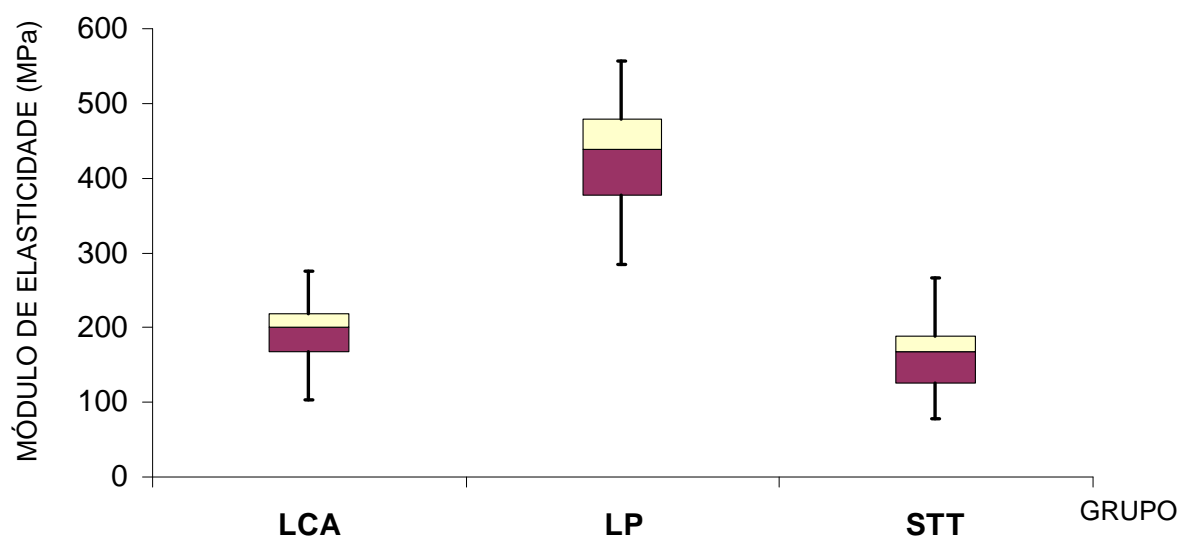


**Figura 32** - Valores do mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo da tensão nos tres grupos.

**Tabela 10** - Módulo de elasticidade (MPa): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA a*	LP b	STT a
Média	195	426	163
Desvio padrão	46	77	48
Mínimo	103	284	78
1 <sup>o</sup> Quartil	167	377	125
Mediana	200	438	167
3 <sup>o</sup> Quartil	219	479	189
Máximo	275	556	267
Resultado do teste	<b>F = 120,80 (p &lt; 0,0001)</b>		

\* Letras diferentes indicam diferença estatística



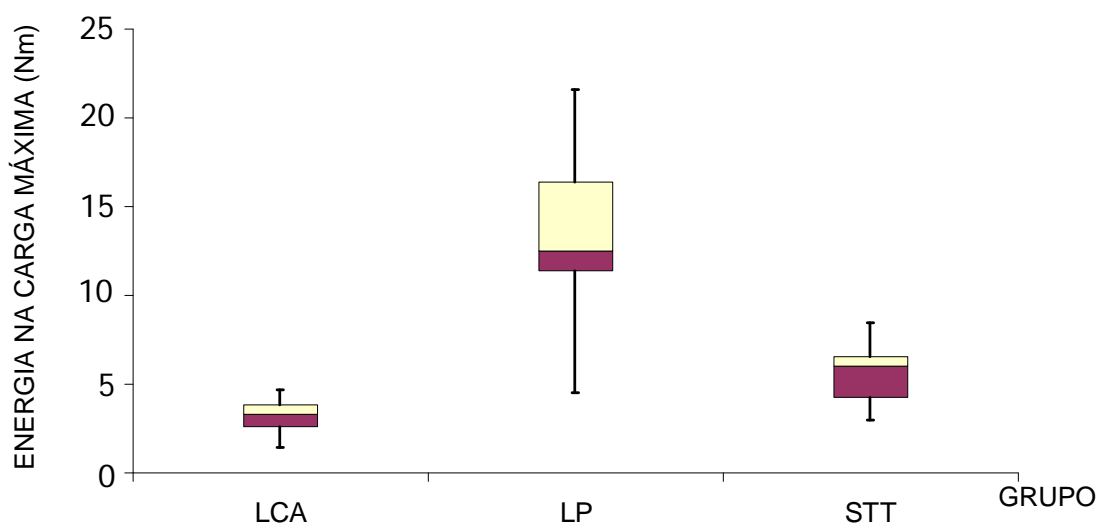
**Figura 33** - Valores mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo do módulo de elasticidade nos tres grupos.

**Tabela 11** - Energia na carga máxima (Nm): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA <sup>a*</sup>	LP <sup>c</sup>	STT <sup>b</sup>
Média	3,2	13,3	5,6
Desvio padrão	0,9	4,6	1,7
Mínimo	1,5	4,5	3,0
1 <sup>o</sup> Quartil	2,6	11,4	4,2
Mediana	3,3	12,5	6,0
3 <sup>o</sup> Quartil	3,8	16,4	6,6
Máximo	4,7	21,6	8,4

Resultado do teste **F = 70,40 (p < 0,0001)**

\* Letras diferentes indicam diferença estatística



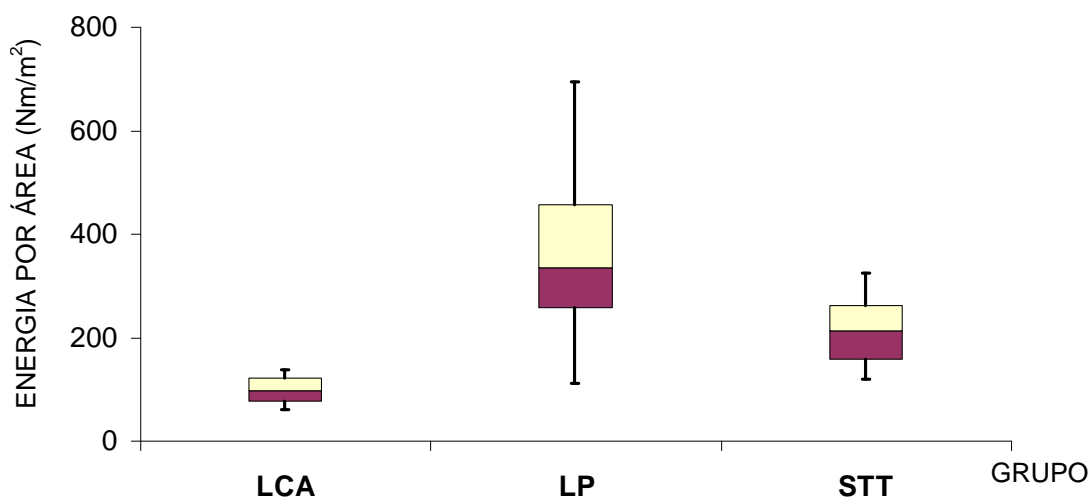
**Figura 34** - Valores mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo da energia na carga máxima.

**Tabela 12** - Energia por área ( $\text{Nm/m}^2$ ): medidas descritivas e resultado estatístico da comparação dos grupos.

Medida Descritiva	GRUPO		
	LCA <sup>a*</sup>	LP <sup>c</sup>	STT <sup>b</sup>
Média	98	357	215
Desvio padrão	26	145	66
Mínimo	61	112	119
1 <sup>o</sup> Quartil	77	257	159
Mediana	98	336	214
3 <sup>o</sup> Quartil	121	456	262
Máximo	139	695	324

Resultado do teste **F = 37,40 (p < 0,0001)**

\* Letras diferentes indicam diferença estatística



**Figura 35** - Valores mínimo, 1<sup>o</sup> quartil, mediana, 3<sup>o</sup> quartil e máximo da energia por área.



**Tabela 13** - Média e desvio padrão das propriedades mecânicas estudadas no LCA, LP e STT (n=19).

Variável	LCA	LP	STT	Comentário
Carga máxima (N)	875±166	2369±560	988±203	(LCA ≅ STT) ≠ LP
Alongamento absoluto na carga máxima (mm)	8,1±1,5	10,2±1,9	11±2,1	LCA ≠ (LP ≅ STT)
Alongamento relativo (%) na carga máxima	21±3,4	19±4,9	35±6,9	(LCA ≅ LP) ≠ STT
Limite de proporcionalidade (N)	839±165	1839±385	902±221	(LCA ≅ STT) ≠ LP
Alongamento absoluto no limite de proporcionalidade (mm)	7,6±1,5	7,6±1,1	8,1±1,8	LCA ≅ LP ≅ STT
Alongamento relativo (%) no limite de proporcionalidade	19,9±3,3	14,2±2,8	25,7±6,1	LCA ≠ LP ≠ STT
Tensão na carga máxima (MPa)	26±4,1	66±14,8	38±8,1	(LCA ≅ STT) ≠ LP
Módulo de elasticidade (MPa)	195±46	426±77	163±48	(LCA ≅ STT) ≠ LP
Energia na carga máxima (Nm)	3,2±0,9	13,27±4,57	5,6±1,7	LCA ≠ LP ≠ STT
Energia por área na carga máxima (Nm/m <sup>2</sup> )	98±26	357±145	215±66	LCA ≠ LP ≠ STT

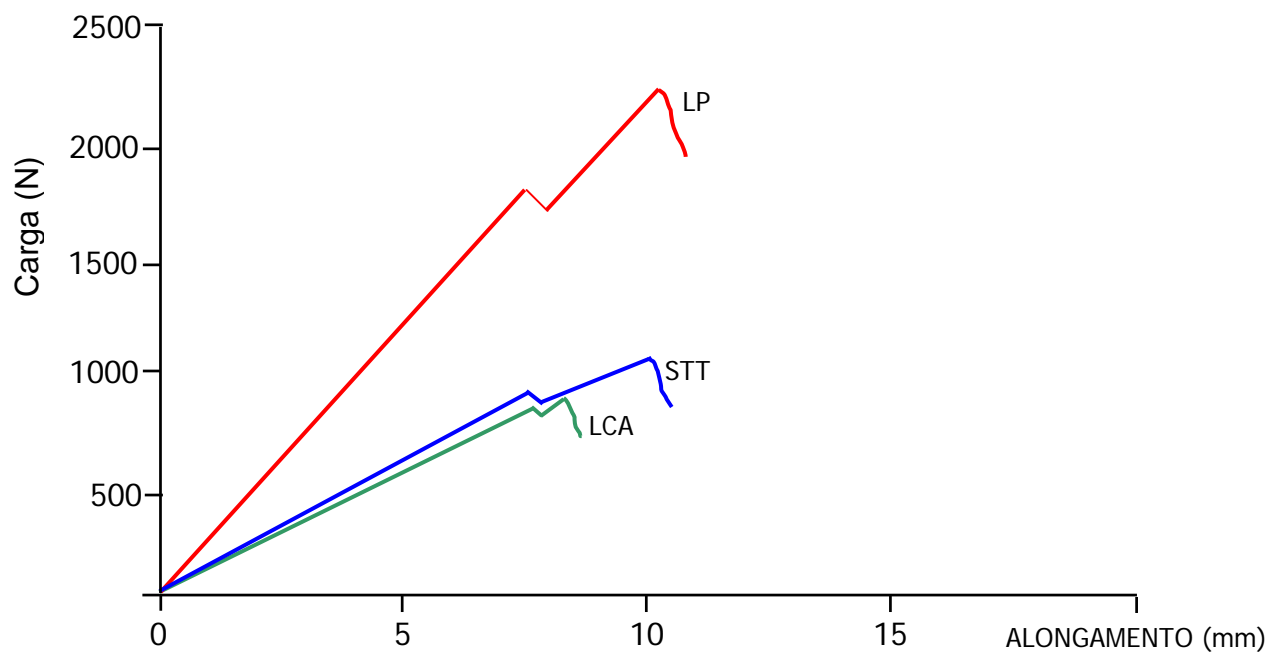
### **3.3 - Diagramas**

#### **3.3.1 - Carga-alongamento**

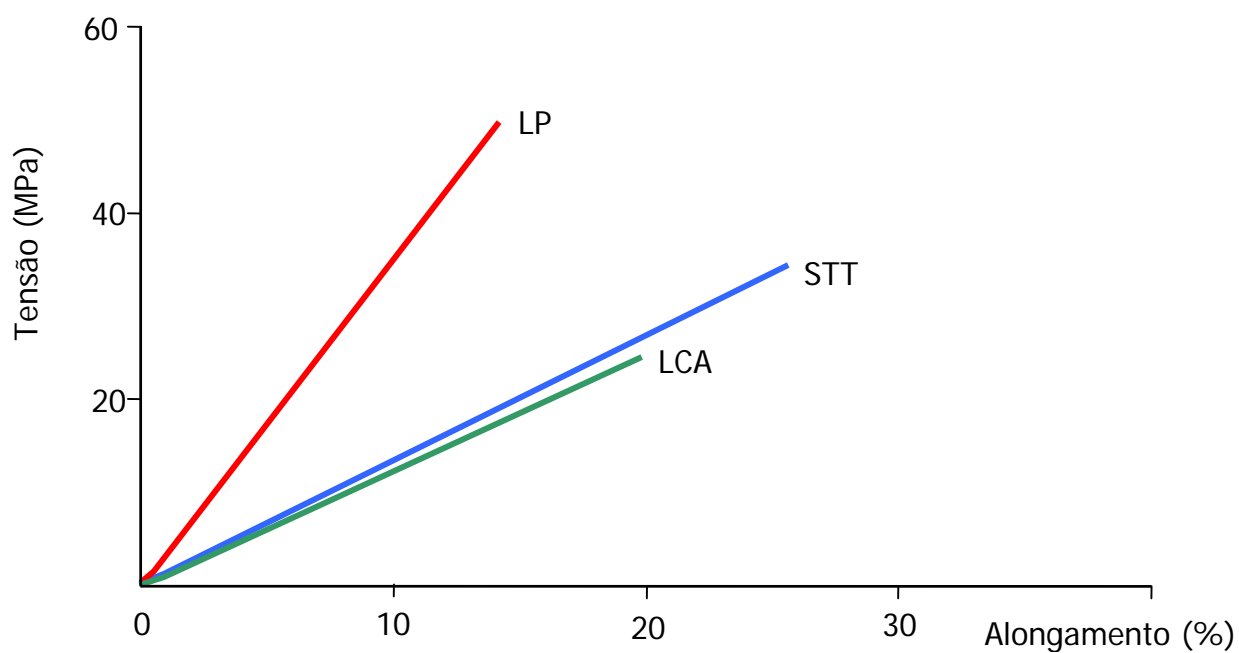
#### **3.3.2 - Tensão-alongamento específico**

As figuras 36 e 37 apresentam os diagramas carga-  
alongamento e tensão-alongamento específico construídos com as  
médias dos resultados obtidos no LCA, LP e STT.

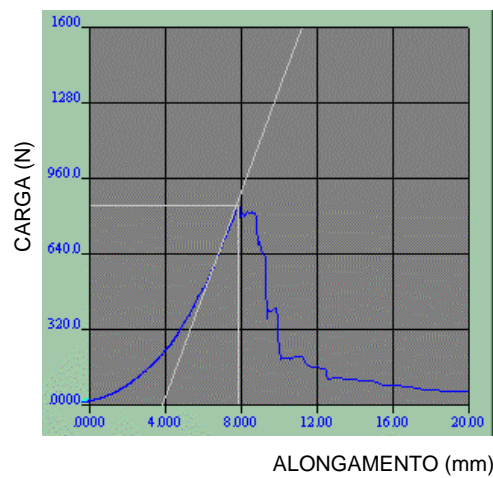
As figuras 38 a 40 apresentam diagramas fornecidos pelo  
programa da Máquina de Ensaios.



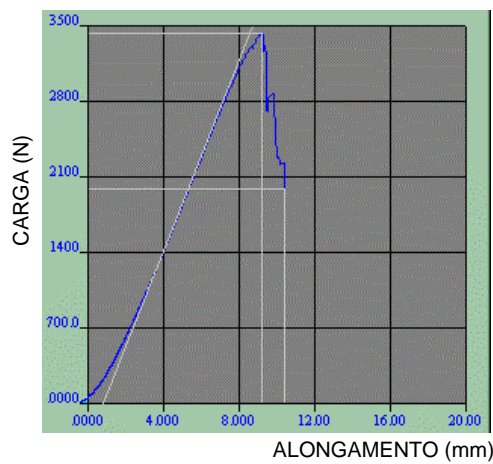
**Figura 36** - Diagrama carga-alongamento construído com os valores médios de carga máxima (N), limite de proporcionalidade (N) e respectivos alongamentos ( $10^{-3}$ m) do LCA, LP e STT.



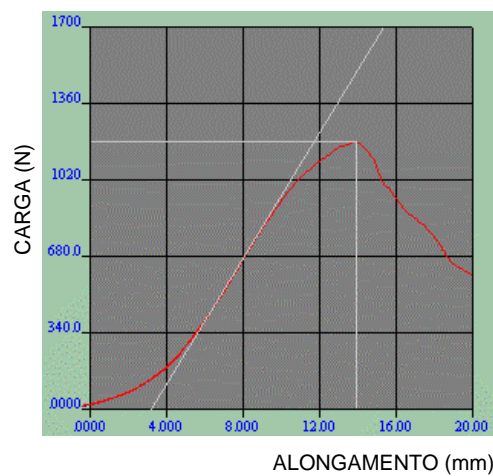
**Figura 37** - Diagrama tensão-alongamento específico do LCA, LP e STT.



**Figura 38-** Exemplo de diagrama carga-alongamento do LCA.



**Figura 39** -Exemplo de diagrama carga-alongamento do LP.



**Figura 40** -Exemplo de diagrama carga-alongamento do STT.

### **3.4 - Correlações**

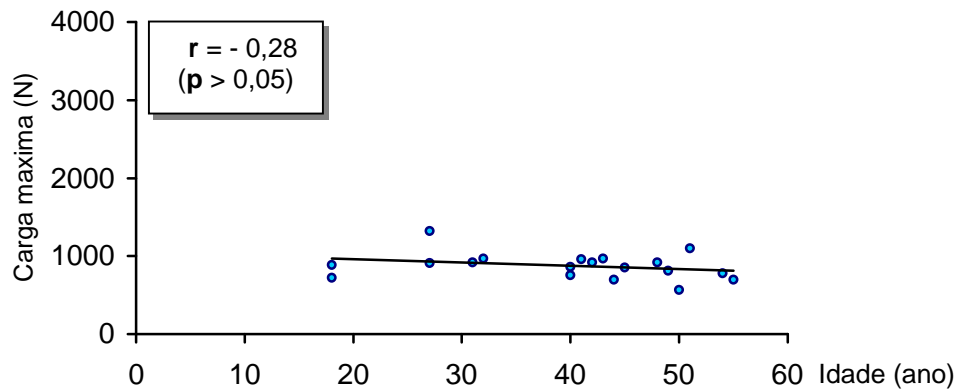
#### **3.4.1 - Propriedades mecânicas x idade**

As figuras 41 a 52 apresentam os resultados das correlações entre propriedades mecânicas e a idade.

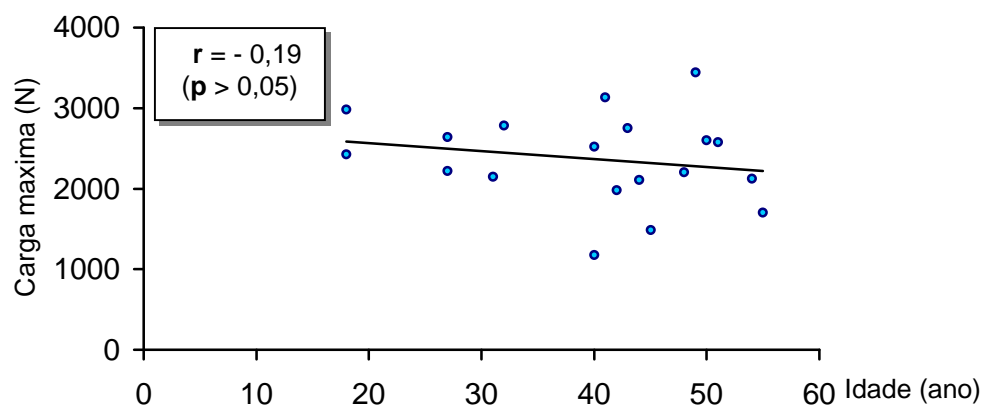
#### **3.4.2 - Carga máxima x área de secção**

As figuras 53 a 55 apresentam os resultados das correlações entre carga máxima e área de secção.

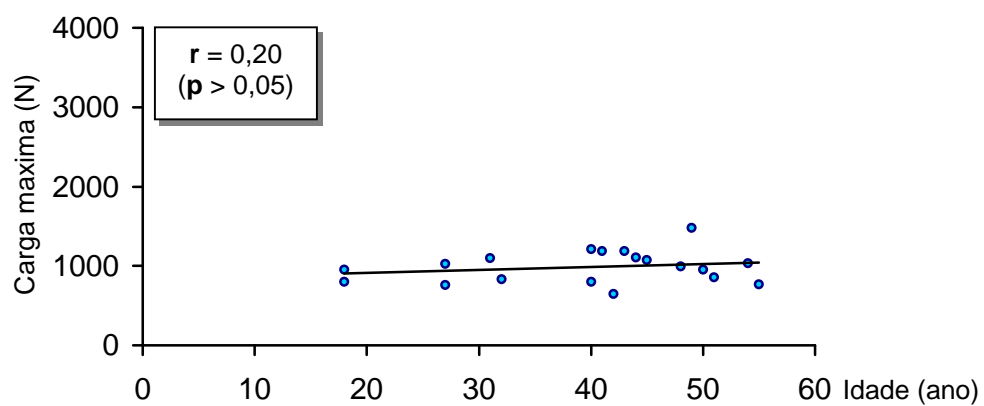
## 3.4.1.1 - Carga máxima x idade.



