



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicasociedade@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e

Traumatologia

Brasil

Swain Müller, Sérgio; Almeida Silvares, Paulo Roberto de; Pereira Rosa, Hamilton da; Silva Moraes, Marcos Augusto de; Sardenberg, Trajano; Leivas Puga, Tomaz

Análise comparativa das propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo

Acta Ortopédica Brasileira, vol. 12, núm. 3, julho-setembro, 2004, pp. 134-140

Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65712301>

- ▶ Como citar este artigo
- ▶ Número completo
- ▶ Mais artigos
- ▶ Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Análise comparativa das propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo

Comparative analysis of the mechanical properties of the patellar ligament and calcaneus tendon

SÉRGIO SWAIN MÜLLER¹, PAULO ROBERTO DE ALMEIDA SILVARES¹, HAMILTON DA ROSA PEREIRA¹, MARCOS AUGUSTO DE MORAES SILVA¹, TRAJANO SARDENBERG², TOMAZ PUGA LEVAS³

RESUMO

Com a finalidade de se comparar as propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo foram realizados ensaios de tração em material obtido de 25 cadáveres humanos. A idade dos doadores foi 58 ± 14 anos (33-85), sendo 19 (76%) masculinos e 6 (24%) femininos, 23 brancos (92%) e dois negros (8%). Os materiais foram testados em seus 10 mm centrais, com velocidade de aplicação de carga de 30 mm/min. Foi obtida a área de secção dos corpos de prova para que fossem estudadas as propriedades estruturais e materiais. Foram estudadas as seguintes variáveis: carga máxima (N), tensão (MPa), módulo de elasticidade (MPa), energia (Nm), alongamento absoluto (mm) e específico (%), limite de proporcionalidade (N), além da tensão (MPa) e alongamentos neste ponto. A análise estatística revelou que ambos possuem carga máxima, limite de proporcionalidade e tensão semelhantes ($p > 0,05$). Nas outras variáveis ocorreu diferença significativa ($p < 0,05$) com o tendão calcâneo apresentando valores maiores para energia e alongamento. O módulo de elasticidade, significativamente maior no ligamento da patela ($p < 0,05$), foi a variável que melhor caracterizou a diferença do comportamento mecânico dos dois materiais.

Descriptores: Biomecânica; Ligamento patelar; Tendão do calcâneo.

INTRODUÇÃO

Pode-se considerar que a reconstrução dos ligamentos cruzados do joelho esteja atualmente assimilada e incorporada ao arsenal terapêutico do cirurgião ortopédico. A aceitação das reconstruções tornou-se possível pelos resultados seguros e reproduzíveis das técnicas cirúrgicas que surgiram apoiadas em conhecimentos derivados da pesquisa básica, com destaque na biomecânica dos substitutos.

O sucesso da reconstrução ligamentar é multifatorial e passa pela seleção do substituto com base nas propriedades estruturais e materiais, características de fixação, biocompatibilidade, além do posicionamento, ajuste de tensão do enxerto e reabilitação⁽¹⁶⁾.

SUMMARY

Traction tests were performed in specimens obtained from 25 human cadavers, with the purpose of comparing the mechanical properties of the patellar ligament and the calcaneus tendon. Age range of donors was 58 ± 14 years (33-85). There were 19 (76%) males and 6 (24%) females; 23 whites (92%) and 2 blacks (8%). The 10-mm central portion of the specimens was tested at a load application rate level of 30 mm/min. The cross-sectional area of the specimens was obtained so that their structural and material properties could be studied. The following variables were studied: ultimate load (N), stress (MPa), elasticity modulus (MPa), energy (Nm), absolute (mm) and specific strain (%), yield point (N), yield point stress (MPa). Statistical analysis revealed that both the patellar ligament and the calcaneus tendon, the ultimate load, proportionality limits and ultimate stress, were similar ($p > 0,05$). The other variables showed significant differences ($p < 0,05$). Energy and strain values were higher in the calcaneus tendon. The elasticity modulus, significantly higher in the patellar ligament ($p < 0,05$) was the variable that best characterized the mechanical behavior of both materials.

Key words: Biomechanics; Patellar ligament; Achilles tendon.

INTRODUCTION

The reconstruction of the knee cruciate ligament is currently considered as assimilated and incorporated into the orthopedic practice. This reconstructive procedure has become accepted thanks to the reliable and reproducible results which have been obtained by using surgical techniques developed from the knowledge obtained from basic research, especially on the biomechanics of replacements.

The success of ligament reconstruction is multifactorial and includes the choice of the replacement material, which should be based on structural and material properties, fixation characteristics and biocompatibility, as well as placement, graft stress adjustment and rehabilitation⁽¹⁶⁾.