**Figura 41** - Diagrama de dispersão, carga máxima x idade (LCA).

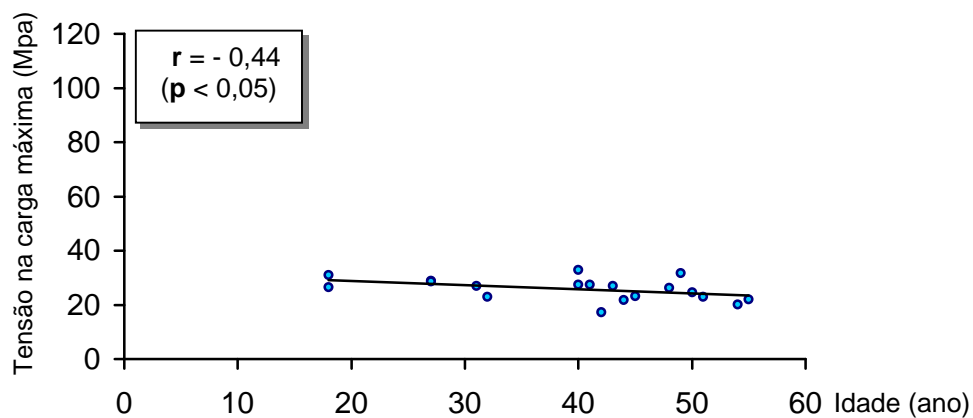


**Figura 42** - Diagrama de dispersão, carga máxima x idade (LP).

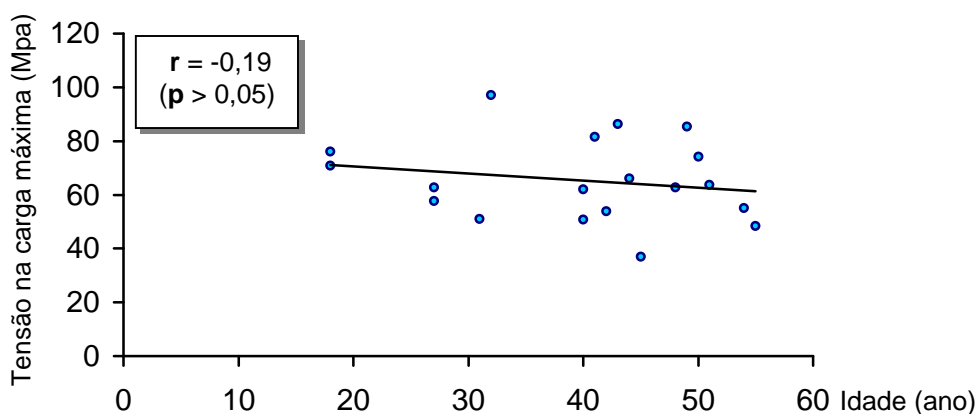


**Figura 43** - Diagrama de dispersão, carga máxima x idade (STT).

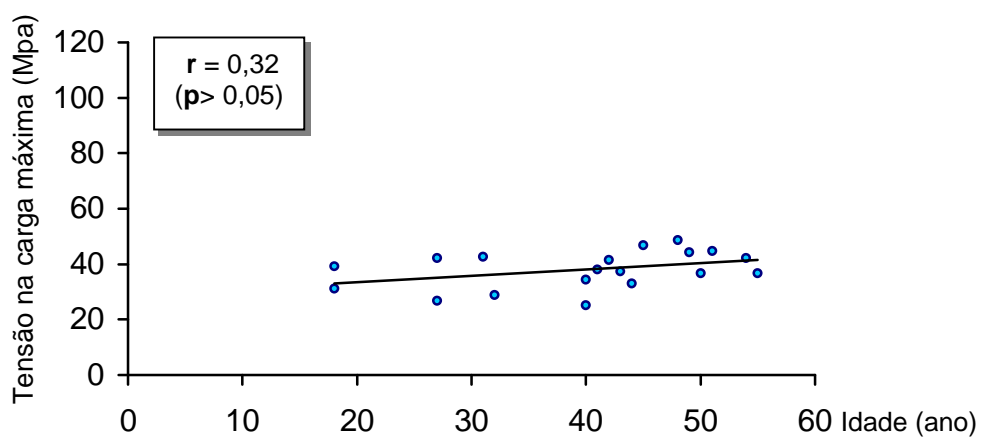
## 3.4.1.2 - Tensão na carga máxima x idade.



**Figura 44** - Diagrama de dispersão, tensão na carga máxima x idade (LCA).

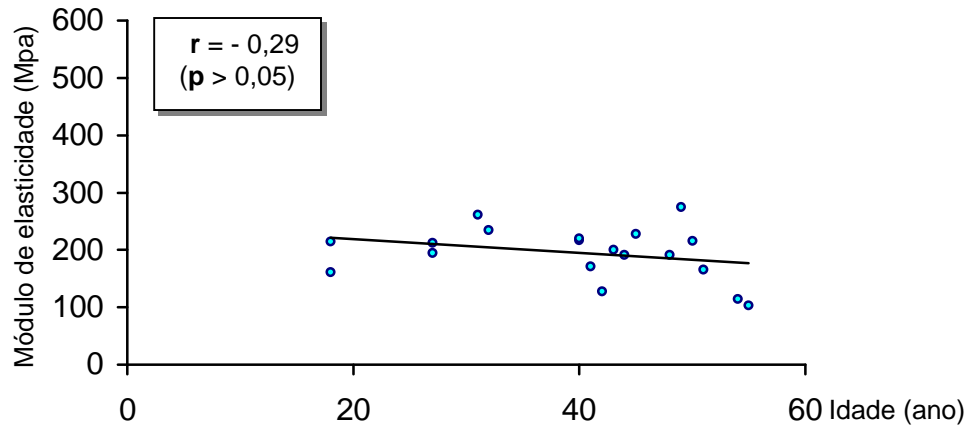


**Figura 45** - Diagrama de dispersão, tensão na carga máxima x idade (LP).

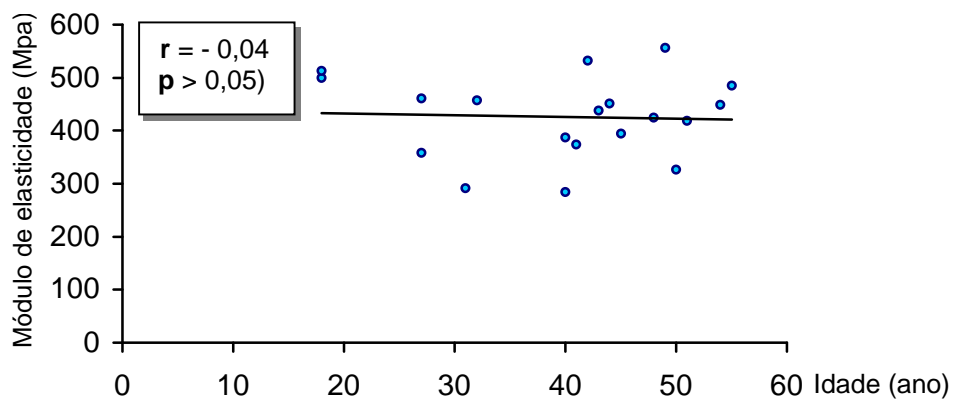


**Figura 46** - Diagrama de dispersão, tensão na carga máxima x idade (STT).

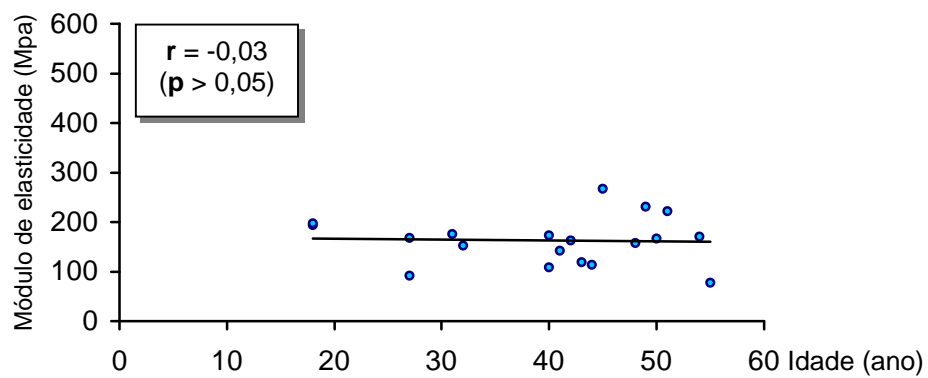
## 3.4.1.3 - Módulo de elasticidade x idade.



**Figura 47** - Diagrama de dispersão, módulo de elasticidade x idade (LCA).



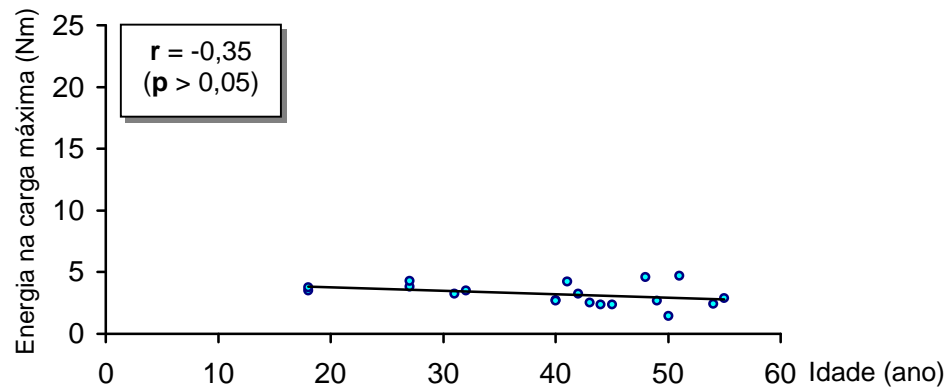
**Figura 48** - Diagrama de dispersão, módulo de elasticidade x idade (LP).



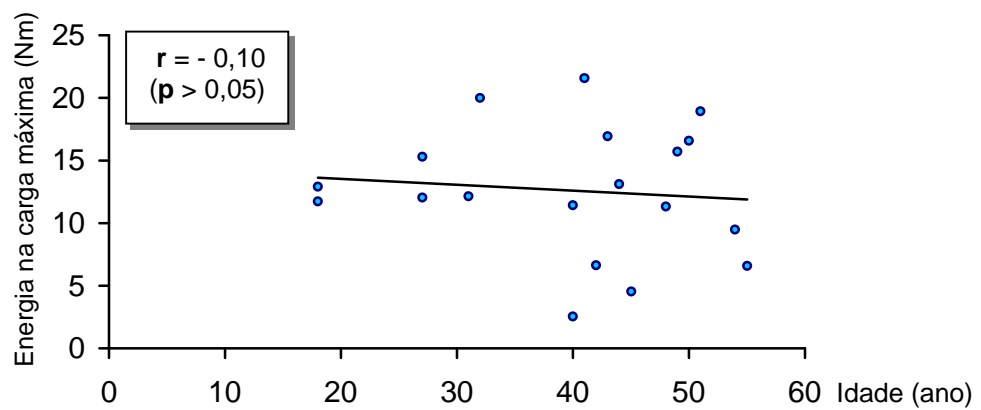
**Figura 49** - Diagrama de dispersão, módulo de elasticidade x idade (STT).



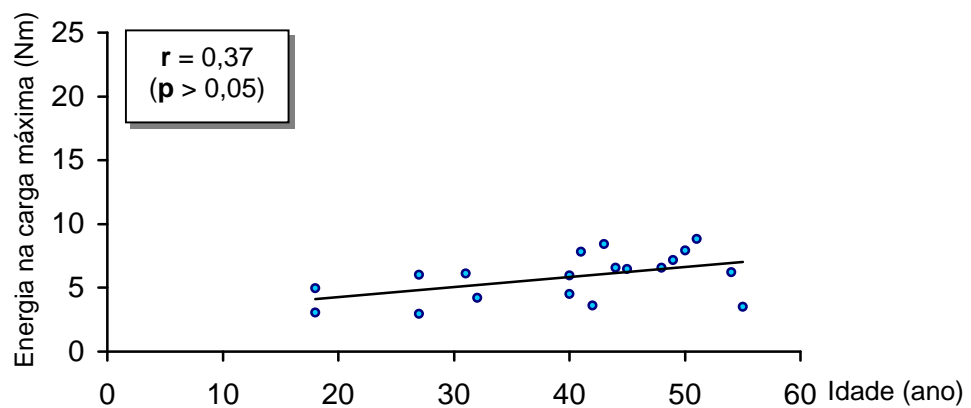
## 3.4.1.4 - Energia na carga máxima x idade.



**Figura 50** - Diagrama de dispersão, energia na carga máxima x idade (LCA).

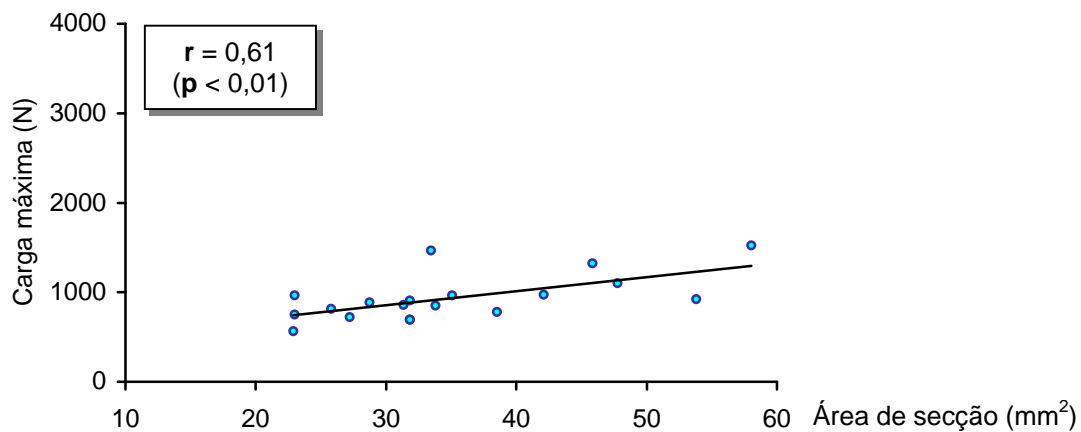


**Figura 51** - Diagrama de dispersão, energia na carga máxima x idade (LP).

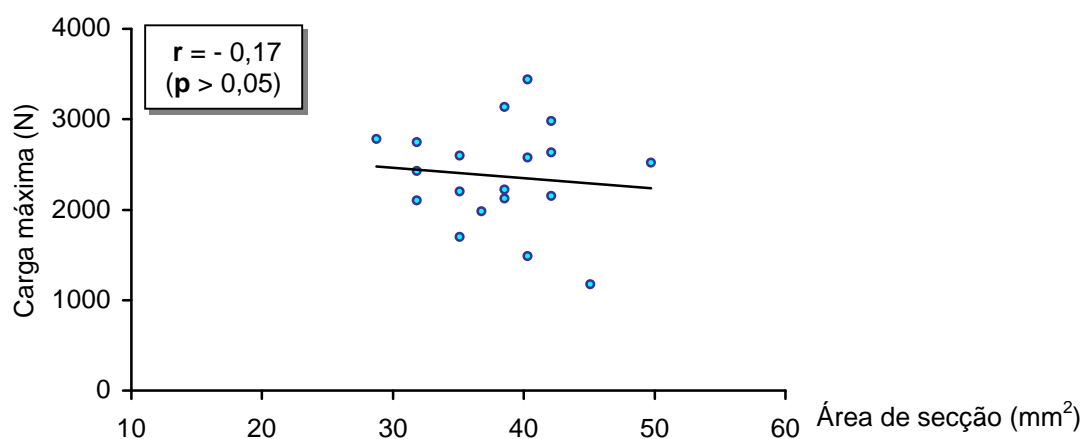


**Figura 52** - Diagrama de dispersão, energia na carga máxima x idade (STT).

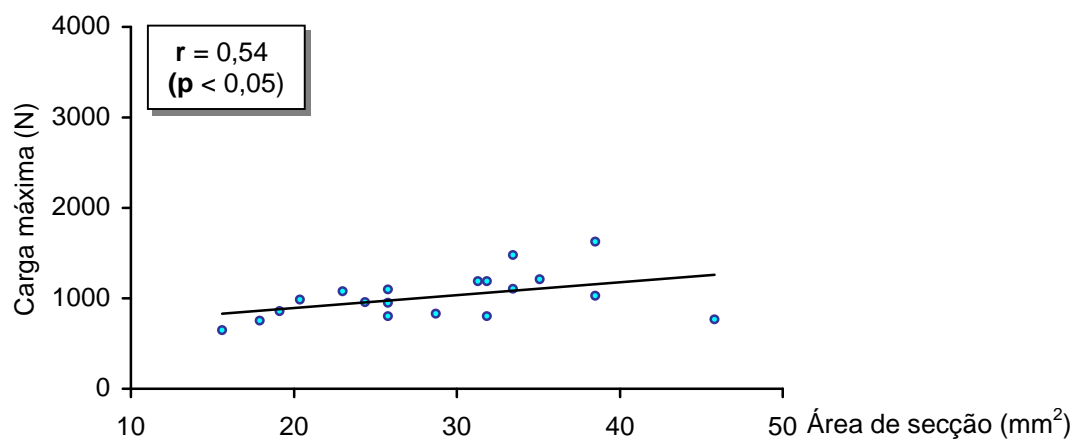
### 3.4.2. - Carga máxima x área de secção.



**Figura 53** - Diagrama de dispersão, carga máxima x área de secção (LCA).



**Figura 54** - Diagrama de dispersão, carga máxima x área de secção (LP).



**Figura 55** - Diagrama de dispersão, carga máxima x área de secção (STT).

### 3.5 - Local e padrão de ruptura

A tabela 16 apresenta o local e padrão de ruptura, nos tres grupos.

**Tabela 16** - Distribuição absoluta e relativa (%) do local e padrão de ruptura do LCA e LP.

Grupo	Local e padrão de ruptura			n
LCA	S	TO	FO	
	12 (63,2%)	5 (26,3%)	2 (10,5%)	19 (100%)
LP	S	TO	PO	
	13 (68,4%)	3 (15,8%)	3 (15,8%)	19 (100%)
STT	S			
	19 (100%)			19 (100%)

S - substância

TO - ruptura na tíbia com fragmento ósseo

FO - ruptura no fêmur com fragmento ósseo

PO - ruptura na patela com fragmento ósseo

## 4. DISCUSSÃO

### 4.1- Material de experimentação

As pesquisas produzidas em mecânica de tecidos biológicos têm sido realizadas com materiais de diversas espécies animais e também com materiais provenientes de doadores humanos. São inúmeras as investigações que se utilizaram de diferentes espécies de animais, como porcos (LIU e col., 1995); coelhos (VIIDIK & LEVIN, 1966; TORZILLI & ARNOCZKY, 1998; WOO e col., 1990); gatos (MATTHEWS & ELLIS, 1968); cães (BUTLER e col., 1983, INOUE e col., 1987, THOYAMA e col., 1996); ratos (TIPTON e col., 1978, MAEDA e col., 1997); carneiros (JACKSON e col., 1988, ROGER e col., 1990); cabras (MOELLER e col., 1995, KORVICK e col., 1996) e macacos (NOYES e col., 1974 a, NOYES e col., 1974b, NOYES e col., 1976).

Na presente investigação, optou-se pela utilização de material proveniente de seres humanos, já que o objetivo central é o de se comparar, nos mesmos doadores, as propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior em relação a dois dos substitutos utilizados na prática cirúrgica, o ligamento da patela e o tendão do músculo semitendíneo em arranjo triplicado. Como o tema central do trabalho deriva da necessidade de se conhecer o comportamento mecânico dos substitutos do ligamento cruzado anterior para tratamento das instabilidades do joelho que ocorrem em humanos, o material utilizado também deve ser proveniente de humanos a exemplo de outras investigações que também procederam desta maneira, desde o trabalho clássico de NOYES e col. (1984) que inaugurou a longa lista de contribuições que se seguiu na literatura médica investigando as propriedades mecânicas de diversos substitutos. É imprescindível, portanto, que este gênero de pesquisa seja realizado com material de doadores humanos, deixando o material de experimentação proveniente

de animais para os trabalhos que busquem, por exemplo, analisar questões como evolução dos enxertos no ambiente intra-articular, fixação e integração dos substitutos ou estudo das propriedades mecânicas após tempos diversos de pós operatório, que por razões óbvias só podem ser realizadas em animais de experimentação.

Apesar do grande número de trabalhos que utilizaram material de seres humanos é difícil, principalmente em nosso meio, a obtenção de grandes amostras que permitam a padronização do material . Em razão das normas em vigor, não é autorizada a utilização de material proveniente de necropsias realizadas no âmbito do Instituto Médico Legal, que concentra exames de pacientes jovens mortos em razão de causas violentas. Resta, portanto, contar com o material proveniente dos Serviços de Verificação de Óbitos (SVO) ou de doadores, prática incomum no Brasil. Por estes motivos, o tempo necessário para que se reúna amostra razoável é demorado além de tornar impossível na prática, a seleção de sexo, raça ou outros atributos do doador. A amostra estudada, constituída de 19 joelhos, obtidos de 19 doadores pode ser considerada razoável e semelhante aos trabalhos encontrados na literatura.

Alguns autores utilizaram amostras maiores como MÜLLER (1998) que estudou material de 25 cadáveres, totalizando 50 ligamentos da patela e 50 tendões calcâneos. WOO e col. (1991) analisaram 54 joelhos, enquanto HERNANDEZ (1994), utilizou 50 joelhos. Em outros trabalhos, podem ser observadas amostras menores, como MCKERNAN (1995) que fez uso de material de 10 doadores em ensaios mecânicos do músculo semitendíneo, grácil e ligamento da patela. HAMNER (1999) em estudo semelhante, trabalhou com 12 doadores e WILSON (1999) usou amostra de 15 cadáveres. NOYES e col. (1984) na investigação clássica em que foram analisados diversos substitutos dos ligamentos cruzados, utilizaram amostras que variaram entre 6 e 17. Deve-se considerar, portanto, que a escolha do número de amostras, em pesquisas de biomecânica com material humano, seja difícil

de ser estabelecida, com rigor, principalmente quando se observa que inúmeros fatores como idade, sexo, raça, peso, altura, antecedentes mórbidos podem estar interferindo nos resultados. Para que se pudessem isolar alguns dos fatores citados, teria que se trabalhar com amostra muito grande o que tornaria a realização deste tipo de pesquisa impossível. Há que se considerar, também, que não é feita seleção prévia dos cadáveres tendo sido adotado critério de exclusão restrito a algumas ocorrências que serão expostas mais adiante. Em função dos números de amostras encontrados no restante da literatura, optou-se por trabalhar com amostra de 20 joelhos, escolhidos aleatoriamente quanto ao lado, direito ou esquerdo. No final da fase de realização dos ensaios, foram excluídos os corpos de prova de um cadáver pela ocorrência de problemas durante o teste que produziu resultados em relação ao diagrama carga-deformação incompatíveis com o esperado. Trabalhou-se com amostra final de 19 joelhos que é semelhante ao restante de literatura e compatível com os objetivos desta investigação.

Com relação à idade dos doadores, foi estabelecido o limite inferior de 18 anos, idade a partir da qual se considera o doador como maduro do ponto de vista músculo-esquelético. Como limite superior, escolheu-se a idade de 55 anos. Esta faixa que variou de 18 a 55 anos também corresponde aproximadamente à idade dos pacientes que têm sido submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior em nosso serviço. Evitou-se aumentar a idade da amostra, o que teria facilitado a obtenção de material, em função de evidências que apontam alteração das propriedades mecânicas dos tecidos biológicos à medida que os indivíduos envelhecem. A idade média da amostra foi de  $40 \pm 11$  anos, sendo que o número de pacientes mais jovens foi reduzido. Este fato se deve às características do SVO do Departamento de Patologia da Faculdade de Medicina de Botucatu, que realiza necropsias de pacientes internados no Hospital das Clínicas da Faculdade, em sua maioria portadores de moléstias crônicas. As necropsias de pacientes jovens, sem

antecedentes mórbidos significativos, falecidos em razão de violência, são atualmente realizados no IML e não se pode dispor deste material pelos motivos já citados.

Foram descartados do estudo, cadáveres de portadores de infecção generalizada, AIDS e hepatite pelos riscos decorrentes da manipulação do material pelo pesquisador e pelo pessoal técnico. Também foram descartados aqueles cadáveres que apresentassem qualquer sinal de lesões prévias nos membros inferiores, tais como deformidades, cicatrizes, assimetrias, úlceras de pressão ou qualquer outra alteração que permitisse supor que os membros inferiores não estivessem sendo utilizados de maneira funcional. Não houve preocupação com a seleção de sexo, cor da pele ou qualquer outra variável antropométrica, com exceção da idade, pois, além das dificuldades, já apontadas relacionadas à obtenção da amostra, a literatura consultada, em pesquisas semelhantes, não apresenta conclusões definitivas a respeito da influência deste tipo de variável em relação ao comportamento mecânico.

#### **4.2 - Conservação do material**

Como já exposto, o material utilizado é proveniente do SVO do Departamento de Patologia da Faculdade de Medicina de Botucatu que realiza necropsias de pacientes internados neste Hospital das Clínicas. Conseqüentemente, o tempo decorrido entre o óbito do paciente e o início do exame é curto em razão do serviço funcionar permanentemente durante 24 horas. Entre o instante da constatação do óbito e o início da necropsia o cadáver permaneceu em câmara fria à temperatura de 4 graus centígrados.

A primeira questão a ser discutida é relativa a possíveis interferências que possam ser causadas nas propriedades mecânicas dos tecidos em função da conservação *post mortem*. VIIDIK e col. (1966)

afirmaram que articulações mantidas em temperatura ambiente por até 4 dias não sofreram alterações em ensaios mecânicos realizados para estudo de ligamentos. NOYES e col. (1976) também não encontram diferenças comparando corpos de prova que foram armazenados em refrigeradores a 4 graus centígrados por períodos entre 1 a 7 dias. Portanto, a exemplo destes trabalhos, o material do presente estudo permaneceu em câmara fria por período curto, algumas horas apenas, nas mesmas condições dos trabalhos citados e acredita-se que não tenha havido interferências nos resultados dos ensaios. E ainda que houvesse algum efeito, o mesmo estaria presente em toda a amostra o que não impediria a comparação entre as três estruturas analisadas, provenientes do mesmo joelho e nas mesmas condições.

Após a coleta do material, as peças foram embaladas em sacos plásticos, retirado o excesso de ar, identificadas e finalmente armazenadas em congelador de uso doméstico com temperatura de  $-20$  graus centígrados, durante período máximo de 3 meses, quando foram então descongeladas para realização dos ensaios. O efeito deste e de outros métodos de conservação foi estudado por diversos autores, preocupados com as possíveis repercussões do método de preservação nas propriedades mecânicas, preocupação justificada pela necessidade de se adotar algum método já que é inviável a realização de ensaios mecânicos com material a fresco. Além disso, acrescenta-se o fato de que materiais semelhantes que são utilizados cirurgicamente como aloenxertos sempre são submetidos a algum tipo de conservação e esterilização eventualmente com potencial para produção de alterações mecânicas. FUKUBAYASHI e col. (1982), INOUE e col. (1987), WOO e col. (1990c, 1990d) e MABUCHI e col. (1991) também usaram o congelamento a  $-20$  graus centígrados enquanto BUTLER e col. (1980) e GOOD e col. (1981) congelaram material de pesquisa a  $-30$  graus centígrados.



Em relação ao descongelamento previamente à realização dos ensaios, foi adotado o procedimento de se retirar o material do congelador na noite anterior ao ensaio e mantê-lo envolto em compressas cirúrgicas embebidas em soro fisiológico em temperatura ambiente. VIIDIK e col. (1966), HIRCH e col. (1974), JACKSON e col. (1988) e NOYES e col. (1974) recomendaram estes cuidados durante o descongelamento, enfatizando a necessidade de se manter as peças umedecidas evitando ressecamento do material que pode alterar o desempenho mecânico. Ressalte-se que a recomendação é de que se mantenha o material úmido e não imerso em meio líquido o que poderia trazer hidratação excessiva que também pode alterar o rendimento mecânico. Como todas as peças da amostra da presente investigação foram submetidas ao mesmo procedimento com relação à conservação e posterior descongelamento, de maneira similar a outros trabalhos encontrados na literatura, pode-se supor que pouca ou nenhuma alteração nos resultados possa ser atribuída a estes métodos, e, se isto ocorreu, atingiu toda amostra de maneira uniforme.

#### **4.3 - Medidas anatômicas**

Imediatamente antes da realização dos ensaios mecânicos, foram realizadas medições do comprimento e área de secção dos corpos de prova dos três grupos experimentais. O conhecimento destas variáveis é necessário para a obtenção de alguns dos resultados pretendidos. A área de secção é indispensável para o cálculo das propriedades materiais. O comprimento inicial ( $L_0$ ) é necessário para que se conheça o alongamento absoluto na ruptura, que é fornecido pelo programa e também para o cálculo do alongamento específico (percentual). Também é importante o conhecimento das dimensões das estruturas estudadas, para comparação aos dados de literatura, o que permite melhor caracterização da amostra utilizada.

Os valores da área de secção também foram utilizados em teste de associação à carga máxima, como será discutido mais adiante.

A largura foi medida apenas no ligamento da patela, também para conhecimento e comparação desta variável ao restante da literatura.

Em relação ao tendão do músculo semitendíneo, foi tomado o comprimento total da porção útil e também a medida da preparação final já triplicada, para que se conhecesse, inclusive, a viabilidade da utilização cirúrgica.

Em relação ao LCA, obteve-se para o comprimento valor médio de  $38 \pm 2,9$  mm que é semelhante à literatura. GIRGIS e col. (1975) também encontraram valor médio de 38 mm de comprimento (diâmetro) e largura de 11 mm enquanto WILSON e col. (1990) obtiveram 40 mm em média para o comprimento e 11 mm de largura. Na presente investigação, não foi realizada a medição da largura do LCA pois o interesse maior é o conhecimento da área de secção pelos motivos já expostos.

NOYES e col. (1984) encontraram comprimento médio de  $26,9 \pm 1,1$  mm e área de secção de  $44,4 \pm 4,0$  mm<sup>2</sup> em amostra de 6 doadores jovens. No presente trabalho, foi encontrada área de secção média de  $35,20 \pm 10,11$ . Esta diferença em relação ao trabalho de NOYES e col. (1984) talvez seja explicada pela amostra menor destes autores e também em razão dos doadores serem bastante jovens.

Para a largura do LP, obteve-se valor médio de  $29,4 \pm 2,7$  mm. Na literatura consultada, os valores descritos são semelhantes, como de REIDER e col. (1981) que obtiveram resultados entre 24 a 33 mm, MATAVA e col. (1995), 28,3 mm, e MÜLLER (1998) que encontrou média de  $31,26 \pm 2,46$  mm. O resultado médio para comprimento do LP foi de  $52,4 \pm 4,2$  mm. Na literatura, podem ser encontrados valores semelhantes, como REIDER e col. (1981) de 46 mm,

BLEVINS e col. (1981) com  $43,5 \pm 6,63$  mm, MATAVA e col. (1995) 45,6 mm, MÜLLER (1998)  $46,20 \pm 4,23$  mm. BECHTOLD e col. (1994) encontraram resultados semelhantes ao do presente estudo, porém, com desvio padrão bastante reduzido ( $54,6 \pm 0,7$  mm). WILSON e col. (1999) estudaram amostras em dois grupos de idade sendo o primeiro jovem ( $27,0 \pm 8,2$  anos) e obtiveram como comprimento do ligamento da patela valor médio de  $34,6 \pm 7,2$  mm enquanto no segundo grupo, mais velho, ( $48,7 \pm 3,0$  anos) o resultado foi de  $39,4 \pm 6,8$  mm. Os autores, em sua publicação, não valorizam esta diferença de comprimento do grupo jovem em relação ao grupo mais idoso que apresentou medidas pouco maiores. É difícil imaginar que esta variação de idade possa ter influenciado no alongamento do ligamento da patela e sim que esta diferença tenha sido simplesmente um achado sem significado especial. NOYES e col. (1984) obtiveram para a porção central  $48,7 \pm 3,8$  mm e para o terço medial  $48,8 \pm 2,8$  mm.

A área de secção do LP (10 mm centrais), aqui obtida, foi de  $38,11 \pm 4,65$  mm<sup>2</sup> medida no terço médio do corpo de prova já posicionado para realização do ensaio. MATAVA e col. (1995) encontraram 46,6 mm<sup>2</sup>, MÜLLER (1998)  $52,28 \pm 6,86$  mm<sup>2</sup>, enquanto MCKERNAN e col. (1999) obtiveram  $36,9 \pm 7,3$  mm<sup>2</sup> sendo este resultado bastante próximo ao do presente estudo. WILSON e col. (1999) que estudaram amostras de 2 grupos com idades diferentes encontraram, para o grupo mais velho, valores médios de 47,3 mm<sup>2</sup> e para grupo mais jovem, média de 40,6 mm<sup>2</sup>. NOYES e col. (1984) encontraram área de secção média para o LP (terço central) de  $50,5 \pm 2,8$  mm<sup>2</sup>, porém, deve ser lembrado que estes autores trabalharam com corpos de prova com largura de  $13,8 \pm 1,4$  mm enquanto a maioria dos trabalhos utilizaram largura de 10mm.

O tendão do músculo semitendíneo (ST) foi inicialmente medido, após a dissecação no sentido longitudinal, obtendo-se valor médio

de  $27,4 \pm 1,6$  cm (23-30). A seguir, o ST foi dobrado duas vezes, suturado e novamente medido, obtendo-se média de  $8,5 \pm 0,8$  cm (7-10). A respeito do comprimento dos tendões flexores mediais da coxa, a maioria dos autores descreve apenas o valor obtido do corpo de prova entre as garras. NOYES e col. (1984) apresentaram médias de  $36,6 \pm 3,1$  mm para o ST único, enquanto que WILSON e col. (1999) obtiveram valores para os tendões flexores dobrados (grácil e semitendíneo) que variaram de 31 a 38 mm.

Quanto aos valores do STT ( $8,5 \pm 0,8$  cm), pode-se considerar que o comprimento observado é compatível com a técnica cirúrgica, pois apenas 3 a 3,5 cm permaneceriam no interior da articulação, restando, portanto, dois cotos com comprimento suficiente para fixação na tíbia e fêmur. KLEIN e col. (1997) recomendaram o uso do ST, com comprimento mínimo de 24 cm, para a forma quadruplicada o que permitiria comprimento final do enxerto preparado de no mínimo 6 cm.

Para a área de secção do STT, obteve-se valor médio de  $26,0 \pm 6,5$  mm<sup>2</sup> (16-39). NOYES e col. (1984) encontraram média de  $14,0 \pm 0,5$  mm<sup>2</sup>, HAMNER e col. (1999) obtiveram  $10,8 \pm 2,2$  mm<sup>2</sup> e MCKERNAN e col. (1999)  $13,6 \pm 3,9$  mm<sup>2</sup> todos para o ST único. Dentre estes resultados, o de HAMNER e col. (1999) é o que mais se aproxima daquele obtido no presente trabalho ( $26,0$ mm<sup>2</sup>), visto que  $10,8$ mm<sup>2</sup> para o ST único quando triplicado, atingiria em torno de  $30$ mm<sup>2</sup>. WILSON e col. (1999) usaram os tendões flexores juntos (grácil e semitendíneo), obtendo um enxerto quádruplo com valor médio de  $56,3$  mm<sup>2</sup> para pacientes idosos e  $57,1$  mm<sup>2</sup> para pacientes jovens. Comparando os resultados do presente estudo ao destes autores, observam-se diferenças importantes, porém, deve-se lembrar que os autores usaram os tendões flexores quadruplicados enquanto nosso ensaio foi realizado com o tendão do semitendíneo triplicado. Mesmo assim, as diferenças entre as áreas de

secção continuariam a ser importantes o que pode sugerir que a qualidade das amostras, como a presença de patologias crônicas e debilitantes em nossos doadores, possa justificar esta diferença.

A análise estatística da área de secção para os três grupos, demonstrou que o LCA é semelhante ao LP (10mm) e ambos são diferentes do STT o que sugere que a quantidade de tecido do LP colocada na articulação é semelhante ao LCA original, enquanto para o STT este valor é menor.

#### **4.4 - Ensaio mecânicos**

O equipamento utilizado na realização desta investigação é composto pela Máquina Universal de acionamento eletromecânico com nível de precisão, aceito pela ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) de erro igual ou menor que 1%. As especificações, segundo o fabricante, seguem normas internacionais. Este tipo de equipamento foi desenvolvido para realização de testes em materiais isotrópicos, como metais, por exemplo, ou outros como plásticos que são, portanto, diferentes dos materiais biológicos, viscoelásticos. Estes são estruturas compostas por diferentes substâncias, incluindo fluidos, com múltiplas formas de arranjo da arquitetura. É possível que erros ocorram na obtenção e interpretação dos resultados obtidos, porém, em toda literatura, as máquinas usadas também possuem as mesmas limitações, não havendo por parte dos diversos autores questionamento dos resultados obtidos em decorrência do uso de tal equipamento. As limitações existem e são próprias do método e nos dias atuais, ainda são intransponíveis e os resultados, portanto, são os possíveis.

Acoplado à Máquina Universal de Ensaio, há um computador dotado de programa de informática denominado Mtest, desenvolvido pelo fabricante, operando no Sistema Windows 95 que permite ao pesquisador escolher variáveis e unidades.

No presente experimento, foram estudadas as seguintes propriedades mecânicas:

Carga máxima: maior carga suportada pelo corpo de prova tracionado até a ruptura;

Alongamento absoluto na carga máxima;

Alongamento relativo (%) em relação ao comprimento inicial;

Tensão: carga máxima/área de secção;

Módulo de elasticidade: tensão convencional/alongamento específico em um ponto qualquer da fase elástica do diagrama tensão-alongamento específico;

Energia na carga máxima: energia consumida até a ruptura;

Energia/área: energia consumida até a ruptura/área.

Além destes parâmetros, ao final de cada ensaio, também foi fornecido o diagrama carga-alongamento. A partir do diagrama, aplicando-se o método de Johnson (CHIAVERINI, 1986), obteve-se:

Limite de proporcionalidade: valor da carga no extremo da fase elástica (trecho reto do diagrama) ;

Alongamento absoluto e relativo no limite de proporcionalidade.

As unidades padronizadas estão de acordo com o Sistema Internacional de Unidades (SI) (CARTER, 1989), sendo a força (Newton), área ( $10^{-3} \text{ m}^2$ ), comprimento ( $10^{-3} \text{ m}$ ), energia (Newton/metro), módulo de elasticidade (Mega Pascal) e tensão (Mega Pascal). Em nosso meio, utiliza-se o quilograma-força, porém deve-se utilizar o Newton por ser padronizado a nível internacional e presente na literatura. Em relação às unidades de comprimento e área, observamos que em toda literatura é usado o milímetro (mm) enquanto nós usamos o metro com a grandeza  $10^{-3}$  que no final tem o mesmo significado, ou seja, o mesmo valor em módulo.

Este trabalho fez uso de todas as variáveis descritas anteriormente por ser importante a análise tanto do ponto de vista das propriedades estruturais como das propriedades materiais. O LCA funciona como estrutura anatômica única, porém, os 10mm da porção do LP e o STT são materiais e não mais uma estrutura anatômica original. As propriedades estruturais dizem respeito ao ligamento em questão que esteja sendo estudado enquanto as propriedades materiais se referem ao material que compõe a estrutura anatômica, sendo que para o cálculo destas propriedades é imprescindível o uso da área.

O quadro 3 apresenta variáveis mecânicas sob o ponto de vista estrutural e material descrito por MÜLLER (1998) segundo LEIVAS\* (1998)

---

\* LEIVAS, T.P. (Instituto de Ortopedia e Traumatologia. Faculdade de Medicina - Universidade de São Paulo) Comunicação pessoal, 1998.

**Quadro 3** - Propriedades mecânicas estudadas na estrutura e no material.

	ESTRUTURA		MATERIAL
Fase elástica	LIMITE DE PROPORCIONALIDADE ALONGAMENTO ABSOLUTO	Limite de utilização normal	TENSÃO NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE ALONGAMENTO ESPECÍFICO (%)
Fase plástica (ruptura)	LIMITE DE RESISTÊNCIA (CARGA MÁXIMA) ALONGAMENTO ABSOLUTO	Margem de segurança	TENSÃO NA CARGA MÁXIMA ALONGAMENTO Específico (%)
Rigidez	CONSTANTE DE PROPORCIONALIDADE (k)	Estabilidade	MÓDULO DE ELASTICIDADE (E)
Morfometria	COMPRIMENTO INICIAL ( $l_0$ )	Dimensões anatômicas	ÁREA DE SECÇÃO ( $S_0$ ) COMPRIMENTO INICIAL ( $l_0$ )
Diagrama	CARGA ALONGAMENTO		TENSÃO ALONGAMENTO

É imperativo, portanto, obter-se a área de secção para o cálculo das propriedades materiais. O estudo das propriedades estruturais se refere à estrutura anatômica (LCA ou o LP como um todo) e nesta situação o cálculo da área não é necessário (CABAUD e col., 1993; SMITH e col., 1993).

Alguns autores não analisaram as propriedades materiais, em função da dificuldade e possibilidade de erro inerentes ao cálculo da área de secção dos ligamentos. WOO e col. (1991) e SMITH e col. (1993) afirmaram que é melhor estudar apenas as propriedades estruturais em razão de possíveis variações na micro-estrutura e anatomia dos



ligamentos. SMITH (1993), entretanto, afirma que, entre os melhores parâmetros que podem ser analisados, está o módulo de elasticidade, grandeza que requer o conhecimento prévio da área de secção.

Em relação ao método de medição de área, o mais confiável seria o uso de micrômetro a laser (LEE e WOO, 1988; WOO e col., 1990 a; SMITH e col., 1993), porém, o laboratório utilizado não possui este equipamento. Foi optado, então, pelo método da amarria de fita cardíaca em torno do corpo de prova e tomada a medida do perímetro com paquímetro, seguindo sugestão de LEIVAS(1997)\*. Sem dúvida, este método não é tão sofisticado e, portanto, sujeito a erros. Para minimizar esta possibilidade, a medição foi realizada sempre pelo pesquisador e da mesma maneira. Se erros ocorreram, estão presentes de maneira uniforme em toda a amostra. A comparação da área de secção a outros resultados da literatura mostrou razoável semelhança.

Não foi possível encontrar na literatura publicações com a quantidade de variáveis aqui utilizada. MÜLLER (1998), em nosso meio, fez uso deste mesmo conjunto de variáveis, padronizadas nos trabalhos de biomecânica realizados no laboratório de Cirurgia Experimental da FMB (UNESP).

É importante ressaltar que muitos dos trabalhos publicados utilizaram a carga máxima como valor mais importante. Além deste valor, é importante calcular o limite de proporcionalidade (pouco usado na literatura), que normalmente aparece um pouco antes da carga máxima ou algumas vezes coincidente com este ponto. Sabe-se que, no limite de proporcionalidade, termina a fase elástica, ou seja, nesse momento, se o ensaio for interrompido, o material guarda as mesmas propriedades do início do teste. Após o ponto do limite de proporcionalidade, inicia-se a fase plástica, quando o material já foi irremediavelmente lesado. NOYES e col. (1984), KENNEDY e col. (1976)

---

\* LEIVAS, T.P. (Instituto de Ortopedia e Traumatologia. Faculdade de Medicina - Universidade de São Paulo) Comunicação pessoal, 1997.

e ROSSI e col.(1990) também corroboram esta afirmação. Em relação a outras variáveis, observa-se que algumas publicações se utilizam do módulo de elasticidade como MCKERNAN e col (1995), FLAHIFF e col. (1995) e WILSON e col. (1999) enquanto outros preferem o uso do coeficiente de rigidez (constante k) como NOYES e col. (1984) e HERNANDES (1994), calculado a partir do diagrama carga-alongamento, sem necessidade do conhecimento da área.

#### **4.5 - Garras**

A fixação dos corpos de prova que possuem osso nas extremidades (LCA e LP) não sofreu colapso ou escorregamento em nenhum ensaio. Há, portanto, concordância com as publicações que afirmam que este tipo de fixação é mais confiável quando comparado àquelas desprovidas de fragmentos ósseos conforme publicações de NOYES e col. (1984 a), ROGERS e col. (1990) e SMITH e col. (1993).

A fixação do fêmur e tíbia com vários parafusos que fixavam apenas a cortical demonstrou ser bastante sólida, não tendo corrido nenhum deslizamento ou fratura dos corpos de prova em todo experimento.

Em relação à garra da patela, além das ranhuras nas placas de compressão, optou-se pela transfixação do corpo de prova com fio de Steimann de 5 mm, que se mostrou útil no bloqueio de eventual escorregamento.

Alguns autores (NOYES e col., 1984; MCKERNAN e col.,1995; HAMNER e col., 1999; WILSON e col., 1999) usaram cimento ortopédico para fixação do tecido ósseo no interior de cilindros de metal, também, com bom resultado.

Pode-se supor que o método aqui utilizado para fixação do fêmur, tíbia e patela seja mais recomendável em nosso meio, pois,

além de garantir fixação adequada, dispensa o uso do cimento ósseo, diminuindo os custos, além de permitir a reutilização da mesma garra.

Em relação ao corpo de prova do STT, que não tem tecido ósseo nas extremidades, foram utilizadas garras com desenho que não permitia o encaixe total das ranhuras entre as placas. Além disso, estas ranhuras foram produzidas com forma sinusoidal lisa, sem ângulos retos que impediram lesão ao corpo de prova quando comprimidas. Observou-se que este tipo de fixação é adequado e permitiu a realização dos ensaios com segurança. O uso de gelo seco nas porções que ficam em contato com a garra tem sido sugerida para que se obtenha maior aderência, evitando escorregamento do corpo de prova como preconizado por MCKERNAN e col. (1995) e WILSON e col. (1999).

Em relação ao posicionamento do corpo de prova na máquina de ensaios mecânicos, optou-se pela extensão, visto que esta máquina é dotada de junta universal na porção proximal que distribui a tensão em todo o corpo de prova. Além disso, é em extensão, a maneira mais prática de fixar estas estruturas e evitar possíveis erros de posicionamento. Vários autores concordam que a posição em extensão ou próxima dela, é a que mais solicita as estruturas ligamentares do joelho, entre eles KENNEDY e col. (1974), BUTLER e col. (1980), GROOD e col.(1981) e GROOD e col. (1988), HUGHSTON (1993).

#### **4.6 - Velocidade**

A velocidade ideal para a realização de ensaios mecânicos em materiais viscoelásticos é ainda motivo de controvérsia. SMITH e col (1993) definiram três grupos de velocidade sendo a lenta de 0,003 mm/s (0,18 mm/min.), média de 0,3 mm/s (18 mm/min) e rápida de 113 mm/s (6780 mm/min.)

A escolha, neste trabalho, foi de 30 mm/min (0,5 mm/s) que estaria enquadrada dentro do grupo de média velocidade. Em nosso

meio, PEREIRA (1991) e HERNANDEZ (1994) utilizaram 20 mm/min (0,33 mm/s) também dentro do grupo de velocidade média.

KENNEDY e col. (1976), estudando estruturas ligamentares do joelho de cadáveres humanos, utilizaram velocidades de 125 mm/min., e 500 mm/min e concluíram que a carga máxima e a energia na carga máxima foram maiores nos ensaios com velocidade superior. BUTLER e col.(1980) estudaram quatro velocidades (60, 120, 1200 e 2400 mm/min.) e não encontraram, entretanto, diferenças significativas, nas variáveis estudadas.

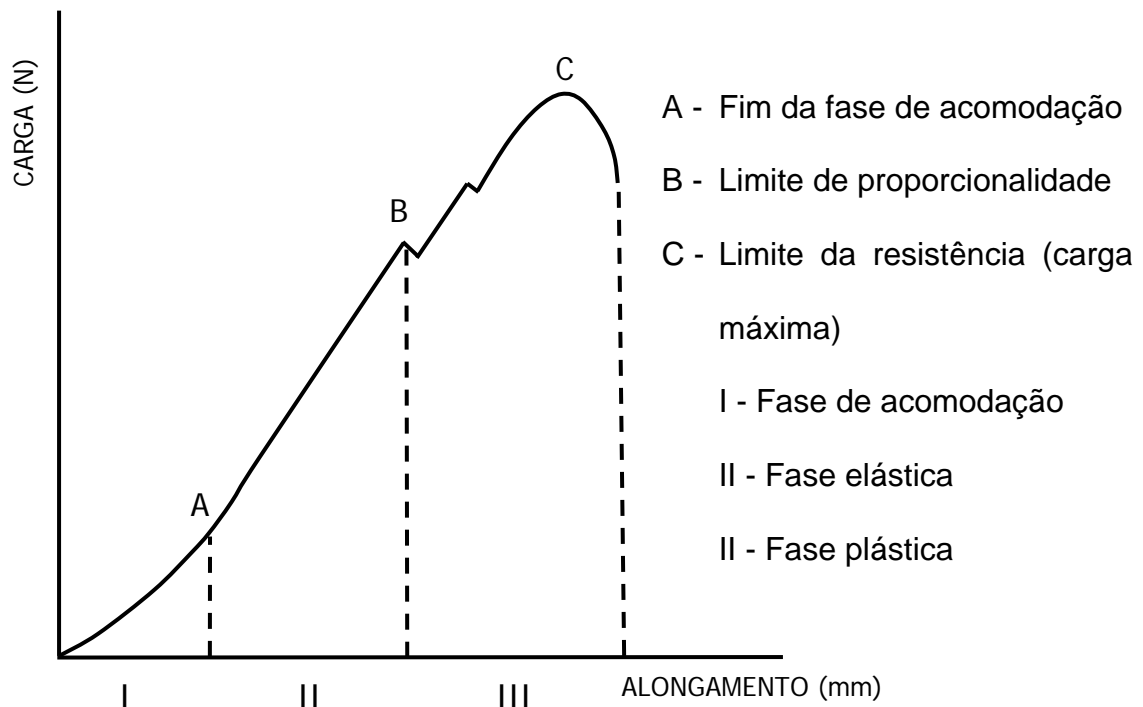
Outros autores como NOYES e col. (1984), WILSON e col. (1999) e HAMNER e col. (1999) preferiram utilizar o comprimento inicial do material (100%/s) uniformizando, desta maneira, a velocidade para cada corpo de prova. MCKERNAN e col. (1995), padronizaram a velocidade de 25%/s do comprimento do corpo de prova. Estas velocidades padronizadas em relação ao percentual do comprimento do corpo de prova por segundos estão enquadradas no limite de velocidade média de acordo com SMITH e col (1993). Na presente investigação, cuja velocidade foi de 30 mm/min., o comprimento médio do LCA foi de  $38,0 \pm 2,9$  mm, LP  $52,4 \pm 4,2$  mm e do STT  $31,8 \pm 1,1$ . Observa-se destas comparações que a velocidade destes outros autores difere da utilizada neste trabalho, porém, a maioria delas são coincidentes na faixa considerada de velocidade média.

Outro fator a ser lembrado é o de que a máquina utilizada em nosso laboratório (tipo eletromecânica) somente realiza ensaios de baixa e média velocidades sendo que as que realizam ensaios de alta velocidade são de acionamento hidráulico ou pneumático. Do ponto de vista de segurança para o ensaio, a velocidade média é a mais adequada, sendo este um dos motivos pelo qual seja das mais utilizadas na literatura. Outra questão seria em qual velocidade ocorreriam as lesões ligamentares na articulação do joelho, principalmente na prática esportiva. Esta pergunta é de difícil resposta e, conseqüentemente, padronizar uma

velocidade padrão para realização de ensaios que corresponda às solicitações *in vivo*, é impossível.

#### 4.7 - Diagrama carga-alongamento

A interpretação do diagrama é considerada importante na análise dos ensaios, além das variáveis numéricas. NASH (1972) ofereceu explicação sobre o significado dos diversos pontos do diagrama carga-alongamento, porém, a exemplo de outros autores, refere-se exclusivamente à interpretação da curva em materiais isotrópicos. Neste tipo de material, a distribuição dos esforços internos do corpo de prova é uniforme ao longo de pontos da secção transversal embora, na realidade, rigorosamente isto não exista devido às diferentes orientações dos cristais que compõem o material metálico. Em relação a estes materiais, são classificados como dúcteis aqueles que apresentam grandes deformações antes de se romperem (por exemplo o aço e alumínio) e frágeis aqueles que se deformam relativamente pouco antes da ruptura (por exemplo ferro fundido e concreto). A respeito dos materiais biológicos, não existe uniformidade na área de secção ao longo de todo corpo de prova e nem ao longo do ensaio e, portanto, haveria comportamento mecânico diferente quando comparado aos materiais isotrópicos. Entretanto, alguns autores como CARLSTEDT e NORDIN (1989) afirmaram que é possível se utilizar do mesmo tipo de ensaios, adaptados à material anisotrópico. Os autores concluíram que estudos mecânicos realizados com materiais biológicos como tendões e ligamentos seguem, na maioria das vezes, padrão razoavelmente definido de fases variando a forma de acordo com o comportamento em relação à resistência e alongamento, ilustrado na figura 56.



**Figura 56** – Diagrama carga-alongamento

Na primeira fase, chamada de acomodação, ocorre baixo nível de carga, e as fibras são progressivamente solicitadas até atingir um nível de tensão mais uniforme. A seguir encontramos trecho praticamente linear chamado de fase elástica que suporta níveis de carga proporcionais ao alongamento. No ponto B, chamado de limite de proporcionalidade, termina a fase elástica, ou seja, até este momento do ensaio não há deformações residuais ou permanentes no corpo se o carregamento for interrompido. A partir deste ponto, inicia-se a fase plástica ocorrendo algum tipo de ruptura no material e, portanto, deformação permanece, até o ponto C que significa a carga máxima suportada pelo material quando há a ruptura completa e conseqüente impossibilidade de suportar carga. Na fase plástica, se interrompermos o experimento, sempre haverá alongamento e deformações permanentes do corpo de prova.

É necessário ressaltar a importância do limite de proporcionalidade, visto que, em experimentos com material biológico, na

maioria das vezes, a carga máxima está localizada após este ponto, ou seja, ocorre na fase plástica, quando inexoravelmente alguma deformação já se instalou no corpo de prova. O limite de proporcionalidade define, portanto, a zona de utilização segura do corpo de prova.

## **4.8 - Propriedades mecânicas**

### **4.8.1 - Propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior**

Vários autores têm pesquisado os valores da carga máxima do LCA de cadáveres humanos em testes mecânicos de tração. O valor encontrado neste trabalho foi de  $875 \pm 166$  N para amostra de 19 doadores com idade que variou de 18 a 55 e média de 40 anos ( $\pm 11$ ).

NOYES e col. (1984) encontraram valor de carga máxima de  $1725 \pm 269$  N com amostra de apenas seis doadores jovens ( $26 \pm 6$  anos de idade). Da amostra total de 18 doadores, a causa mortis da maioria (13) foi traumática enquanto apenas dois por doença sistêmica (broncopneumonia), dois por causa desconhecida e, outros dois, por infarto agudo do miocárdio. Mesmo se for considerado o fato de que parte dos pacientes eram jovens e saudáveis, o valor médio da carga máxima encontrado por NOYES e col. (1984) é significativamente maior em relação ao aqui encontrado e por outros autores como veremos adiante. Em relação à área de secção, os autores encontraram valor médio  $44,4 \pm 4,0$  mm enquanto no presente estudo foi de  $34 \pm 8,64$  mm e o resultado da carga pela área resultou em valor médio da tensão de  $26 \pm 4,06$  MPa enquanto NOYES e col. (1984) obtiveram valores médio de tensão de  $37,8 \pm$  MPa.

Analisando estes números, vemos que os ligamentos do trabalho de NOYES e col. (1984) tinham área de secção de cerca de 22%

maior em relação ao aqui apresentado e que a tensão também se mostrava maior aproximadamente em 30%. Ao estabelecer comparação dos resultados de carga máxima, em que a presente amostra teve apenas 50% do valor da amostra de NOYES e col. (1984) e da tensão, percebe-se que esta sobe cerca de 70% o que se explicaria pelo valor maior da área de secção encontrado pelo autores.

Observa-se, então, que em relação à carga máxima, os resultados são muito diferentes em relação a aquele encontrado por NOYES e col. (1984) e que em relação aos valores de tensão, houve diminuição importante desta diferença; entretanto, os valores obtidos desta variável continuam significativamente maiores na amostra de NOYES e col. (1984). Estas diferenças poderiam ser creditadas à idade dos doadores, maior em nossa amostra, e o tipo de causa mortis por doenças crônicas e debilitantes. Outra especulação possível seria pela diferença racial que, eventualmente poderia existir entre os dois grupos, porém, nenhuma afirmativa a esse respeito pode ser estabelecida visto que as características das amostras são totalmente diferentes, não havendo dados na literatura relacionando diferenças raciais e propriedades mecânicas.

HERNANDES (1994), em trabalho biomecânico com 50 joelhos humanos de doadores com média de  $43,68 \pm 13,60$  anos de idade, encontrou valor de carga máxima média de 955 N. Esta amostra era formada por pacientes com causa mortis aguda e crônica e é bastante semelhante ao presente trabalho. Comparando *causa mortis* e idade, percebe-se que existe valor bastante aproximado àquele encontrado em nosso trabalho ( $875 \pm 166$  N). O autor não estudou área de secção e, conseqüentemente, a tensão, e fez uso apenas da carga máxima e coeficiente de rigidez como variáveis mecânicas.

STEINER e col. (1994) compararam enxertos dos tendões flexores e ligamento da patela com o ligamento cruzado anterior de joelhos de cadáveres com média de 69,5 anos de idade (48 a 79 anos).



Realizaram o teste mecânico com o joelho em 20° de flexão à velocidade de 60mm/min obtendo valor de carga máxima para o LCA intacto de  $800 \pm 469$  N, bastante semelhante ao aqui obtido, porém, com desvio padrão alto. Encontraram ainda, para o alongamento absoluto na carga máxima, valor médio de  $12 \pm 5$  mm enquanto aqui se obteve valor médio de  $8,16 \pm 1,54$  mm. Em relação ao desvio padrão alto encontrado pelos autores, pode-se supor que seja função da grande variação de idade em faixa etária de pacientes idosos, enquanto a amostra aqui estudada foi de pacientes mais jovens. Quanto às diferenças em relação ao alongamento absoluto entre os dois trabalhos, não é possível fazer qualquer comparação visto que o melhor parâmetro seria o alongamento relativo.

ROWDEN e col. (1997) também testaram o ligamento da patela e tendões flexores com diferentes métodos de fixação comparados com resultados de testes realizados previamente com o LCA intacto. A amostra foi de pacientes mais jovens ( $\leq 42$  anos) sendo que os ensaios foram realizados após a coleta do material, não havendo necessidade de congelamento. Os testes foram realizados com a articulação em 60° de flexão e foi exercida força anterior na tíbia, que se encontrava em posição vertical, simulando movimento semelhante à gaveta anterior à velocidade de 500 mm/min. Previamente, os autores obtiveram a área de seção no ponto médio do LCA tendo sido realizadas três medidas (que não foram detalhadas pelos autores) e utilizada a média de  $56,5 \pm 6,0$  mm. O valor de carga máxima foi em média de  $2195 \pm 427$  N, coeficiente de rigidez de  $306 \pm 80$  N/mm e alongamento absoluto de  $9,6 \pm 2,7$  mm. Os valores de carga máxima obtida neste trabalho para o LCA são os mais altos que podem ser encontrados na literatura o que poderia ser justificado pela amostra jovem de doadores, pela alta velocidade utilizada no ensaio, que reconhecidamente pode aumentar o valor da carga máxima. Outro fator importante que poderia influenciar na obtenção de carga máxima tão

elevadas para o LCA, seria o fato de o ligamento ter área de secção maior com conseqüente maior resistência à tração.

BONNEL & MICALEFF (1998) realizaram estudo biomecânico comparativo dos ligamentos do joelho de cadáveres humanos a ligamento artificial. A amostra foi de pacientes acima de 50 anos submetidos à amputação por doença arterial crônica. Variaram a posição do joelho de extensão total a 20° de flexão e também rotação interna e externa. Utilizaram duas velocidades: lenta (600 mm/min.) e outra rápida (12000 mm/min.). Observa-se que estas velocidades são muito maiores que a aqui utilizada (30 mm/min.) e por outros autores. Os maiores valores de carga máxima foram encontrados na posição de extensão total (755 N) e em flexão com rotação interna da tibia (814 N), enquanto o menor valor foi obtido na posição de rotação externa (520 N), sugerindo a menor resistência do LCA, quando o trauma ocorre com a tibia em rotação externa. O valor do alongamento relativo na carga máxima foi de 29% e no limite de proporcionalidade 21%; os valores aqui apresentados foram 21% e 20% respectivamente. Os valores de carga máxima obtidos pelos autores são semelhantes aos aqui apresentados, em que os joelhos foram posicionados em extensão. Este fato é surpreendente haja visto que a velocidade usada foi alta e, nesse caso, poderiam ser esperados valores maiores como já discutido anteriormente. Acreditamos que a característica dos doadores, portadores de doenças arteriais crônicas, possa ter influenciado a capacidade mecânica dos ligamentos e, conseqüentemente, os valores obtidos para carga máxima.

KENNEDY e col. (1976), em estudo mecânico de ligamentos de joelhos humanos, trabalharam com amostra de 10 pacientes e duas velocidades, 125 e 500 mm/min, significativamente maiores que a utilizada na presente investigação e por outros autores. Pesquisaram a carga máxima e o limite de proporcionalidade (ponto em que termina a fase elástica e inicia a fase plástica) do LCA intacto, e observaram que entre este ponto e aquele da carga máxima não havia

ruptura visível macroscopicamente do ligamento, porém, encontraram lesões microscópicas sugerindo que estas alterações podem ser a causa de instabilidades clínicas naqueles pacientes nos quais se encontra, no ato cirúrgico, a presença do LCA aparentemente intacto. Este achado indicou a necessidade da determinação do ponto denominado limite de proporcionalidade, pois, a partir daí, alguma lesão sempre estará presente no ligamento. Na velocidade de 125 mm/min., o autor encontrou o valor de  $473 \pm 27,4$  N e na velocidade de 500 mm/min.,  $626 \pm 22,54$  N para a carga máxima, e  $394 \pm 27,4$  N e  $562 \pm 28,4$  N para o limite de proporcionalidade respectivamente. Comparando estes valores, da carga máxima e do limite de proporcionalidade, aos presentes resultados, observa-se valores maiores que os obtidos por KENNEDY. Deveriam ser esperados resultados maiores por este autor, em função da utilização da velocidade superior. Talvez o aumento de velocidade necessário para o aumento da resistência, tenha que ser ainda maior. Não existem, neste trabalho, informações a respeito da idade ou outras características dos doadores que pudessem explicar tais diferenças.

ROSSI e col. (1990) utilizaram 20 joelhos de 10 cadáveres frescos, falecidos de doença não consumptiva, com média de idade de  $50,8 \pm 16,8$  anos. Testaram o LCA intacto, o terço central do LP e correlacionaram propriedades mecânicas às dimensões do joelho por meio de dados clínico-radiológicos. Encontraram para o LCA valores de carga máxima e limite de proporcionalidade semelhantes aos deste trabalho ( $883 \pm 200$  N x  $875 \pm 166$  N e  $844 \pm 207$  N x  $839 \pm 165$  N respectivamente). Observa-se, na comparação entre os dois resultados, que as diferenças percentuais entre os valores de carga máxima e limite de proporcionalidade são praticamente as mesmas (cerca de 5%) o que significa que o LCA possui zona de segurança (fase elástica) muito próxima da carga máxima. Além da carga máxima e limite de proporcionalidade, os autores pesquisaram também o módulo de elasticidade e energia que foram publicados com grandezas diferentes

deste trabalho, porém, ao se correlacionar com os valores do LP, mostram características semelhantes e proporcionais aos desta pesquisa.

Comparando os dados da literatura, constata-se vimos que os atributos módulo de elasticidade e energia são pouco usados pelos diversos autores. É importante ressaltar que o conhecimento do módulo de elasticidade, que é propriedade material, é desejável por ser indicativo da rigidez e, portanto, da estabilidade. A investigação da energia, absoluta ou por área, pode mostrar, como afirmou VIIDIK (1980), a capacidade de resistência a impactos. Considera-se que a análise destes parâmetros pode auxiliar, portanto, a melhor caracterização do comportamento mecânico dos tecidos biológicos, muito restrito à carga máxima e ao limite de proporcionalidade.

Em resumo, os valores de carga máxima, tensão e limite de proporcionalidade aqui apresentados, são semelhantes aos encontrados na maior parte da literatura. Aqueles valores significativamente maiores encontrados por NOYES e col.(1984) poderiam ser justificados pelas características da amostra composta por pacientes jovens com *causa mortis* violenta e portanto ausência de patologias debilitantes e consumptivas.

#### 4.8.2 - Propriedades mecânicas do ligamento da patela

NOYES e col. (1984) estudaram as propriedades mecânicas de vários possíveis substitutos do LCA, dentre eles o LP que, na amostra de sete doadores com 13mm centrais, apresentou valor médio de  $2.900 \pm 260$  N para a carga máxima, área de secção de  $44,4 \pm 4,0\text{mm}^2$  e tensão de  $58,3 \pm 6,1$  MPa. Os resultados da presente investigação foram  $2369 \pm 560$  N,  $37 \pm 4,34$  mm<sup>2</sup> e  $66 \pm 14,78$  MPa respectivamente, porém, testou-se apenas 10 mm do terço central do LP. Observe-se que os números são semelhantes, mas convém ressaltar que a diferença encontrada na tensão é discretamente superior na presente

investigação apesar de a carga máxima ter sido menor. O valor da carga máxima discretamente superior encontrado por NOYES e col. (1984) poderia ser explicado pelo fato de estes autores terem usado 13 mm da porção central o que, provavelmente explica o aumento da carga máxima do corpo de prova, além da maior área de secção em relação ao presente trabalho. Com relação à tensão, maior na presente investigação, é interessante notar que, embora NOYES e col. (1984) tenham obtido carga máxima superior, este aumento não foi suficiente para incremento, proporcional, da tensão em função das diferenças das áreas de secção.

COOPER e col. (1993) pesquisaram o terço central do LP à velocidade de 3000 mm/min., variando a largura do enxerto em 7,10 e 15 mm. Analisaram também o efeito da rotação do enxerto em 90° e 180°. No grupo com 10mm e sem a presença da rotação do enxerto (semelhante ao presente trabalho), os resultados da carga máxima ( $2664 \pm 395$  N), tensão ( $77,6 \pm 17,6$  MPa), alongamento relativo ( $15,8 \pm 4\%$ ) e energia na carga máxima ( $14,4 \pm 3,7$  Nm) são semelhantes aos aqui apresentados. A carga máxima encontrada para o grupo de 15 mm do ligamento da patela foi bastante elevada ( $4389 \pm 708$  N) e, com 7 mm ( $2238 \pm 136$  N), houve pouca diferença em relação ao grupo com 10 mm. O procedimento de rotação do enxerto em 90° graus produziu considerável aumento da carga máxima, enquanto no grupo com rotação de 180°, não houve diferença significativa em relação ao de 90°. Os autores concluíram que, na técnica cirúrgica, é recomendável que se utilize o enxerto de 10 mm para que se diminuam as prováveis complicações do aparelho extensor. Comparando-se os resultados de COOPER e col. (1993) aos do presente trabalho, observa-se que não houve diferenças importantes, apesar da alta velocidade usada (3000 mm/min.x 30 mm/min.) que poderia ter produzido diferenças maiores. Os resultados de COOPER e col. (1993) estão de acordo com os aqui apresentados e são semelhantes ao restante da literatura. Com relação ao estudo da rotação do enxerto nas propriedades mecânicas, o melhor

resultado obtido pode se explicado pela distribuição mais uniforme da carga nas fibras do corpo de prova.

FLAHIFF e col. (1995), em estudo mecânico do LP (13 mm), estudaram o possível efeito da idade dos doadores, que variou de 18 a 55, média de  $39,6 \pm 12$  anos (semelhantes aos valores do presente trabalho) aplicando velocidade de 10% do comprimento do corpo de prova por segundo ( $\pm 180$  mm/min). Encontraram valores para carga máxima de  $3424 \pm 668$  N, tensão na carga máxima de  $78,4 \pm 18,5$  Mpa, módulo de elasticidade de  $340 \pm 97$  MPa e alongamento relativo de  $31,4 \pm 5,9\%$ , enquanto no presente estudo encontraram-se, respectivamente  $2369 \pm 560$  N (carga máxima),  $66, \pm 14,78$  MPa (tensão),  $426 \pm 77$  MPa (módulo de elasticidade) e  $19 \pm 4,92\%$  (alongamento relativo). A comparação destes dados mostra valor de carga máxima significativamente superior, eventualmente justificado pela maior dimensão dos corpos de prova (13 mm). A diferença em relação à tensão é menos significativa, e como se trata de propriedade material, que considera a área do corpo de prova, confirma o comportamento razoavelmente uniforme do LP observado em toda literatura. Em relação ao módulo de elasticidade, estes autores encontraram valor médio menor, ou seja, corpos de prova mais elásticos ou menos rígidos, que ao observado no presente estudo, fato que não poderia ser explicado pela idade dos doadores, semelhante nos dois trabalhos. Poderiam estar presentes diferenças no perfil das amostras, como causa mortis ou outras características individuais, imponderáveis. Os autores concluíram que não houve interferência da idade. Esta mesma conclusão foi obtida no presente estudo e será apresentada mais adiante.

JOHNSON e col. (1994) estudaram as propriedades mecânicas do ligamento da patela em dois grupos de idade, 29-50 anos e 64-93 anos, tendo sido utilizada a porção central com largura de 5mm e área de secção correspondente à  $15 \text{ mm}^2$ . Para o grupo de doadores

mais jovens, o resultado da tensão foi de  $64,7 \pm 15$  MPa, módulo de elasticidade de  $660 \pm 266$  MPa e alongamento específico de  $14 \pm 6\%$ . Para o grupo mais idoso, os valores encontrados para tensão foi de  $53,6 \pm 10$  MPa, módulo de elasticidade  $504 \pm 222$  MPa e alongamento relativo  $15 \pm 5\% \times 19 \pm 9,2\%$ . Os valores do módulo de elasticidade de JOHNSON e col. (1994) são maiores que os aqui apresentados o que poderia ser explicado pela menor área de secção ( $15 \text{ mm}^2 \times 37 \text{ mm}^2$ ). Os autores concluíram que, com área de secção maior, as fibras do material biológico teriam comportamento menos homogêneo o que resultaria em tensão e módulo com valores menores. Os resultados de tensão e alongamento específico com corpo de prova de 10mm no presente estudo foram maiores em relação aos obtidos por JOHNSON e col. (1994), provavelmente pelo mesmo o motivo.

MCKERNAN e col. (1995) trabalharam com dez doadores com idade média de  $33,8 \pm 6,8$  anos e usaram 10 mm do terço central do ligamento da patela. Submeteram o corpo de prova à pré-carga de 2,0 N, com 10 ciclos e produziram até 2,0 mm de alongamento, quando então foi realizado o ensaio mecânico à velocidade de 25% do comprimento do corpo de prova/seg. Encontraram valores de carga máxima de  $2646 \pm 654$  N, alongamento relativo de  $21,3 \pm 3,3\%$ , coeficiente de rigidez de  $177 \pm 46$  N/mm e tensão na carga máxima de  $79 \pm 28$  MPa, valores semelhantes aos aqui apresentados. Aparentemente, o pré-tensionamento adotado pelos autores não produziu alterações nos valores obtidos. A idade menor nos doadores de MCKERNAN e col. (1995), também não modificou os resultados quando comparada à amostra de idade superior aqui utilizada. Além da idade, os doadores eram indivíduos sadios ao contrário da maioria da presente amostra, o que, também, não causou repercussões em relação aos resultados obtidos.

WILSON e col. (1999) realizaram trabalho em que compararam 10mm do terço central do ligamento da patela aos tendões flexores (semitendíneo e grácil duplicados-enxerto quádruplo) com doadores com média de idade de 40 anos (17 a 53). Dividiram a amostra em dois grupos, sendo o primeiro mais jovem com média de  $27 \pm 8,2$  anos e o segundo mais velho com média de  $48,7 \pm 3,0$  anos de idade. A velocidade usada foi 100% do valor do comprimento do corpo de prova por segundo o que equivaleria à cerca de 1800 mm/min., velocidade bastante superior em relação ao presente estudo (30 mm/min). WILSON e col. (1999), utilizaram peças anatômicas obtidas da Fundação de Transplante Musculoesquelético dos EUA, que realiza controle rígido do perfil dos doadores, pois este material é processado para utilização cirúrgica na reconstrução ligamentar. A média de idade dos dois grupos foi de  $40 \pm 12,2$  anos, valores semelhantes ao presente trabalho. Não houve diferença estatística entre os dois grupos de idade em relação a todos os atributos estudados, tendo sido obtidos valores para a carga máxima de  $1784 \pm 580$  N, módulo de elasticidade de  $225,2 \pm 129,4$  MPa e alongamento relativo na carga máxima de  $25 \pm 13\%$ . Observa-se que os valores de carga máxima e módulo de elasticidade são menores que os aqui obtidos o que não deveria ser esperado, pois, além de os doadores do trabalho de WILSON e col. (1999) serem sadios ao contrário do presente estudo, a velocidade utilizada pelo autor é bastante superior o que também poderia gerar resultados maiores.

Com relação à variável limite de proporcionalidade do LP, é importante ressaltar que o valor mostrado no presente trabalho foi significativamente menor que o valor da carga máxima (1839 e 2369 N respectivamente). O conhecimento desta variável é importante, pois é indicativo da zona de utilização segura do material, porque após este ponto alguma lesão permanente do corpo de prova já está presente. Na literatura, a carga máxima é freqüentemente utilizada em detrimento do conhecimento do limite de proporcionalidade. Em nosso meio, ROSSI e



col. (1990) em estudo em amostra com média de idade de  $50,8 \pm 16,8$  anos, foram dos raros autores que usaram esta variável tendo encontrado valor de  $1807,12 \pm 949,47$  N e carga máxima de  $1958,28 \pm 948,34$  N. Se compararmos, observa-se que em relação à carga máxima os valores deste trabalho são superiores ao de ROSSI e col. (1990), porém, os valores do limite de proporcionalidade são praticamente os mesmos.

Resumidamente, observamos que os valores obtidos para o LP no presente trabalho, não apresentam grandes diferenças em relação aos dados da literatura. A idade e a presença de patologias crônicas e consumptivas podem ter influenciado na obtenção de valores diferentes para as inúmeras publicações, porém, pode-se supor que o LP tem comportamento mecânico mais homogêneo em relação às outras estruturas testadas tanto em relação ao perfil estrutural quanto material.

**4.8.3 - Propriedades mecânicas do tendão do músculo semitendíneo triplicado.**

Com a popularização do uso dos tendões flexores, observou-se aumento do número de investigações que analisaram o comportamento mecânico deste tipo de enxerto. Diferentemente do enxerto de ligamento da patela que é utilizado e testado quase sempre da mesma maneira (10 mm centrais), a utilização dos flexores mediais permite arranjos variados, simples, duplo, triplo, quádruplo em associação ou não ao tendão do músculo grácil.

A quantidade de conhecimento acumulado sobre o comportamento do ligamento da patela é também maior porque ocorre há mais tempo, desde o trabalho inicial de NOYES e col. (1984), embora se observe ultimamente crescimento das investigações que analisaram o perfil mecânico do tendão do músculo semitendíneo.

Inicialmente é preciso discutir os motivos que levaram à opção pelo arranjo triplicado do tendão do músculo semitendíneo. Não foi

encontrado nenhuma investigação que tivesse analisado este arranjo, do ponto de vista mecânico, embora a utilização tenha sido recomendada por KLEIN e col. (1997). Com o arranjo triplicado, seria possível poupar o tendão do músculo grácil e, ao mesmo tempo, obter um enxerto suficiente para a reconstrução do LCA, principalmente do ponto de vista do comprimento mínimo, mais fácil de se obter se comparado ao enxerto quádruplo. Um dos interesses do presente trabalho foi, portanto, conhecer o comportamento específico desta preparação, comparada ao LCA e aos 10 mm centrais do ligamento da patela, partindo-se da expectativa inicial que a análise mecânica poderia justificar a utilização.

Obteve-se aqui,  $988 \pm 203$  N de carga máxima,  $38 \pm 8,1$  MPa de tensão,  $163 \pm 48$  MPa para o Módulo de Elasticidade e  $902 \pm 221$  N de limite de proporcionalidade, além do valor de energia, absoluta e por área e dos alongamentos, absoluto e específico, na carga máxima e limite de proporcionalidade, já apresentados.

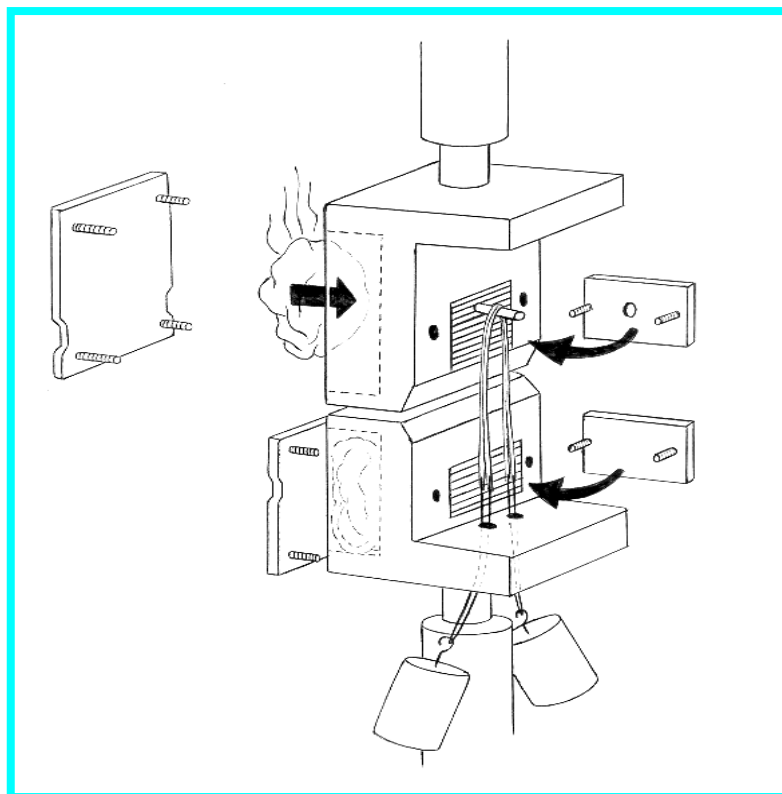
Com relação à carga máxima, o valor aqui apresentado é significativamente menor que o obtido por NOYES e col. (1984), que foi de  $1216 \pm 50$  N, ressaltando-se que estes autores realizaram ensaios com o tendão do músculo semitendíneo simples. Observa-se o mesmo, nos dados encontrados por MCKERNAN e col. (1995), que encontraram  $1483 \pm 332$  N, também para o tendão do músculo semitendíneo simples, com alongamento relativo de  $17,0 \pm 1,2\%$ . HAMNER e col. (1999), analisaram o tendão do músculo semitendíneo simples e duplicado e tiveram como resultado,  $1060 \pm 227$  N para o tendão único e  $2640 \pm 320$  N (média de idade de 53 anos) e  $2330 \pm 452$  N (média de idade de 80 anos), para o tendão duplicado.

Constata-se, portanto, que todos estes valores obtidos pelos autores citados, tanto no estudo do tendão simples e mais ainda no arranjo duplicado, são maiores que ao encontrado na presente investigação, com arranjo triplicado. As características da amostra e dos

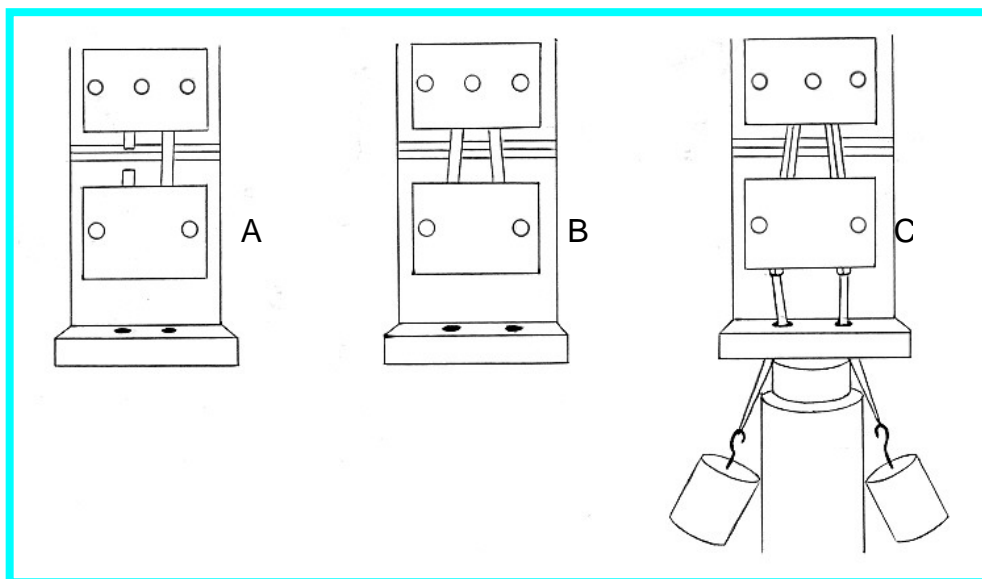
métodos utilizados não foram diferentes a ponto de explicar a disparidade de resultados. Observa-se, inclusive, que os valores de carga máxima para o tendão simples obtidos por NOYES e col. (1984), MCKERMAN e col. (1995) e HAMNER e col. (1999), respectivamente  $1216 \pm 50$  N,  $1483 \pm 322$  N e  $1060 \pm 227$  N, são semelhantes e representam aproximadamente 50% do valor do arranjo duplo encontrado por HAMNER e col. (1999) que foi de  $2330 \pm 452$  N (grupo mais idoso) e  $2640 \pm 320$  N (grupo mais jovem). O esperado, portanto, seria para o arranjo triplicado, a obtenção de valor médio para carga máxima, que acompanhasse a mesma razão, ou seja, valor acima de 3000 N ou mais. Portanto, é necessário discutir, o motivo que explicaria o desempenho reconhecidamente abaixo da expectativa inicial. Parte destes motivos pode estar localizado na questão do pré-condicionamento. HAMNER e col. (1999) adotaram procedimento deste tipo que pode melhorar o desempenho mecânico à tração. Mas, mesmo este fator, isolado, seria insuficiente para explicar diferenças tão significativas, em relação aos outros dados da literatura. O motivo, talvez esteja na própria realização do ensaio mecânico.

Observando-se os resultados relativos ao padrão e local de ruptura, nota-se que em 100% dos ensaios a ruptura ocorreu na porção média do corpo de prova, com padrão tipo “esgarçamento”, porém, nunca ocorreu de maneira uniforme, nas três porções que compunham o corpo de prova. Esta constatação sugere que, apesar dos cuidados no dobramento tendão e nas suturas efetivadas para obtenção do arranjo triplicado, que seguiram o proposto por KLEIN e col. (1997), além do treinamento do investigador no estudo piloto previamente realizado, a distribuição de tensão durante o carregamento, não foi uniforme, o que parece demonstrado pela constatação do padrão de ruptura observado. Em outras palavras, uma das bandas do corpo de prova recebeu carregamento maior que as outras duas. É difícil afirmar em que medida isto aconteceu e em que fases do diagrama carga-alongamento. A análise

dos diagramas não permitiu que se inferissem informações suficientes que corroborassem esta afirmação. Mesmo assim, os valores de carga máxima e do limite de proporcionalidade encontrados mostraram-se, em relação ao LCA da mesma amostra, compatíveis com a utilização como substituto. Na realidade, seria difícil esperar que o enxerto triplicado apresentasse comportamento diferente. Outra alternativa seria, por exemplo, trabalhar com o arranjo triplicado com cada tira seccionada e pré-tensionada individualmente como proposto por HAMNER e col.(1999), ilustrado nas figuras 57 e 58.



**Figura 57** - Tendões flexores posicionados nas garras com tensão uniforme nas quatro bandas adaptado de HAMNER e col. (1999).



**Figura 58** - Tendões flexores único e duplo posicionados com tensão manual ( A e B) e quádruplo com tensão uniforme através de pesos (C) adaptado de HAMNER e col. (1999)

Para a realização deste tipo de ensaio, parece evidente, que a utilização de número par de bandas, duas ou quatro, torna a montagem do corpo de prova mais segura e com distribuição de tensão mais previsível, já que a dobra do tendão fica na garra proximal e nos colos distais é possível tensionar cada banda individualmente, segundo uma carga pré-determinada, antes e durante a fixação à garra distal, conforme a ilustração. No arranjo triplicado, deve-se reconhecer esta impossibilidade. Este fato talvez explique a preferência dos pesquisadores citados pelos ensaios com o tendão único, duplo ou pelo quádruplo combinando semitendíneo (duplo), associado ao tendão do grácil (também duplo). A opção pelo arranjo triplicado também pode ser justificada pela necessidade de se analisar este enxerto nas mesmas condições da técnica cirúrgica proposta. É inexorável, portanto, admitir que também na utilização cirúrgica dificilmente será obtido um estado de tensão uniforme, nas três tiras, no instante da fixação do enxerto, o que

torna a opção por enxertos duplos associados mais atraente, do ponto de vista mecânico.

WILSON e col. (1999) analisaram arranjos com flexores quadruplicados e obtiveram para carga máxima de  $2396 \pm 439$  N (doadores jovens) e  $2438 \pm 621$  N (doadores idosos). Observa-se neste trabalho, também, que para arranjo quádruplo, poderiam ser esperados valores maiores; o resultado desta investigação é semelhante aos valores encontrados por HAMNER e col. (1999), provavelmente pelos motivos já discutidos, ou seja, dificuldade em se produzir tensão uniforme.

As diferenças da carga máxima observadas em relação ao restante da literatura também produziram efeito no valor da tensão, que é resultado da carga pela área. Na presente investigação, obteve-se  $38 \pm 8.10$  MPa, enquanto HAMNER e col. (1999) encontraram  $99,3 \pm 14,9$  MPa (tendão simples),  $86,3 \pm 10$  MPa e  $100,1 \pm 12,9$  MPa, no arranjo duplo em faixas etárias diferentes. Todos os valores observados para tensão são maiores e diretamente relacionados à maior carga máxima obtida.

Em relação ao módulo de elasticidade, obteve-se na presente investigação, valor médio de  $163 \pm 48$  MPa. Como esta variável não está diretamente relacionada à carga máxima, a comparação é mais apropriada. WILSON e col. (1999) obtiveram para o módulo, valor médio de  $168 \pm 69,7$  MPa (doadores jovens) e  $129,4 \pm 46,1$  MPa (doadores idosos) e  $144,8 \pm 57,7$  MPa para toda a amostra, resultados semelhantes ao aqui apresentado e que atestam o comportamento mais elástico do tendão do músculo semitendíneo.

Não foram encontrados dados de energia absoluta ou relacionada à área para comparação, bem como do limite de proporcionalidade.

**4.8.4** - Comparação entres as propriedades mecânicas do ligamento cruzado, ligamento da patela e tendão do músculo semitendíneo triplicado .

Após a discussão dos resultados obtidos em cada um dos grupos, separadamente, é necessário que se estabeleça a comparação entre o LP e o STT, em relação ao LCA, que é a estrutura a ser substituída, levando-se em conta, exclusivamente, o perfil mecânico.

A análise geral do resultados mostra inicialmente que se trata de dois substitutos diferentes em relação aos parâmetros escolhidos. Afirmar que são diferentes não significa necessariamente acreditar que um seja melhor que o outro, mas, simplesmente, que não são semelhantes, embora venham sendo utilizados com a mesma finalidade, que é substituir o LCA ausente. Como caracterizar, portanto, as diferenças encontradas?

Com relação à carga máxima, observa-se que o LCA ( $875 \pm 166$  N) e o STT ( $988 \pm 203$  N) apresentaram valores médios semelhantes e ambos diferem significativamente do LP ( $2369 \pm 560$  N) e se este parâmetro fosse o mais importante na escolha do substituto, ambos seriam compatíveis. O resultado do STT, como discutido anteriormente, poderia ter sido melhor, mas, mesmo com o problema, já comentado, do tensionamento não uniforme do corpo de prova durante o ensaio, o valor encontrado é suficiente para justificar o emprego como substituto do LCA. O valor médio para carga máxima do LP é estatisticamente superior (cerca de três vezes), o que poderia levar à conclusão de que este é o melhor substituto. Sabe-se, porém, conforme VIIDIK (1980), que a carga máxima não é a melhor propriedade a ser analisada no perfil mecânico de um material biológico, mas é inevitável reconhecer que muito do prestígio adquirido pelo LP como substituto preferencial do LCA, é devido ao trabalho inicial de NOYES e col. (1984), investigação na qual a carga máxima foi bastante valorizada. Há boas

razões para esta aceitação e a principal delas, está na constatação (ROWDEN e col., 1997) de que após a reconstrução do LCA, a resistência do enxerto é inicialmente apenas 20 a 30% do ligamento original, o que ocorre em função da necrose (o enxerto é livre, sem vascularização) e o retorno à condição mecânica original do substituto só ocorrerá após algum tempo, dependendo dos fenômenos de revascularização, sinovialização e adaptação do enxerto ao ambiente intra-articular. Deste ponto de vista, portanto, seria interessante trabalhar com material bem mais resistente que o LCA original, já que a perda de resistência ainda que temporária, é inevitável. O problema de se considerar exclusivamente a carga máxima, é que desta maneira não se leva em conta o limite de proporcionalidade que, curiosamente, tem sido pouco investigado nos trabalhos de biomecânica e que determina o limite de utilização segura do material, lembrando que, após este ponto, mesmo que o corpo de prova ainda suporte aumento do carregamento, alguma lesão já estará presente. A análise dos valores encontrados para o limite de proporcionalidade, mostra que este ponto está presente nos três grupos estudados, em todos os ensaios, ou seja, parece ser característica constante dos materiais viscoelásticos. Com relação ao LCA ( $839 \pm 165$  N) e ao STT ( $902 \pm 221$  N), este limite está bastante próximo da carga máxima, enquanto para o LP ( $1839 \pm 385$  N) a distância é maior. Mais uma vez, poderia ser considerado que o LP tem um comportamento mais desejável, porque o limite de proporcionalidade é significativamente maior que a carga máxima suportada pelo LCA. Da mesma forma que a análise da carga máxima, e pelos mesmos motivos, pode ser considerado que este atributo não seja o mais importante, ou pelo menos não tão importante isoladamente até que sejam considerados outros parâmetros estudados. De qualquer forma, o resultado da presente investigação mostrou que o LCA e o STT apresentaram comportamento bastante semelhante para carga máxima e limite de proporcionalidade enquanto o LP apresentou valor significativamente superior.



O estudo estatístico comparativo da tensão mostrou também que o LCA ( $26 \pm 4,06$  MPa) e o STT ( $38 \pm 8,1$  MPa) são semelhantes, embora a média do STT seja superior porém com desvio-padrão mais alto e ambos diferem significativamente do LP ( $66 \pm 14,7$  MPa). Este resultado é semelhante ao observado para carga máxima e limite de proporcionalidade, até porque a tensão é calculada pelo quociente da carga máxima pela área e mesmo levando-se em conta as diferenças existentes na área de secção entre os três grupos de corpos de prova, estas mesmas diferenças não foram suficientes para produzir resultados distintos com relação à tensão. Esta propriedade material é mais fiel ao comportamento mecânico do tecido testado justamente por considerar a área de secção, e também aqui se observa que LCA e STT apresentam, entre si, comportamento mecânico semelhante, com o LP apresentando valor médio significativamente superior.

Em relação à energia, observa-se que o comportamento dos três tecidos é diferente na comparação entre grupos: LP ( $13,27 \pm 4,57$  Nm), STT ( $5,6 \pm 1,69$  Nm) e LCA ( $3,23 \pm 0,87$  Nm). Também quando se observa o resultado da energia por área, e que, portanto, considera a quantidade de tecido de cada corpo de prova, nota-se que a diferença se mantém estatisticamente significativa: LP ( $357 \pm 145$  Nm/m<sup>2</sup>), STT ( $215 \pm 66$  Nm/m<sup>2</sup>) e LCA ( $98 \pm 26$  Nm/m<sup>2</sup>). Nos dois parâmetros, o resultado do LP foi maior que o do STT e este maior que do LCA. Qual o significativo deste atributo e por que o interesse no seu estudo? De acordo com VIIDIK (1980), este parâmetro tem recebido pouca atenção, mas é o único que pode estimar a capacidade do corpo de prova na resistência a impactos, ou seja, grandes carregamentos em grande velocidade. Embora não se conheça a grandeza desta solicitação, por exemplo, no instante que ocorre uma entorse, parece evidente que quanto maior a capacidade do tecido em resistir a impactos, maior a capacidade de absorção de energia cinética e conseqüentemente de sobrevida do ligamento sem lesões permanentes. É evidente também que

em condições *in vivo* a energia absorvida pela articulação é distribuída entre várias estruturas como cápsula, meniscos, outros ligamentos e principalmente pelos músculos, estabilizadores dinâmicos, em atuação conjunta, ou seja, a solicitação mecânica durante a ocorrência da entorse não é exclusiva sobre o ligamento cruzado anterior, mas sobre o conjunto da articulação e desta maneira o conhecimento da energia, absoluta ou relacionada à área torna-se atraente porque nem carga máxima nem o limite de proporcionalidade permitem este tipo de interferência. WOO e col. (1991) estudaram a energia absoluta, na carga máxima, em ligamentos cruzados, em diferentes faixas etárias. Os resultados desta pesquisa na faixa etária semelhante ao da presente investigação são bastante próximos. Os autores concluíram, também, que a capacidade de absorver energia decresce com a progressão da idade.

Quanto ao alongamento sofrido pelos corpos de prova, foram obtidos valores absoluto e relativo (percentual do comprimento inicial,  $L_0$ ). Como o alongamento absoluto é próprio da estrutura testada, é mais apropriado que se analise o valor relativo, percentual, que permite comparação mais adequada. Na carga máxima, percebe-se que o LCA ( $21 \pm 3,38\%$ ) e o LP ( $19 \pm 4,92\%$ ) apresentaram valores próximos e que não diferem estatisticamente, enquanto o STT ( $35 \pm 6,92\%$ ), apresentou diferença bastante significativa, ou seja, até o ponto de carga máxima este tecido alonga-se mais que um terço do comprimento inicial, o que confere ao STT comportamento bastante “elástico”. Já no alongamento relativo no limite de proporcionalidade, a análise estatística mostrou que o comportamento dos três grupos é distinto: LP ( $14,2 \pm 2,76\%$ ), LCA ( $19,9 \pm 3,3\%$ ) e STT ( $25,7 \pm 6,07\%$ ), mas, mesmo assim, o comportamento do STT permanece mais elástico em relação aos outros dois grupos. As diferenças entre os alongamentos, constados no limite de proporcionalidade e carga máxima, indicam que no caso do LCA, há alongamento discreto após o limite de proporcionalidade até a ruptura total, de  $19,9 \pm 3,3\%$  para  $21 \pm 3,38\%$ , ou seja, na fase elástica do

ensaio ocorre quase toda a deformação e o limite de proporcionalidade também está muito próximo da carga máxima, o que permite concluir que entre os três tecidos testados, o LCA é o que apresentou comportamento mais semelhante a um material isotrópico, embora seja tão viscoelástico quanto os outros. O LP apresentou pequeno aumento do alongamento entre o limite de proporcionalidade e o ponto de carga máxima, variando de  $14,2 \pm 2,76$  % para  $19 \pm 4,92$  %, ou seja, a maior parte do alongamento ocorreu na fase elástica, mas esta diferença é maior em relação ao LCA. Em relação ao STT, observa-se o comportamento mais elástico. Mesmo após o final da fase elástica, quando já há lesões no corpo de prova, o tecido ainda sofreu considerável alongamento, mesmo com pequena carga, já que a diferença entre o limite de proporcionalidade e a carga máxima não foi significativo. No STT, o alongamento variou de  $25,7 \pm 6,07$ %, no limite de proporcionalidade, para  $35 \pm 6,92$ % na carga máxima. Estas diferenças nos comportamentos mecânicos, analisados do ponto de vista do alongamento, atestam que os materiais estudados devem possuir arranjos distintos da microarquitetura histológica além de diferentes proporções de colágeno, elastina e água na constituição bioquímica. Outro fato a ser considerado, em relação ao estudo do alongamento, é que o comportamento do LCA parece ser típico de uma estrutura localizada entre dois ossos e, portanto, não relacionada a nenhuma capacidade contrátil. O ligamento da patela, passou a ser considerado na última terminologia anatômica como ligamento, que partiu da constatação de estar localizado entre dois ossos. Esta mudança de nomenclatura, de tendão para ligamento, poderia ser explicada pelo fato de o mesmo estar localizado entre a tuberosidade anterior da tíbia, em inserção óssea, e ter a origem, também óssea, no pólo distal da patela. Embora esta constatação seja verdadeira do ponto de vista estritamente anatômico, não se pode negar que a patela atue como ponto de ancoragem móvel, embora ósseo, ligada ao quadríceps, situação diferente do ligamento cruzado anterior, este sim ligamento “autêntico”,

pelo menos do ponto de vista funcional. Já o STT, nomeado como tendão verdadeiro, pois possui corpo muscular na porção proximal apresenta, tipicamente, comportamento mais elástico e compatível com sua função; além de transmitir, a potência gerada pelo corpo muscular, à tíbia, atua também como uma espécie de “mola” antagonicamente ao quadríceps, variando consideravelmente o comprimento dependendo da posição do joelho, em flexão ou extensão. Pode-se supor, portanto, que as diferenças observadas em relação ao alongamento de cada um dos corpos de prova estejam diretamente vinculadas aos respectivos aspectos funcionais, que também devem estar presentes na arquitetura e composição bioquímica destas estruturas.

Finalmente resta comentar os resultados obtidos para o módulo de elasticidade. Este parâmetro, que aparece pouco nas investigações de propriedades mecânicas de materiais biológicos, talvez seja o que melhor resuma as diferenças de perfil mecânico e que também melhor defina a principal característica dos grupos estudados. O módulo de elasticidade é calculado pelo quociente da tensão convencional, no trecho elástico do diagrama tensão-alongamento específico (%), pelo alongamento específico, percentual, também neste ponto. Trata-se, portanto, de propriedade material já que utiliza indiretamente a área de secção no cálculo da tensão. VIIDIK (1980) chamou este módulo de “rigidez elástica” e afirmou que embora muitos pesquisadores tenham considerado que a utilização desta grandeza não seja recomendada, no estudo de materiais viscoelásticos, em condições controladas, com material corretamente hidratado e em corpos de prova compostos de arranjo paralelo de colágeno, tais como tendões e ligamentos, este módulo pode ser calculado.

Os valores encontrados apontaram para comportamento semelhante na comparação entre LCA ( $195 \pm 46$  MPa) e STT ( $163 \pm 48$  MPa), sendo que ambos são significativamente menores que o LP ( $426 \pm 77$  MPa). Note-se que as diferenças encontradas são bastante

significativas e definem comportamentos mecânicos muito distintos. A interpretação dos valores mostra que LCA e STT, além de apresentarem perfil semelhante do ponto de vista da elasticidade, são materiais menos rígidos que o LP. As explicações para este comportamento novamente podem ser encontradas no aspecto funcional, ligado ao arranjo anatômico e à composição bioquímica. O LP apresenta grande paralelismo entre as fibras que o compõem, enquanto no STT as fibras são menos paralelas. O LCA, além das diferenças de função, possui também, arranjo complexo da macroarquitetura, com bandas que combinam estados diferentes de tensão dependendo da posição do joelho, mas mesmo assim possui módulo de elasticidade semelhante ao STT. Não parece haver dúvida de que o LP é material muito mais rígido e estável que os outros, fato também observado nas características de alongamento e de absorção de energia, que poderiam ser afirmadas em outras palavras, como um material que se alonga menos, absorve mais energia até a ruptura e que também suporta mais carga até a ruptura, comportamento, portanto, muito diferente em relação ao observado para o LCA e também STT. Este comportamento caracterizado pela demora de um corpo de prova em se deformar com relação à carga efetuada foi chamado de histerético por VIIDIK (1979).

É interessante notar que tecidos com comportamento mecânico tão distintos estejam sendo utilizados com a mesma finalidade, substituir o ligamento cruzado anterior, aparentemente com resultados comparáveis como será discutido adiante.

Em termos exclusivamente mecânicos, é possível afirmar que o ligamento da patela possui comportamento caracterizado por grande estabilidade, característica da rigidez encontrada, enquanto o STT apresenta comportamento mais próximo ao LCA e, de certa maneira, mais funcional. As implicações desta constatação em função da técnica de reconstrução do LCA serão comentadas mais adiante no tópico de considerações finais, mas deve-se ressaltar, sempre, que os resultados

obtidos mostram as condições *in vitro* de utilização destes enxertos e que não existem ainda evidências definitivas a respeito do comportamento mecânico dos substitutos após a integração ao ambiente articular, ou seja, ainda não se sabe com certeza se estas características estarão mantidas a longo prazo, ou se, à medida que a adaptação ocorre, o comportamento possa se tornar mais próximo ao do LCA original. Parece pertinente, também, afirmar que o conhecimento das propriedades mecânicas destes dois tipos de enxerto, bem como da estrutura a ser substituída, é muito importante, não apenas para a escolha do substituto mais adequado, mas também em função de detalhes da técnica operatória que podem variar em função do perfil mecânico de cada tipo de enxerto.

#### **4.9 - Correlações**

##### **4.9.1 - Correlação entre propriedades mecânicas e idade.**

Está razoavelmente estabelecido que as propriedades mecânicas dos tecidos podem sofrer alterações relacionadas à idade, e que estas alterações estão provavelmente vinculadas a modificações bioquímicas e morfológicas, segundo estudos de NOYES e col. (1976), GROOD e col. (1977), VIIDIK (1982), HOLLIS e col. (1988) e WOO e col. (1991).

A opção de se analisar possíveis repercussões da idade dos doadores no presente estudo está, portanto, baseada na hipótese de os resultados terem sofrido influência desta característica da amostra. Como afirmado anteriormente, procedeu-se à seleção dos doadores com relação à idade, procurando-se trabalhar apenas com indivíduos esqueleticamente maduros e com limite superior, escolhido arbitrariamente, de 55 anos, que corresponde aproximadamente à faixa etária dos pacientes que são submetidos à reconstrução do ligamento

cruzado anterior em nosso serviço, o que resultou em amostra que variou de 18 a 55 anos com média de  $40 \pm 11$  anos. A questão, portanto, é analisar se dentro desta amplitude de idade houve variação dos resultados. Optou-se por estabelecer associação entre a idade e carga máxima, tensão na carga máxima, módulo de elasticidade e energia.

A análise estatística destas associações efetuada pelo teste de correlação de Pearson, calculando-se o valor  $r$ , mostrou que o efeito da idade não esteve presente, com exceção da associação entre a idade e tensão na carga máxima, para o LCA, na qual se obteve  $r$  de  $-0,44$  ( $p < 0,05$ ). Em todas outras associações, o valor  $r$  calculado resultou em níveis de significância de  $p > 0,05$ . Mesmo o valor de  $r = -0,44$  encontrado entre tensão e idade, embora significativo, sugere, pela magnitude, a existência de tendência e não de efeito fortemente previsível, e como resultado isolado, talvez não deva ser considerado, mesmo porque todas as outras associações não apresentaram valores significativos.

As investigações que trataram da influência da idade nas propriedades mecânicas, e que conseguiram mostrar efeito desta variável, foram realizadas com amostras que abrangem idades em várias faixas da existência humana e com grande amplitude, o que parece ter facilitado a comparação deste efeito. WOO e col. (1991) estudaram as propriedades mecânicas (carga máxima, rigidez e energia) do LCA em três grupos de idade, jovem (22-35 anos), meia idade (40-50 anos) e idosos (60-97 anos) e encontraram diminuição significativa dos valores associada ao aumento da idade. Por outro lado, WILSON e col. (1999), compararam o perfil mecânico de doadores, o primeiro formado por jovens (17-37 anos) e o segundo, mais idoso (45 – 53 anos), e não encontraram diferenças significativas, associadas à idade, nos parâmetros estudados, que foram carga máxima, rigidez, módulo de elasticidade e alongamento específico (percentual).

VIIDIK (1980), afirmou que à medida que o indivíduo amadurece, do ponto de vista do sistema músculo esquelético, também o colágeno acompanha esta maturação atingindo o ápice, em relação à resistência à tração, no adulto jovem. Durante a infância e adolescência, ainda com atividade das epífises, os tecidos apresentam de maneira geral maior quantidade de água, além de menor organização da microarquitetura, que só terão forma e composição definitivas na vida adulta. Após o início desta fase, não parece ainda bem estabelecido em que instante do ciclo de vida que as alterações dos tecidos conectivos estariam presentes e em que medida as propriedades mecânicas estariam sujeitas a alguma perda. Esta dificuldade está provavelmente ligada à característica das amostras utilizadas e ao método de investigação. Deve-se considerar a impossibilidade da padronização de doadores. Todos os indivíduos, além das diferenças de perfil genético, têm antecedentes mórbidos diferentes, níveis de atividade diferentes, que podem interferir no desempenho mecânico dos tecidos, e outras variáveis como sexo, peso, altura além, é evidente, da causa mortis, que pode ter consumido as reservas do organismo em diferentes níveis. No trabalho de WOO e col. (1991), a amostra utilizada apresentou grande variação de idade, 22 a 97 anos. Parece razoável admitir que o tecido de um jovem de 20 anos tenha vitalidade superior à de um indivíduo de 97 anos, de maneira geral, independentemente de outros fatores. Na presente investigação, como no trabalho de WILSON e col. (1999), esta variação de idade não parece ter sido suficiente para a produção de diferenças. De qualquer maneira, o papel da idade merece investigação continuada porque, na atualidade, tem havido aumento da faixa etária dos candidatos à reconstrução do ligamento cruzado anterior, resultado do estímulo à prática esportiva e da maior expectativa de vida, com qualidade, e, portanto, o cirurgião deve ter alguma informação do que pode ser esperado, em termos mecânicos, dos substitutos utilizados. Os resultados aqui apresentados, na amostra estudada, sugerem que existe



compatibilidade das propriedades mecânicas analisadas dos substitutos como suplentes do ligamento cruzado anterior e que o efeito da idade não foi significativo.

#### 4.9.2 - Carga máxima x área de secção

WOO e col. (1994) afirmaram que a força suportada por corpos de prova biológicos é dependente da área de secção e que cargas maiores estão associadas a maiores áreas de secção.

Observam-se, de maneira geral, nas investigações a respeito das propriedades mecânicas do LCA e eventuais substitutos, a constatação de que os maiores valores encontrados para a carga suportada, até a ruptura, estão associados freqüentemente à área de secção igualmente maiores. Não foi possível encontrar análise específica desta associação, carga máxima e área de secção, nos trabalhos consultados para comparação da hipótese. Como parece razoável supor que um corpo de prova com área de secção maior e, portanto, com maior quantidade de tecido, suporte mais carga que outro de área menor, optou-se pela análise estatística desta associação.

Para o LCA, o teste de Pearson teve como resultado  $r = 0,61$  ( $p < 0,01$ ), indicando associação bastante significativa entre a área de secção e o resultado da carga máxima, de maneira positiva, ou seja à medida que a área aumenta, cresce a carga máxima suportada de maneira proporcional. Em outros trabalhos, percebemos concordância com este resultado, embora os autores não tenham realizado esta análise específica. NOYES e col. (1984) encontraram carga máxima de  $1725 \pm 269$  N e área de secção de  $44,4 \pm 4$  mm<sup>2</sup>. ROWDEN e col. (1997) relataram valores proporcionais, aproximados, com  $2195 \pm 427$  N de carga máxima e  $56,5 \pm 6$  mm<sup>2</sup> de área de secção. Na presente investigação, encontrou-se  $875 \pm 166$  N e  $34 \pm 8,64$  mm<sup>2</sup>, e em relação aos outros citados, constata-se que existe algum paralelismo entre carga

máxima e área, aqui demonstrado pelo valor bastante significativo do teste de correlação utilizado.

Em relação ao STT, também foi encontrado resultado significativo,  $r=0,54$  ( $p<0,05$ ), embora discretamente inferior ao observado para o LCA. O mesmo afirmado para o LCA pode ser observado nos trabalhos que estudaram as propriedades mecânicas do STT. NOYES e col. (1984) estudaram o ST simples, área de secção de  $14 \pm 0,5 \text{ mm}^2$  e obtiveram carga máxima de  $1216 \pm 50 \text{ N}$ . MCKERNAN e col. (1995) também encontraram valores semelhantes. WILSON e col. (1999), estudaram enxerto quádruplo (ST duplo associado ao grácil também duplo) e produziram corpos de prova com área de secção média de  $56,6 \pm 12 \text{ mm}^2$ , obtendo  $2421 \pm 538 \text{ N}$  de média para a carga máxima. Observe-se, portanto, em relação a estas investigações, que pode ser percebido aumento da carga máxima suportada, acompanhado de aumento da área de secção. HAMNER e col. (1999) estudaram as propriedades mecânicas de tendões flexores, e encontraram correlações significativas entre carga máxima e área de secção em arranjos simples, duplos e quádruplos. Estes trabalhos confirmam a mesma tendência observada na presente investigação, demonstrada estatisticamente, e da mesma maneira que ao observado para o LCA, haver associação positiva entre a área de secção dos corpos de prova e as respectivas cargas suportadas até a ruptura.

No teste realizado para o LP, o resultado da estatística calculada,  $r = - 0,17$  ( $p>0,05$ ), indica não haver qualquer associação entre a área de secção dos corpos de prova e a carga máxima. Na realidade este resultado já era esperado, em função da utilização dos 10 mm centrais do LP de maneira padronizada, ou seja, os corpos de prova deste grupos apresentaram valores de área de secção mais próximos, que resultaram em média acompanhada de desvio padrão menor, em relação aos grupos LCA e STT. A variação de áreas foi menor e não permitiu discriminação deste efeito em relação à carga máxima.

A análise estatística comprovou, portanto, a hipótese inicial, que um corpo de prova com maior área de secção e, portanto, com mais tecido, pode suportar mais carga até a ruptura. É evidente que esta conclusão não é tão simples como pode sugerir o resultado da análise estatística. Muitos outros fatores estão presentes em investigações de propriedades mecânicas de material de doadores humanos, como idade, sexo, ocupação, causa mortis, características genéticas, além de questões ligadas ao método de investigação, como equipamento utilizado, velocidade, garras, etc que tornam a comparação de resultados um desafio a ser encarado com cautela. Mesmo assim, os resultados aqui apresentados sugerem que deve haver alguma associação ou tendência entre a área do LCA e do STT e a resistência máxima à tração.

#### **4.10 - Local e padrão de ruptura**

Em investigações biomecânicas é imprescindível que também se analise o local e padrão de ruptura dos corpos de prova porque o resultado das variáveis pode ser influenciado por este fator.

O resultado da presente investigação mostrou predomínio de ruptura na substância nos três grupos: 63% (LCA), 68% (LP) e 100% (STT).

O local da ruptura pode estar associado a vários fatores como garras de fixação, velocidade do ensaio e características dos corpos de prova relativas aos doadores, como idade, ocupação, causas mortis e outras. É reconhecido que ensaios com alta velocidade tendem a produzir ruptura na substância enquanto a diminuição da velocidade favorece a ocorrência de ruptura nas inserções ósseas, segundo NOYES e col. (1976) e WOO e col. (1991).

KENNEDY e col. (1976) analisaram o LCA com altas velocidades (12,5 e 50 cm/min) e encontraram 100% de ruptura na porção

média do ligamento. WOO e col. (1991), concluíram também que quanto maior a idade dos doadores, maior a incidência de ruptura na substância.

COOPER e col. (1993) e JOHNSON e col. (1994) procuraram resolver este problema produzindo corpos de prova do ligamento da patela excluindo as porções ósseas e afirmaram que o conhecimento das propriedades mecânicas seria mais preciso desta maneira, pois a avaliação seria exclusivamente do material e não da junção.

WOO e col. (1994) afirmaram que a ruptura ocorre no ponto mais fraco do conjunto osso–ligamento/tendão-osso, que pode variar: avulsão, desinserção ou na substância. Consideraram, porém, que haveria prejuízo no estudo da carga máxima e alongamento quando a ruptura ocorre na inserção, acompanhada ou não de fragmento ósseo, mas que a análise das propriedades materiais, como tensão, módulo de elasticidade e energia, não estaria prejudicada; recomendaram que neste tipo de investigação sempre seja informado o local da ruptura.

Deve-se considerar que, além das dificuldades em se produzir corpos de prova do LCA e LP sem inserção óssea, como tamanho reduzido da área útil, diminuição da quantidade de tecido no interior das garras e fixação particularmente difícil, estas estruturas atuam com as inserções ósseas. O LP é utilizado como enxerto preservando-se extremidades ósseas, úteis à fixação e atua, portanto, como osso-ligamento-osso, e parece desejável que se conheça o comportamento de todo o conjunto.

Em ensaios realizados com o LP, BLEVINS e col. (1994) encontraram 46% de ruptura na substância enquanto que 54% restante foi de avulsão com fragmento ósseo e desinserções. FLAHIFF e col. (1995) obtiveram 84,6% de ruptura na substância e 15,4% de desinserção óssea e afirmaram que nos ensaios em que ocorreu ruptura óssea os resultados dos parâmetros mecânicos foram menores. WILSON

e col. (1999) em estudo do LP com 15 doadores, encontraram apenas um caso de ruptura com avulsão óssea, sendo os restantes, na substância.

Com relação ao STT, todas as rupturas ocorreram na substância o que confirma a adequação do sistema de fixação utilizado. Como este tipo de corpo de prova não possui inserções ósseas, pode-se afirmar que a distribuição da tensão tenha sido mais homogênea ao longo do eixo axial do corpo de prova, não havendo concentração de esforços que pode ocorrer nos pontos de fixação.

HAMNER e col. (1999) realizaram ensaios em corpos de prova de flexores mediais com diversos tipos de arranjo e encontraram 71% de ruptura na substância, 19% na interface com a garra, 6% de escorregamento e 2% de combinação de escorregamento e ruptura na interface. Apesar destes resultados, os valores de todos os ensaios foram utilizados no estudo.

WILSON e col. (1999), em investigação semelhante, com flexores mediais, observaram 100% de ruptura na substância.

Os resultados aqui apresentados estão em concordância razoável com os dados da literatura e confirmam a idéia de que a realização de ensaios mecânicos e interpretação dos resultados estão sujeitas a vários fatores, alguns dos quais fora do controle do pesquisador.

#### **4.11- Considerações finais**

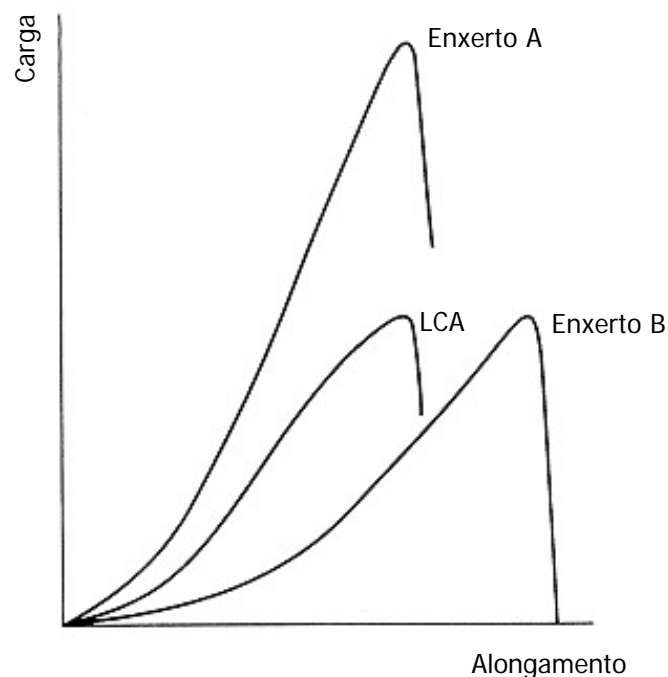
Ao final deste trabalho, é possível constatar que a prospecção de novos conhecimentos em ciência básica, especialmente no campo da biomecânica, é tarefa de difícil realização e de interpretação e aplicação clínica ainda mais difíceis.

Inicialmente é preciso considerar que estes trabalhos são realizados freqüentemente por indivíduos com formação médica e que pretendem realizar este tipo de pesquisa a partir de motivações derivadas

da prática diária. Há, portanto, dois problemas. O primeiro relativo à formação, pois o conhecimento de mecânica não faz parte em nível de graduação dos cursos de medicina nem da residência médica. A compreensão dos termos, métodos, parâmetros e conceitos aplicados nesta área do conhecimento tem que ser aprendida e com uma agravante: foram descritas originalmente para materiais isotrópicos que são absolutamente diferentes dos materiais biológicos, viscoelásticos. O segundo problema é relativo à interpretação e utilização clínica dos conhecimentos adquiridos em biomecânica, que é o que pretende se abordar nestas considerações finais. Para tanto, é necessário que o pesquisador, até então restrito ao campo do laboratório de experimentação, trabalhando em condições até certo ponto controladas e buscando comprovações estatísticas dos resultados, retorne a condição de médico que é bastante diversa do papel de pesquisador. Na prática clínica, há a necessidade de se responder dinamicamente às demandas dos pacientes e produzir respostas rápidas. As decisões tomadas são muitas vezes resultado não apenas do conhecimento científico acumulado mas também da própria experiência de cada um. É o que pode ser chamado de experiência, conjunto de conhecimentos adquiridos ao longo de anos de prática que, mesmo não estando organizados de maneira sistemática, como num trabalho científico, representam, muitas vezes, o que há de melhor no desempenho do profissional. A experiência é, portanto, imprescindível no exercício diário da medicina e vai sendo ampliada e modificada lentamente a partir da descoberta de novos conhecimentos.

Com relação à ciência das reconstruções ligamentares, não tem sido diferente. Ao longo das últimas décadas é muito grande o número de publicações que contribuíram para a melhora da compreensão do papel dos ligamentos cruzados, das características mecânicas destas estruturas e das repercussões nas técnicas cirúrgicas propostas. WOO e col. (1994) afirmaram que a pesquisa em biomecânica tem auxiliado no

entendimento das propriedades mecânicas dos substitutos e que fatores biológicos, experimentais e externos influenciam estas propriedades; ressaltaram também que dados quantitativos provenientes de ensaios mecânicos permitiram não somente o conhecimento básico do comportamento funcional dos ligamentos do joelho mas também auxiliaram na formulação de critérios para escolha dos enxertos, com ênfase na procura de substitutos com comportamento mais próximo do ligamento original. Para ilustrar esta idéia, WOO e col. (1994) utilizaram o gráfico apresentado abaixo, que mostra um modelo teórico do comportamento mecânico de possíveis enxertos acompanhados, comparativamente, pela curva do LCA.



**Figura 59:** Propriedades estruturais (diagrama carga-alongamento) do ligamento cruzado anterior e dois enxertos utilizados para substituição. (Adaptado de WOO & ADAMS, 1994).

A observação dos diagramas apresentados nesta figura, permite que se constate razoável semelhança com os diagramas apresentados no presente trabalho. O enxerto A tem aspecto muito parecido com o LP, enquanto que o enxerto B é mais semelhante ao STT. É evidente que não se trata de coincidência, os autores provavelmente idealizaram as curvas a partir do conhecimento dos perfis mecânicos dos dois substitutos mais utilizados, o ligamento da patela e os flexores mediais do joelho.

O comentário feito pelos autores resume a diferença dos comportamentos dos dois enxertos e o significado na escolha do mais apropriado para a reconstrução. WOO e col. (1994) afirmaram que a carga máxima dos dois enxertos, A e B, é compatível com a substituição do ligamento cruzado, com a ressalva que o enxerto A apresenta valor significativamente maior que o enxerto B, mas ambos são resistentes o suficiente para a finalidade proposta; prosseguiram, perguntando qual deles seria mais apropriado? A resposta para esta questão está na interpretação de toda a curva e não apenas na carga máxima suportada, incluindo a rigidez e a energia, que demonstram que o enxerto A é mais rígido que o LCA e que o enxerto B é consideravelmente menos rígido e que nenhum dos dois apresentará desempenho igual ao LCA original. É preciso considerar também, que após o implante, o enxerto será solicitado inúmeras vezes e que um enxerto que tenha sido fixado com tensão excessiva ou de maneira frouxa não poderá apresentar o comportamento do LCA original em relação ao mecanismo de tensão-relaxamento.

Vários materiais biológicos têm sido propostos para substituição do LCA, além de materiais artificiais e xenoenxertos. Entre todas as opções já propostas, o ligamento da patela é provavelmente o mais utilizado até hoje e também o mais investigado experimentalmente, embora nos últimos anos tenha se observado crescimento do número de trabalhos clínicos e experimentais utilizando os flexores mediais do joelho.



MCKERNAN e col. (1994) discutiram as vantagens e desvantagens da utilização do ligamento da patela e dos tendões flexores e concluíram que o ligamento da patela está associado à maior morbidade relacionada à coleta do enxerto ocorrendo maior índice de rigidez do joelho, fraqueza do aparelho extensor, dor anterior, enquanto a retirada dos flexores estaria associada eventualmente à perda de potência à flexão, além de dificuldade da fixação do enxerto e integração aos túneis ósseos. Outros trabalhos investigaram comparativamente os resultados das reconstruções com as duas alternativas.

MARDER e col. (1991) avaliaram 72 pacientes, submetidos a tratamento com as duas técnicas, em dois grupos que não diferiam quanto à idade, sexo, nível de atividade e que cumpriram o mesmo protocolo de reabilitação. Com pós-operatório variando de 24 a 40 meses, não encontraram diferenças relativas a queixas subjetivas, nível de função e frouxidão, avaliada com artrômetro. Teste isocinéticos revelaram déficit no torque de flexão em 83% dos pacientes submetidos à reconstrução com o uso de flexores e em 19% dos pacientes nos quais foi utilizado o ligamento da patela. 17 pacientes (24%) apresentaram dor anterior após a cirurgia, não havendo, entretanto, diferença entre os grupos.

AGLIETTI e col (1994) trataram cirurgicamente 60 pacientes com instabilidade anterior crônica, comparando as duas técnicas e, com acompanhamento médio de 28 meses, afirmaram que não ocorreram diferenças na incidência de sintomas nos dois grupos. Concluíram também, que o retorno à prática esportiva foi maior no grupo do ligamento da patela (80% X 43%,  $p < 0,01$ ); encontraram discreto déficit da extensão no grupo do ligamento da patela, em 47% dos pacientes contra 3% no grupo dos flexores ( $p < 0,001$ ). Nos testes com artrômetro, a gaveta anterior maior que 5 mm estava presente em 13% do grupo do ligamento da patela e em 20% do grupo em que utilizaram tendões flexores, e esta diferença não foi significativa. Com base nestes

resultados os autores escolheram o ligamento da patela como substituto preferencial do LCA e deixaram a opção pelos tendões flexores para pacientes mais idosos, com problema fêmoro-patelares prévios ou para cirurgias de revisão.

OTERO e col. (1993) estudaram 91 pacientes jovens (média de 25,4 anos) , sendo que 55 foram submetidos à reconstrução com ligamento da patela e 36 com tendões flexores, avaliados com um, dois e três anos de pós-operatório. A amostra foi subdividida em casos agudos e crônicos, com e sem menissectomias. Em todos os grupos, a avaliação com artrômetro mostrou resultado significativamente melhor no grupo reconstruído, com ligamento da patela. Os autores concluíram que ambos os enxertos são boas escolhas para a substituição do LCA, ressaltando que o ligamento da patela obteve melhor estabilidade objetiva comparado aos tendões flexores.

CORRY e col. (1999) compararam resultados de reconstruções utilizando ligamento da patela e tendões flexores, após dois anos de seguimento. Concluíram que não houve diferença entre os grupos em relação à estabilidade, grau de movimentação e queixas. Ressaltaram que a atrofia da coxa foi significativamente menor no grupo com tendões flexores no primeiro ano de pós-operatório, mas esta diferença desapareceu ao final de dois anos. Testes com artrômetro revelaram discreto aumento da frouxidão nos pacientes do sexo feminino no grupo de tendões flexores em relação ao grupo reconstruído com ligamento da patela. As queixas de dor foram menores e estatisticamente significativas no grupo de tendões flexores em relação ao grupo em que foi utilizado o ligamento da patela.

MAEDA e col. (1996) realizaram estudo com 41 pacientes em pós-operatório de 24 a 48 meses do LCA com o tendão do músculo semitendíneo quádruplo ou triplo tendo o enxerto de 7 a 10mm de diâmetro e no mínimo 60mm de comprimento sendo que em sete casos, nos quais não se obtiveram estas medidas foi associado o tendão do

grácil ipsilateral. Do total, 56% voltaram ao nível de atividades pré-lesão e 83% dos pacientes em avaliação subjetiva, consideravam o joelho operado normal ou próximo do normal. Dos casos que não voltaram às atividades que eram realizadas antes da lesão, cinco pacientes (12%) referiam dor no joelho e dois (5%), dor com instabilidade e os onze restantes (27%), por outras causas pessoais. Nenhum caso apresentou sinais de subluxação ou limitação da mobilidade do joelho. A média de frouxidão entre o joelho operado e o contralateral foi de 1,5 mm com artrômetro a 200 N; 71% mostraram frouxidão menor ou igual a 3 mm. A força do quadríceps foi de 90% com relação ao lado controle e a potência de flexão foi equivalente ao joelho contralateral. Os autores concluíram que este método, semitendíneo quádruplo ou triplo restaura a estabilidade e a força muscular do joelho e preserva a mobilidade da articulação.

Por outro lado, O'BRIEN e col.(1991) relataram que 30 de 80 pacientes (38%) submetidos à reconstrução do LCA pelo terço central do ligamento da patela, tiveram dor patelar. SHINO e col. (1993) avaliaram por método artroscópico joelhos submetidos a esta técnica cirúrgica e concluíram que este método tem como fator de risco a deterioração da cartilagem da articulação fêmoro-patelar.

Para avaliar a morbidade da retirada dos tendões flexores medial, YASUDA e col. (1995) realizaram estudo prospectivo randomizado com 65 pacientes submetidos à cirurgia do LCA. Em 34 pacientes, os tendões flexores foram retirados do membro contralateral e em 31, do mesmo joelho submetido à cirurgia ligamentar. Os autores concluíram que os valores de resistência isométrica e isocinética do quadríceps não foram alterados significativamente nos dois grupos enquanto a retirada do semitendíneo e grácil afetaram o torque de flexão no máximo até 12 meses de pós-operatório quando, então ocorreu o retorno aos valores iniciais prévios à cirurgia. CROSS e col. (1989) relataram que os tendões flexores se regeneram após serem usados na reconstrução do LCA.

OTTO e col. (1998), em estudo com nove anos de pós-operatório do LCA substituído pelo ligamento da patela, descreveram 80% de bons resultados. Dentre as complicações, relataram a presença de 24% de sinais de osteoartrose nas radiografias, com maior incidência naqueles pacientes submetidos à cirurgia de reconstrução na fase crônica da instabilidade. JOMBA e col. (1999) também com longo tempo de pós-operatório (sete anos) com ligamento da patela apresentaram resultados semelhantes e sugerem que, para se evitar a presença de osteoartrose a longo prazo, devem-se operar as instabilidades o mais precocemente possível.

ROSEMBERG e col. (1992), realizaram trabalho para avaliar a função do mecanismo extensor após cirurgia com ligamento da patela. Em um grupo de 10 pacientes com pós-operatório de 12 a 24 meses, realizaram estudo com artrômetro que, em média, demonstrou aumento de 1,7mm de frouxidão em relação ao lado contralateral. Todos os pacientes estavam satisfeitos e consideraram o joelho operado estável. Queixas subjetivas com dor, crepitação e fraqueza muscular foram comuns e somente três de dez pacientes retornaram ao nível de atividade esportiva pré-lesão. Alterações radiológicas também foram comuns e, nestes casos, os testes funcionais do mecanismo extensor demonstraram déficit persistente. Exames isocinéticos do quadríceps revelaram diminuição de 18% em média comparado com o lado controle. Ressonância magnética e tomografia computadorizada confirmaram o defeito no local da retirada do enxerto e persistente diminuição da área de secção do quadríceps.

CLANCY e col. (1985), delinearam pesquisa prospectiva com longo seguimento (2-8 anos) comparando grupo tratado por método conservador e outro cirúrgico com ligamento da patela. Os pacientes foram avaliados por métodos subjetivos e medidas objetivas com artrômetro. Naqueles pacientes submetidos ao tratamento conservador, obtiveram 41% de resultados pobres enquanto no grupo submetido à

cirurgia, os índices de excelente e bons resultados foram de 94 e 98%. Concluíram que a reparação primária do LCA pelo ligamento da patela é o tratamento de escolha quando considerado o método cirúrgico.

A análise geral dos trabalhos clínicos mostra que podem ser esperados bons resultados utilizando-se o ligamento da patela ou os tendões flexores. A comparação de resultados na literatura deve ser considerada com cautela porque a padronização é certamente impossível. Estão presentes nestes trabalhos amostras diferentes, cirurgiões com técnicas e treinamentos distintos e métodos de avaliação nem sempre padronizados. É interessante notar que a utilização de substitutos com perfis mecânicos diferentes possa produzir resultados razoavelmente semelhantes, descontadas as complicações relacionadas à retirada do enxerto.

Qual a maneira, portanto, de estabelecer a relação entre a informação derivada da pesquisa básica e a respectiva aplicação clínica? O resultado da presente investigação mostra que o STT pode ser utilizado como substituto do LCA, assim como o ligamento da patela, levando-se em consideração apenas a questão mecânica, ressaltando-se a dificuldade constatada para a obtenção de tensão uniforme nas três porções do enxerto, que resultou em carga máxima abaixo da expectativa inicial. Esta dificuldade também estará presente quando da utilização cirúrgica e talvez justifique a preferência pelas preparações que utilizam enxerto duplo ou quádruplo combinado ao tendão do músculo grácil. Os resultados apresentados também confirmam a necessidade da utilização de tensões diferentes no instante da fixação do enxerto, que devem variar conforme o perfil mecânico do substituto. Esta talvez seja a maior contribuição dos conhecimentos de biomecânica: materiais com módulos de elasticidade significativamente diferentes terão que ser condicionados e tensionados de forma diferenciada para que possam ter comportamento mais adequado em relação ao LCA original. A tensão inicial ocupa papel importante no desempenho futuro do substituto. Há

evidências de que pequenas quantidades de tensão são necessárias para que se obtenha estabilidade objetiva no instante da fixação (GROOD e col 1985). Já foi demonstrado que tensão excessiva pode levar à retardo da revascularização do enxerto e surgimento de degeneração mixóide, conforme afirmado por YOSHIYA e col. (1987).

Outros autores que estudaram o papel da tensão inicial na fixação do enxerto encontraram resultados contraditórios. TOHYAMA e col. (1996), em reconstrução experimental em cães, demonstraram frouxidão do enxerto com 18 meses de pós-operatório no grupo que recebeu maior tensão, mas os valores de carga máxima e energia não apresentaram diferenças significativas.

HOWARD e col. (1996) estudaram os efeitos do pré-tensionamento do enxerto de ligamento da patela e concluíram que dependendo da tensão mantida pode haver escoamento do material.

Por outro lado, SMITH e col. (1996), em estudo com cabras, reconstruíram o LCA, tensionando o enxerto com 16,5 N e 1,5 N, em dois grupos experimentais; com três meses de pós-operatório, não encontraram diferenças significativas nas propriedades mecânicas na comparação entre grupos.

Não há, portanto, evidências definitivas da importância da quantidade de tensão inicial do enxerto, em relação ao futuro mecânico e à integração e revascularização do substituto e também da durabilidade, lembrando que estas estruturas serão solicitadas após o implante, milhares de vezes, devendo supostamente apresentar grande tempo de duração.

Pode-se imaginar, também, que embora seja reconhecida a necessidade de pré-condicionamento do enxerto, principalmente quando se utiliza o tendão de um flexor do joelho, a execução deste tempo cirúrgico inclui ainda certo grau de empirismo. O mesmo se observa para a utilização do terço central do ligamento da patela,

tensionado manualmente no momento da fixação, de acordo com a experiência do cirurgião e também de maneira empírica.

Concluindo, é necessário afirmar que as propriedades mecânicas e o comportamento do LCA precisam ser melhor compreendidos e que os estudos das características mecânicas e biológicas dos enxertos permitirão no futuro refinamento da técnica cirúrgica e melhor seleção dos substitutos. O avanço da pesquisa em ciência básica, especialmente no campo da biomecânica, deve continuar a prospecção de novos conhecimentos, principalmente em relação à característica viscoelástica dos tecidos, que permitam a reconstrução segura e reprodutível do LCA com um enxerto que possa repetir o desempenho do ligamento original.

A somatória de contribuições dos estudos em biomecânica fez com que a reconstrução do ligamento cruzado anterior seja possível e segura e é inegável o avanço das últimas décadas que tornou este procedimento disponível e popular.

Ainda estamos muito longe da reconstrução “ideal” com substituto que reproduza fielmente o LCA original. Também é verdade que nunca estivemos tão perto deste objetivo.

## 5. CONCLUSÕES

Nas condições de experimentação observadas e na amostra estudada:

1. O ligamento da patela e o tendão do músculo semitendíneo triplicado apresentam perfis mecânicos distintos e ambos são diferentes do ligamento cruzado anterior;
2. O ligamento da patela apresenta comportamento de maior estabilidade, caracterizado por suportar mais carga, maior rigidez e energia que o ligamento cruzado anterior e que o tendão do músculo semitendíneo triplicado;
3. O tendão do músculo semitendíneo triplicado apresenta comportamento mecânico semelhante ao ligamento cruzado anterior;
4. Não há associação entre a idade e carga máxima, tensão, energia e módulo de elasticidade no ligamento cruzado anterior, ligamento da patela e tendão do músculo semitendíneo triplicado;
5. Há associação entre a área de secção e a carga máxima suportada pelo ligamento cruzado anterior e o tendão do músculo semitendíneo triplicado.
6. As propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão do músculo semitendíneo triplicado justificam a utilização como substitutos do ligamento cruzado anterior;



## 6. RESUMO

Com o objetivo de se comparar as propriedades mecânicas do ligamento cruzado anterior (LCA), dos 10 mm do terço central do ligamento da patela (LP), e do tendão do músculo semitendíneo triplicado (STT) do mesmo doador, foram realizados ensaios de tração em material obtido de 19 cadáveres humanos. A idade dos doadores foi de  $40 \pm 11$  anos (18-55 anos), sendo 15 (78,9%) masculinos e 4 (21,1%) femininos, 12 brancos (63,1%) e sete negros (36,9%); 10 (52,6%) joelhos do lado esquerdo e 9 (47,4%) do lado direito. Foi obtida a área de secção dos corpos de prova para que, além das propriedades estruturais, também fossem avaliadas as propriedades materiais.

Além do diagrama carga-alongamento, foram estudadas as seguintes variáveis: carga máxima (N), alongamento absoluto (mm) e específico (%) na ruptura, limite de proporcionalidade (N) e respectivos alongamentos, tensão na carga máxima (MPa), módulo de elasticidade (MPa), energia na ruptura (Nm) e energia por área ( $\text{Nm/m}^2$ ).

A análise estatística comparativa entre os três materiais mostrou que o LP foi superior ao LCA e ao STT, na carga máxima, tensão na carga máxima, módulo de elasticidade, energia, energia por área e limite de proporcionalidade, caracterizando comportamento de maior estabilidade e rigidez. O LCA e STT apresentaram semelhança com relação à carga máxima, tensão na carga máxima, limite de proporcionalidade e módulo de elasticidade. No STT observou-se valor maior em comparação ao LCA para energia e energia por área, na carga máxima. O STT alongou-se mais que o LCA e LP na ruptura e no limite de proporcionalidade.

Não houve associação entre idade e carga máxima, tensão, energia e módulo de elasticidade no LCA, LP e STT. Houve associação entre carga máxima e área de secção no LCA e STT.

Concluiu-se que o LP e STT têm comportamento mecânico distinto e que o perfil de ambos justifica a utilização como substitutos do LCA.

## 7. SUMMARY

The material obtained from 19 human cadavers was submitted to traction-testing with the purpose of comparing the mechanical properties of the 10mm-central third of the patellar ligament (PL), triplicate semitendinosus muscle (TSM) and anterior cruciate ligament (ACL). Mean donor age was  $40 \pm 11$  years; 12 whites (63.1%) and 7 blacks (36.9%); 10 (52.6%) left knees and 9 (47.4%) right knees. The cross-sectional area of the test specimens was obtained so that, besides structural properties, material properties could also be evaluated.

In addition to the load-strain diagram, the following variables were studied: ultimate load (N), absolute strain (mm) and relative strain (%) at failure load, yield point (N) and its respective strains, stress at ultimate load (MPa), modulus of elasticity (MPa), energy at failure (Nm) and energy per area ( $\text{Nm}/\text{m}^2$ ).

Comparative statistical analysis of the materials revealed that PL was superior to ACL and TSM in ultimate load, stress at ultimate load, modulus of elasticity, energy, energy per area and yield point, thus featuring a behavior of greater stability and rigidity. ACL and TSM showed similar ultimate load, stress at ultimate load, yield point and modulus of elasticity. In TSM, energy and energy per area at ultimate load were higher than in ACL. Strain was greater in TSM than in ACL and PL at failure load and yield point.

No association was observed between age and ultimate load, stress, energy and modulus of elasticity in ACL, PL and TSM. Ultimate load and cross-sectional area are associated in ACL and TSM.

In conclusion, PL and TSM present distinct mechanical behaviors and their profiles justify their use as ACL replacements.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS \*

AGLIETTI, P., BUZZI, R., ZACCHEROTTI, G., DE BIASE, P. Patellar tendon versus doubled semitendinosus and grácilis tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. **Am. J. Sports Med.**, v.22, p.211-8, 1994.

AMATUZZI, M.M. **Reconstrução extra-articular no tratamento das instabilidades antero-laterais crônicas do joelho**: técnica de HUGHSTON. São Paulo, 1983. 91p. Tese (Docente-Livre) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo

ANDERSEN, H.N., FRANDBSEN, P.A., SONDERGARD-PETERSEN, P.E. Genucom knee analysis after introduction of dacron prosthesis in knee with isolated rupture of the anterior cruciate ligament: 44 consecutive cases. **Ugeskr. Laeger**, v.153, p.278-81, 1991.

ANDREWS, J.R., SANDERS, R.A. Minireconstruction technique in treating anterolateral rotatory instability (ALRI). **Clin. Orthop.**, n.172, p.93-6, 1983.

ARNOLD, J.A. A lateral extra-articular tenodesis for anterior cruciate ligament deficiency of the knee. **Orthop. Clin. North Am.**, v.16, p.213-22, 1985.

---

\* NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE. List of journals indexed in Index Medicus. Washington, 1997. 240p.

\* UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Coordenadoria Geral de Bibliotecas. Normas para publicações da UNESP. São Paulo: Editora UNESP, 1994. v.2: Referências Bibliográficas.

- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Determinação das propriedades mecânicas à tração de materiais metálicos: P-MB-4.** Rio de Janeiro, 1975. 11p.
- AUGUSTINE, R.W. The unstable knee. **Am. J. Surg.**, v.92, p.380-8, 1956.
- BATTLE, W.H. A case after open section of the knee joint for irreducible traumatic dislocation. **Trans. Clin. Soc. London**, v.33, p.232-5, 1900.
- BECHTOLD, J.E., EASTLUND, T., BUTTS, M.K., LAGERBORG, D.F., KYLE, R.F. The effects of freeze-drying and ethylene oxide sterilization on the mechanical properties of human patellar tendon. **Am. J. Sports Med.**, v.22, p.562-6, 1994.
- BLEVINS, F.T., HECKER, A.T., BIGLER, G.T., BOLAND, A.L., HAVES, W.C. The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon allografts. **Am. J. Sports Med.**, v. 22, p.328-33, 1994.
- BONAMO, J.J., KRINICK, R.M., SPORN, A.A. Rupture of the patellar ligament after use of its central third for anterior cruciate ligament: a report of two cases. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.66, p.1294-7, 1984.
- BONNEL, F., MICALÉFT, J.P. Biomechanics of the ligaments of the human knee and of artificial ligaments. **Surg. Radiol. Anat.**, v.10, p. 221-7, 1998.

- BOSWORTH, D.M., BOSWORTH, B.M. Use of fascia lata to stabilize the knee in cases of ruptured crucial ligaments. **J. Bone Joint Surg.**, v.18, p.178-9, 1936.
- BOWYER, G.W., MATTHEWS, S.J. Anterior cruciate ligament reconstruction using the Goretex ligament. **J. R. Army Med. Corps**, v.137, p.69-75, 1991.
- BOYD, S. Rupture of anterior crucial ligament and of anterior end of external semilunar cartilage. **Trans. Clin. Soc. London**, v.27, p.291-5, 1894.
- BUTLER, D.L., NOYES, F.R., GROOD, E.S. Ligamentous restraints to anterior – posterior drawer in the human knee: a biomechanical study. **J. Bone Joint Surg.Am.**, v.62, p.259-70, 1980.
- BUTLER, D.L., STOUFFER, D.C. Tension-torsion characteristics of the canine anterior cruciate ligament. Part II: Experimental observations. **Biomech. Eng**, v.105, p.160-5,1983.
- CABAUD, H.E. Biomechanics of the anterior cruciate ligament. **Clin. Orthop.**, n.172, p.26-31, 1983.
- CAMANHO, G.L., OLIVI, R. O uso do tendão do músculo semitendíneo fixo com “Endobutton” no tratamento das instabilidades anteriores do joelho. **Rev. Bras. Ortop.**, v.31, p.369-72, 1996.
- CAMPBELL, W.C. Repair of the ligaments of the knee. **Surg. Gynecol Obstet.**, v.62, p.964-8, 1936.

- CAMPBELL, W.C. Reconstruction of the ligaments of the knee. **Am. J. Surg.**, v.43, p.473-80, 1939.
- CARLSTEDT, C.A., NORDIN, M. Biomechanis of tendons and ligaments.  
In: NORDIN, M., FRANKEL, V.H. (Eds) **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. 2. ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1989.  
p.59-74.
- CARTER, D.R. SI: the international system of units. In: NORDIN, M.,  
FRANKEL, V.H. (Eds) **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. 2. ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1989. p.XVII-XXIII.
- CHIAVERINI, V. Resistência à tração e resistência à compressão.  
In: \_\_\_\_ **Tecnologia mecânica**, 2 ed. Rio de Janeiro: Mcgraw-Hill,  
1986. v.1, cap. 6, p.93-117.
- CLANCY, W.G., NARECHANIA, R.G., ROSENBERG, T.D., GIMEINER,  
J.G., WISNEFSKE, D.D., LANGE, T.A. Anterior and posterior  
ligament reconstruction in Rhesus monkey. A Histological,  
microangiographic, and biomechanical analysis. **J. Bone Joint Surg.  
Am.**, v.63, p.1270-83, 1981.
- CLANCY, W.G., NELSON, D.A., REIDER, B., NARECHANIA, R.G.  
Anterior cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar  
ligament, augmented by extra-articular tendon transfers. **J. Bone  
Joint Surg.Am.**, v.64, p.352-9, 1982.

- CLANCY, W.G., RAY, J.M. ZOLTAN, D. J. Acute third degree anterior cruciate ligament injury: A two to eight year prospective study of nonoperative and operative treatment with repair and patellar tendon augmentation. **Orthop. Trans.**, v.9, p.541,1985.
- COOPER, D.E., DENG, X.H., BURSTEIN, A.L., WARREN, R.F. The strenght of the central third patellar tendon graft. A biomechanical study. **Am. J. Sports Med.**, v.21, p.818-24, 1993.
- CORRY, I.S., WEBB, J.M., CLINGELEFFER, A., PINCZENSKI, L.A. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft. **Am J. Sports Med.**, v.27, p.444-54, 1999.
- COTTON, F.J., MORRISON, G.M. Artificial ligaments at the knee technique. **N. Engl. J. Med.**, v.210, p.1331-5, 1934.
- CROSS, M.J., ANDERSON, I., ROGER, G. Regeneration of the tendons of semitendinosus and gracilis following their transaction for repair of the anterior cruciate ligament. **Am. J. Sports Med.**, v.17, p.709,1989.
- DAHLSTEDT, L.J., DALEN, N., JOHNSON,V. Goretex prosthetic ligament vs. Kennedy ligament augmentation device in anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized 3-year follow-up of 41 cases. **Acta Orthop. Scand.**, v.61, p.217-24,1990.
- DuTOIT, G.T. Knee joint cruciate ligament substitution, the Lindemann (Heidelberg) operation. **S. Afr. J. Surg.**, v.5, p.25-30, 1967.



- ELLISON, A.E. Distal iliotibial-band transfer for anterolateral rotatory instability of the knee. **J. Bone Joint Surg.Am.**, v.61, p.330-7, 1979.
- ERIKSSON, E., HAGGMARK, T., JOHNSON, R.J. Reconstruction of the posterior cruciate ligament. **Orthopedics**, v.9, p.217-20, 1986.
- FAYARD J.P., CHAMBAT P., DEJOUR H. Experimental study in dogs. Replacement of the anterior cruciate ligament by a free transplant of the patellar tendon. **Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.**, v.68, p.93-6, 1982.
- FERRETTI, A., CONTEDEUCA, F., DE CARLI, A., FONTANA, M., MARIANI, P.P. Results of reconstruction of the anterior cruciate ligament with the tendons of semitendinosus and grácilis in acute capsulo-ligamentous lesions of the knee. **Ital. J. Orthop. Traumatol.**, v.16, p.452-8, 1990.
- FLAHIFF, C.M., BROOKS, A.T., HOLLIS, J.M., SCHILDEN, J.L.V., NICHOLAS, R.W. Biomechanical analysis of patellar tendon allografts as a function of donor age. **Am. J. Sports Med.**, v. 23, p.354-8, 1995.
- FUKUBAYASHI, T., TORZILLI, P.A., SHERMAN, M.F., WARREN, R.F. An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.64, p.258-64, 1982.
- GIRGIS, F.G., MARSHALL, J.L., DL MONAGEM, A.R.S. The cruciate ligaments of the Knee Joint. Anatomical, functional and experimental analysis. **Clin. Orthop.**, n.106, p.216- 31,1975.

GOETJES, H. Über verletzungen der ligamenta cruciata des knieelenks.  
**Dtsch. Z. Chir.**, v.123, p.221-89, 1913.

GOMES, J.L.E., MARCZYK, L.R.S. Anterior cruciate ligament reconstruction with a loop or double thickness of semitendinosus tendon. **Am. J. Sports Med.**, v.12, p.199-203, 1984.

GOMEZ, T., RATZLAFF, C., MC CONKEY, J.P., DEAN, E., THOMPSON, J.P. Semitendinosus repair augmentation of acute anterior cruciate ligament. **Can. J. Sport Sci.**, v.15, p.137-42, 1990.

GROOD, E. S., NOYES, F.R., BUTLER, D. L., SUNTAY, W.J. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in human cadaver knees. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.63, p.1257-69, 1981.

GROOD, E.S., BUTLER, D.L., HEFZY, M.S. Biomechanics of implantation of anterior cruciate substitutes. **Adv. Bioeng.**, p.103-104, 1985.

GROOD, E. S., STOWERS, F. S., NOYES, F. R. Limits of movement in the human knee. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.70, p.88-97, 1988.

HAMNER D.L., BROWN C.H., STEINER M.E., HECKER A.T., HAYES W.C. Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.81, p.549-57, 1999.

- HARTER, R. A., OSTERNING, L.R., SINGER, K.M. Instrumented Lachman tests for the evaluation of anterior laxity after reconstruction of the anterior cruciate ligament. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.71, p.975-83,1989.
- HAUSER, E.D.W. Extra-articular repair for ruptured collateral and cruciate ligaments. **Surg. Gynecol. Obstet.**, v.84, p.339-45, 1947.
- HERNANDEZ, A.J. **Correlação das propriedades biomecânicas dos ligamentos do joelho com seus parâmetros antropométricos.** São Paulo, 1994. 164p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.
- HEY-GROVES, E.W. Operation for the repair of the crucial ligaments. **Lancet**, v.2, p.674-5, 1917.
- HIGGINS, R.W., STEADMAN, J.R. Anterior cruciate ligament repairs in world class skiers. **Am. J. Sports Med.**, v.15, p.439-47, 1987.
- HIRCH, G. Tensile properties during tendon healing. **Acta Orthop. Scand. Suppl.**, n.153, p.22-39, 1974.
- HOLLIS, J.M., LYON, R.M., MARCIN, J.P., HORIBE, S., LEE, E.B., WOO, S.L-Y. Effect of age and loading axis on the failure properties of the human ACL. **Orthop. Trans.**, v.13, p.83, 1988.
- HOWARD, M.E., CAWLEY, P.W., LOSSE, G.M., JOHNSTON 3rd, R.B. Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: the effects of graft pretensioning. **Arthroscopy**, v.12, p.287-92, 1996.

- HUGHSTON, J.C., EILERS, A.F. The role of the posterior oblique ligament in repairs of acute medial (collateral) ligament tears of the knee. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.55, p.923-40, 1973.
- HUGHSTON, J.C., ANDREWS, J.R., CROSS, M.J., MOSCHI, A. Classification of knee ligaments instabilities. Part I. The medial compartment and cruciate ligaments. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.58, p.159-72, 1976.
- HUGHSTON, J.C., ANDREWS, J.R., CROSS, M.J., MOSCHI, A. Classification of knee ligaments instabilities. Part II. The lateral compartment. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.58, p.173-9, 1976.
- HUNTER, S.C., ANDREWS, J.R., McLEOD, W.D. Surgical reconstruction of chronic anteromedial rotatory instability of the knee. **Am. J. Sports Med.**, v.7, p.165-8, 1979.
- INOUE, M., MCGURK-BURLESON, E., HOLLIS, J.M. WOO, S.L-Y. Treatment of the medial collateral ligament injury. I: The importance of anterior cruciate ligament on the varus-valgus knee laxity. **Am. J. Sports Med.**, v.15, p.15-21, 1987.
- INSALL, J.N. Anatomia de la rodilla. In: ---. **Cirugía de la rodilla**. Buenos Aires: Médica Panamericana, 1986. p.13-33.
- JACKSON, D.W., GROOD, E.S., WILCOX, P., BUTLER, D.L., SIMON, T.M., HOLDEN, J.P. The effects of processing techniques on the mechanical properties of bone-anterior cruciate ligament-bone allografts. An experimental study in goats. **Am. J. Sports Med.**, v.16, p.101-5, 1988.

- JACKSON, D.W., JENNINGS, L.D. Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament using a patellar tendon bone autograft. **Clin. Sports Med.**, v.7, p.785-800, 1988.
- JAMES, S.L. Knee ligament reconstruction. In: EVARTS, C.M. (Ed.) **Surgery of the musculoskeletal system**. New York: C. Livingstone, 1983. p.31-104.
- JOHNSON, G.A., TAMAGLINI, D.M., LEVINE, R.E., OHNO, K., CHOI, N-Y., WOO, S.L-Y. Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. **J. Orthop. Res.**, v.12, p.796-803, 1994.
- JOMBA, N.M., PINCZENSKI, L.A., CLINGELEFFER, A., OTTO, D. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with patellar-tendon autograft and interference screw fixation. The results at seven years, **J. Bone Joint Surg. Br.**, v.81, p.81, p. 775-9, 1999.
- JONES, K.C. 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.925-32, 1963.
- KENNEDY, J.C., WEINBERG, H. W., WILSON, A. S. The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. **J. Bone Joint Surg.Am.**, v.56, p.223-35, 1974.
- KENNEDY, J.C., HAWKINS, R.J., WILLIS, R.B., DANYLCHUK, K.D. Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure and disruption of the cruciate ligaments and tibial collateral ligaments. **J. Bone Joint Surg.Am.**, v.58, p.350-5, 1976.

- KLEIN, W. **Arthroscopic ACL replacement with triple or quadruple ST and tissue fixation**: Buenos Ayres: ISAKOS, 1997. 36p.
- KORNBLATT, I., WARREN, R.F., WICKIEWICZ, T.L. Long-term follow-up of anterior cruciate ligament reconstruction using the quadriceps tendon substitution of chronic anterior cruciate ligament insufficiency **Am. J. Sports Med.**, v.16, p.444-8, 1988.
- KORVICK, D.L., CUMMINGS, J.F., GROOD, E.S., HOLDEN, J.P., FEDER, S.M., BUTLER, D.L. The use of an implantable force transducer to measure patellar tendon forces in goats. **J. Biomech.**, v.29, p.557-61, 1996.
- LEE, T.Q., WOO, S.L-Y. A new method for determining cross-sectional shape and area of soft tissues. **J. Biomech. Eng.**, v.110, p.110-4, 1988.
- LEMAIRE, M. Instabilite chronique du genou. Techniques et results des plasties ligamentaires en traumatologie sportive. **J. Chir. (Paris)**, v.110, p.281-94, 1975.
- 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, p.232-5, 1995.
- LOSEE, R.E., JOHNSON, T.R., SOUTHWICK, W.O. Anterior subluxation of the lateral tibial plateau: a diagnostic test and operative repair. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.60, p.1015-30, 1978.

- MABUCHI, K., HAYATSU, K., FUHIE, H., YAMAMOTO, M. Stiffness of canine stifle joint ligaments at relatively high rates of elongation. **J. Biomech. Eng.**, v.113, p.404-9, 1991.
- MAEDA, A., SHINO, K., HORIBE, S., MATSUMOTO, N., NAKAMURA, N., TORITSUKA, Y. Remodelling of allogenic and autogenous patellar tendon grafts in rats. **Clin. Orthop.**, n.335, p.298-309, 1997.
- MAEDA, A., SHINO, K., HORIBE, S., NAKATA, K., BUCCAFUSCA, G. Anterior Cruciate ligament Reconstruction with Multistranded autogenous semitendinosus tendon. **Am. J. Sports Med.**, v.24, 504-9, 1996.
- MARDEN, R.A., RASKIND J.R., CARROL M. Prospective evolution of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction. Patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendons. **Am. J. Sports Med.** ,v.19, p.340-2, 1991.
- MATAVA, M.J., HUTTON, W.C. A biomechanical comparison between the central one-third patellar tendon and the residual tendon. **Br. J. Sports Med.**, v.29, p. 178-84, 1995.
- MATTHEWS, L.S., ELLIS, D. Viscoelastic properties of cat tendon: effects of time after death and preservation by freezing. **J. Biomech.**, v.1, p.65-71, 1968.
- MAUCK, H.P. A new operative procedure for instability of the knee. **J. Bone Joint Surg.**, v.18, p.984-90, 1936.
- MAYO ROBSON, A.W. Ruptured crucial ligaments and their repair by operation. **Ann. Surg.**, v.37, p.716-8, 1903.

- MCCARROL, J.R. Fracture of the patella during a golf swing following reconstruction of the anterior cruciate ligament: a case report. **Am. J. Sports Med.**, v.11, p.26-7, 1983.
- MCKERNAN D.J., PAULOS L.E. Granft selection. In: FU F.H.(Ed.) **Knee surgery**. Baltimore: Willians & Wilkins, 1994., p.667-78.
- MCKERNAN D.J., WEISS J.A., DEFFNER K.T., GREENWALD R.M. Tensile properties of grácilis, semitendinoseus and ptellar tendons from the same donor. **Trans. Orthop. Res. Soc.**, v.20, p.39, 1995.
- MOELLER, H.D., BOSCH, V., DECKER, B. Collagen fibril diameter distribution in patellar tendon autografts after posterior cruciate ligament reconstruction in sheep: changes over time **J. Anat.**, v.187, p.161-7, 1995.
- MORRISON, D.F. Tests of hypotheses on means. In: \_\_\_\_ **Multivariate statistical methods**. Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha, 1976. p.128-169.
- MÜLLER, S.S. **Análise comparativa das propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo**: estudo experimental em cadáveres humanos. Botucatu, 1998. 231p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina, Universidade Estadual Paulista.
- NASH, W.A.Tração e compressão. In: ---. **Resistência dos materiais**. São Paulo: Mcgraw-Hill, 1972.,11-38.
- NICHOLAS, J.A. The five-one reconstruction of anteromedial instability of the knee. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.55, p.899-922, 1973.



NORMAN, G.R., STREINER, D.L. **Biostatistics** - the base essentials. St Louis: Mosby-year book, 1994. 260p.

NOYES, F.R., DE LUCAS, J.L., TORVIK, P.J. Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.56, p.236-53, 1974a.

NOYES, F.R., TORVIK, P.J., HYDE, W.B., DELUCAS, J.L. Biomechanics of ligament failure. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.56, p.1406-18, 1974b.

NOYES, F.R., GROOD, E.S. The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys. Age related and species-related changes. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.58, p.1074-82, 1976.

NOYES, F.R., BUTLER, D.L., GROOD, E.S., ZERNICKE, R.F., HEFZY, M.S. Biomechanical analysis of human ligaments grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.66, p.344-52, 1984.

NOYES, F.R., BARBER, S.D. The effect of an extra-articular procedure on allograft reconstruction for chronic ruptures of the cruciate ligament. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.73, p.882-92, 1991.

O'BRIEN, S.J., WARREN, R.F., PAULOV, H. Reconstruction of the chronically insufficient anterior cruciate ligament with the central third patellar ligament. **J. Bone Joint Surg. Am.**, 73 v. 73, p.278-86, 1991.

O'DONOGHUE, D.H. An analysis of end results of surgical treatment of major injuries to ligaments of the knee. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.37, p.1-13, 1955.

- OTERO, A.L., HUTCHESON.L. A comparison of the doubled semitendinosus/gracilis and central third of the patellar tendon autografts in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy**, v.9, p.143-8,1993.
- OTTO, D., PINCZEWSKI, L.A., CLINGELEFFER, A., ODELL, R. Five-year results of single-incision arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. **Am J. Sports Med.**, v.26, p.181-8, 1988.
- PALMER, I. On the injuries to the ligaments of the knee joint. **Acta Chir. Scand. Suppl.**, v.53, 1938.
- PAULOS, L.E., ROSENBERG, T.D., DRAWBERT, J. Infrapatellar contracture syndrome: an unrecognized cause of knee stiffness with patella entrapment and patella infera. **Am. J. Sports Med.**, v.15, p.331-41, 1987.
- PAULOS, L.E., CHERF, J., ROSENBERG, T.D., BECK, C.L. Anterior cruciate ligament reconstruction with autografts. **Clin. Sports Med.**, v.10, p.469-85, 1991.
- PEREIRA, H.R. **Efeitos de métodos de conservação sobre conjunto miotendinoso isolado de coelho: estudo biomecânico.** Botucatu, 1991. 59p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina, Universidade Estadual Paulista.

- RAUCH, G., GERBERSDORF, M., DÖRNER, P., LENGESFELD, M.,  
GRISS, P. Biomechanische untersuchung über die zugfestigkeit  
lyophilisierter und tiefgefrorener humaner Achillessehnen nach gamma  
und ethylenoxid sterilisation. **Z. Orthop.**, v.129, p.393-9, 1991.
- REIDER, B., MARSHALL, J.L., KOSLIN, B., RING, B. GIRGIS, F.G. The  
anterior aspect of the knee joint. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.63,  
p.351-6, 1981.
- ROGERS, G.J., MILTHORPE, B.K., MURATORE, A., SCHINDHELM, K.  
Measurement of the mechanical properties of the ovine anterior  
cruciate ligament bone-ligament-bone complex: a basis for prosthetic  
evaluation. **Biomaterials**, v.11, p.89-96, 1990.
- ROSENBERG, T.D., FRANKLIN, J.L., BALDWIN, G.N., NELSON, K.A.  
Extensor mechanism function patellar tendon graft harvest for anterior  
cruciate ligament reconstruction. **Am. J. Sports Med.**, v.20, p.519-26,  
1992.
- ROSSI, J.D.M.B.A., LEIVAS, T.P., MORÉ, A.D.O., CAMANHO, G.L.,  
MONTENEGRO, N.B., MACHADO, J.W.R. Ligamento cruzado e  
tendão patelar: estudo mecânico e correlações clínicas. **Rev. Bras.  
Ortop.**, v.25, p.197-201, 1990.
- ROWDEN N.J., SHERD., ROGERS G.J., SCHINDHELM K. Anterior  
cruciate ligment graft fixation. Initial Comparison of patellar tendon and  
semitendinosus autografts in young fresh cadavers. **Am. J. Sports  
Med.**, v.25, p. 472-8, 1997.

- SACHS, R.A., DANIEL, D.M., STONE, M.L., GARFEIN, R.F.  
Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. **Am. J. Sports Med.** v.17, p.760-5, 1992.
- SALVI, M., VELLUTI, C., MISASI, M., BARTOLOZZI, P., QUACCI, D., DELL'ORBO, C. Ultrastructure of periprosthetic dacron knee ligament: two cases of ruptured anterior cruciate ligament reconstruction. **Acta Orthop. Scand.**, v.62, p.174-7, 1991.
- SANDBERG, R., BALKFORS, B. The durability of anterior cruciate reconstruction with the patellar tendon. **Am. J. Sports Med.**, v.16, p.341-3, 1988a.
- SANDBERG, R., BALKFORS, B. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A 5-year follow-up of 89 patients. **Acta Orthop. Scand.**, v.59, p.288-93, 1988b.
- SEO, J-G, CHO, D-Y., KIM, K-Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament with Achilles tendon autograft. **Ortopedics**, v.16, p.719-24, 1993.
- SGAGLIONE, N.A., WARREN, R.F., WICKIEWICZ, T.L., GOLD, D.A., PANARIELLO, R.A. Primary repair with semitendinosus tendon augmentation of acute anterior cruciate ligament injuries. **Am J. Sports Med.**, v.18, p.64-73, 1990.
- SHINO, K., NAKAGAWA, S., INOVE, M.: Deterioration of patellofemoral articular surfaces after anterior cruciate ligament reconstruction. **Am. J. Sports Med.**, v.21, p.206-11, 1993.

- SMITH, B.A., LIVESAY, G.A., WOO, S.L.Y. Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. **Clin. Sports Med.**, v.12, p.637-70, 1993.
- SMITH, J.J., LEWIS, J.L., MENTE, P.L., LINDQUIST, C.M., POFF, B.C., LEW, W.D. Intraoperative force-setting did not improve the mechanical properties of an augmented bone-tendon-bone anterior cruciate ligament graft in a goat model. **J. Orthop. Res.**, v.14, p.209-15, 1996.
- SNOOK, G. A. A short history of the anterior cruciate ligament and the treatment of tears. **Clin. Orthop.**, n.172, p.11-3, 1983.
- STARK, J. Two cases of rupture of the crucial ligaments of the knee-joint. **Edinb. Med. Surg.**, v.74, p.267-71, 1850.
- STEINER M.E., HECKER A.T. BROWN C.H., HAYES W.C. Anterior Cruciate Ligamente Graf Fixation: Comparison of hamstring and patelar tendon grafts. **Am. J. Sports Med.**, v.22, p.240-7, 1994.
- THERMANN, H., FRERICHS, O., BIEWENER, A., KRETTEK, C., SCHANDELMAIDER, P. Biomechanische untersuchungen zur menschlichen Achillessehnenruptur. **Unfallchirurg**, v.98, p.570–5, 1995.
- TIPTON, C.M., JAMES, S.L. MERGNER, W., TCHENG, T. Influence of exercise on strength of medial collateral ligaments of dogs. **Am. J. Physiol.**, v.218, p.894-902, 1970.

- TOHYAMA, H., BEYNNON, B.D., JOHNSON, R.J., RENSTROM, P.A., ARMS, S.W. The effect of anterior cruciate ligament graft elongation at the time of implantation on the biomechanical behavior of the graft and knee. **Am. J. Sports Med.**, v.24, p.608-14, 1996.
- TORZILLI, P.A., ARNOCZKY, S.P. Mechanical properties of the lateral collateral ligament: effect of cruciate instability in the rabbit. **J. Biomech. Eng.**, v.110, p.208-12, 1988.
- VIIDIK, A., LEWIN, T. Changes in tensile strenght characteristics and histology of rabbit ligaments induced by different modes of postmortal storage. **Acta Orthop. Scand.**, v.36, p.141-55, 1966.
- VIIDIK, A. Biomechanical behavior of soft connective tissues. In: AKKAS, N. (Ed.) **Progress in biomechanics**. Apen aan den Rijn: Sijthoff and Nordhoff, 1979. p. 75-113.
- VIIDIK, A. Mechanical properties of parallel-fibred collagenous tissues. In: VIIDIK, A., VUUST, J. (Eds.) **Biology of collagen**. London: Academic Press, 1980. p. 237-255.
- VILLIGER, K.J. Secondary replacement reconstruction of the anterior cruciate ligament using pediculated grácilis tendon from the proximal musculature. **Beitr. Orthop. Traumatol.**, v. 36, p.478-85, 1989.
- WILSON, W.J., SCRANTON JR., P.E. Combined reconstruction of the anterior cruciate ligament in competitive athletes. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v.72, p.742-8, 1990.

- WILSON, T.W., ZAFUTA, M.P., ZOBITZ, M. A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. **Am. J. Sports Med.**, v.27, p.202-7, 1999.
- WOO, S.L.-Y., DANTO, M.I., OHLAND, K.J. The use of a laser micrometer system to determine the cross-sectional shape and area of ligaments: a comparative study with two existing methods. **J. Biomech. Eng.**, v.112, p.426-31, 1990a.
- WOO, S.L.-Y., WEISS, J.A., GOMES M.A., HAWKINS, D.A. Measurement of changes in ligament tension with knee motion and skeletal maturation. **J. Biomech. Eng.**, v.112, p.46-51, 1990c.
- WOO, S.L.-Y., PETERSON, R.H., OHLAND, K.J., SITES, T.J., DANTO, M.I. The effects of strain rate on the skeletally imature and mature rabbits: a biomechanical and histological study. **J. Orthop. Res.**, v.8, p.712-21, 1990d.
- WOO, S.L.-Y., HOLLIS, J.M., ADAMS, D.J., LYON, R.M., TAKAI, S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament – tibia complex. The effects of specimen age and orientation. **Am. J. Sports Med.**, v.19, p.217-25, 1991.
- WOO, S. L.-Y., SMITH, B.A., JOHSON, G.A. Biomichanics of knee ligaments. In: FU, F.H. (Ed) *Knne Surgery*, Baltimore:Wilians & Wilkins, 1994, p.155-172.
- YASUDA, K., ORKOSHI, Y., TANABE Y., KANEDA, K. Graff site morbidity with antagenous semitendinosus and gracilis tendons. **Am. J. Sports Med.**, v.23, p. 706-14, 1995.

YOSHIYA, S., ANDRISH, J.T., MANLEY, M.T., BAUER, T.W. Graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo study in dogs. **Am. J. Sports Med.**, v.15, p. 464-70, 1987.

ZARINCZNYJ, B. Reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee using a doubled tendon graft. **Clin. Orthop.**, n.220, p.162-75, 1987.

ZARINS, B., ROWE, C.R. Anterior cruciate ligament reconstruction: combined method using semitendinosus tendon and iliotibial tract. **Orthop. Trans.**, v.4, p.291-8, 1980.

ZEUMER, B., SENST, W. Primary and secondary augmentation reconstruction of the anterior cruciate ligament with the grácilis tendon. **Beitr. Orthop. Traumatol.**, v.36, p.491-8, 1989.



## 9. ANEXOS

Os anexos I, II e III apresentam os valores individuais de toda a amostra nos três grupos.