Trabalho realizado no Departamento de Cirurgia e Ortopedia e Laboratório de Cirurgia Experimental da Faculdade de Medicina de Botucatu (FMB - UNESP)

1 - Professor Assistente Doutor do Depto de Cirurgia e Ortopedia, FMB - UNESP

2 - Professor Assistente do Depto de Cirurgia e Ortopedia, FMB - UNESP

3 - Engenheiro Chefe do Laboratório de Biomecânica (LIM 41), IOT - HC FMUSP

Endereço para correspondência: Departamento de Cirurgia e Ortopedia - Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP - Botucatu - São Paulo - Cep: 18.618.970 - Tel: (14) 3811-6230 - e-mail: muller@fmb.unesp.br

Work performed at the Surgical and Orthopedics Dept. and the Experimental Surgery and Orthopedics Department of the Botucatu School of Medicine (FMB - UNESP)

1 - PHD Assistant Professor of the Surgery and Orthopedics Dept., FMB - UNESP

2 - Assistant Professor of the Surgery and Orthopedics Dept., FMB - UNESP

3 - Head Engineer of the Biomechanics Laboratory (LIM 41), IOT - HC FMUSP

Address: Departamento de Cirurgia e Ortopedia Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP - Botucatu - São Paulo - Cep: 18.618-970 - e-mail: muller@fmb.unesp.br

Como alternativas para auto e aloenxerto têm sido propostos o ligamento da patela, tendões dos músculos semitendíneo e grátil, fáscia-lata, tendão do músculo quadriceps da coxa e tendão calcâneo.

A análise da literatura em biomecânica a respeito dos substitutos citados permite notar que tem sido pouco estudado o perfil mecânico do tendão calcâneo, embora sua aplicação clínica venha sendo recomendada por diversos autores^(1, 5, 12, 17, 18).

Bowen et al.⁽²⁾, escrevendo sobre reconstrução do ligamento cruzado posterior, afirmou que diversos substitutos já foram testados biomecânicamente, com exceção do tendão calcâneo, mas mesmo assim recomendou sua utilização. Safran⁽¹⁶⁾, afirmou que o tendão calcâneo é o maior e mais resistente tendão do corpo humano, com grande área de secção de tecido colágeno, o que o tornaria uma boa escolha para reconstruções. Esta afirmação não está, entretanto, apoiada em nenhuma evidência científica ou citação da literatura. Entendemos que o tendão calcâneo deve ser melhor conhecido do ponto de vista mecânico e também comparado ao ligamento da patela que tem sido bastante utilizado, e considerado por muitos como o melhor substituto dos ligamentos cruzados.

O objetivo da presente investigação é, portanto, estabelecer análise crítica comparativa do perfil mecânico, estrutural e material, do ligamento da patela e do tendão calcâneo.

MATERIAL E MÉTODOS

Utilizaram-se 25 cadáveres humanos com média de 58 ± 14 anos (33 - 85), peso de 60 ± 13 kg (36 - 81) e altura de $1,66 \pm 0,09$ m (1,48 - 1,83), sendo 19 masculinos (76%) e seis femininos (24%), 23 brancos (92%) e dois negros (8%), dos quais foram obtidos os dois ligamentos da patela, juntamente com porção proximal da tíbia e patela, e os dois tendões calcâneos, juntamente com a fáscia dos músculos gastrocnêmios e o calcâneo, totalizando 100 peças anatômicas.

Imediatamente após a retirada cada peça foi identificada, colocada em saco plástico e estocada em freezer a -20°C , por período de 1 a 3 meses.

No dia da realização do ensaio, as peças foram retiradas do congelador e mantidas em temperatura ambiente durante 4 horas, cobertas com compressas embebidas em solução isotônica de cloreto de sódio.

Após o descongelamento foram realizadas medições do comprimento, largura e área de secção de cada peça. Para o tendão calcâneo foi adotado como comprimento o valor do ligamento da patela do mesmo cadáver, para que os corpos de prova tivessem o mesmo comprimento.

Na sequência as peças foram fixadas em garras especialmente desenvolvidas para patela, tíbia e partes moles, colocadas na máquina universal de ensaios, e com bisturi de lâminas paralelas (10 mm) foi isolada a porção central. Obteve-se a medida do perímetro, que foi aplicada à fórmula para cálculo da área de secção do corpo de prova.

Foi utilizada máquina universal de ensaios mecânicos, (marca EMIC, modelo DL 10.000, Brasil), com célula de carga de 5.000 N, e velocidade de aplicação de carga de 30 mm/min.

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, forneceu os valores das seguintes variáveis: carga máxima, tensão na carga máxima, módulo de elasticidade, energia e energia por área na carga máxima e alongamento absoluto e específico na carga máxima.

As alternativas a auto grafts and allografts, patellar ligament, tendons of the semitendinous and gracilis muscles, fascia lata, quadriceps tendon and calcaneus tendon have been suggested.

The analysis of the literature on the biomechanics of these replacements reveals that although little attention has been paid to the mechanical profile of the calcaneus tendon, several investigators have recommended its clinical application^(1,5,12,17,18).

In a study on posterior cruciate ligament reconstruction, Bowen et al⁽²⁾, reported that several replacements, but the calcaneus tendon, had already been mechanically tested. Nonetheless, they recommended its use.

Safran⁽¹⁶⁾ reported that the calcaneus tendon is the largest and most resistant tendon found in the human body, and that its large collagen tissue cross-sectional area makes it a good choice for reconstructions. However, there is no scientific evidence or statements to support this idea.

Therefore, we believe the calcaneus tendon should be better known from the mechanical standpoint, and that it should be compared with the patellar ligament, which has been largely used and is considered, by many, as the best replacement for cruciate ligaments.

The objective of the present research is, thus, to determine the comparative critical analysis of the mechanical, structural and material profiles of the patellar ligament and of the calcaneus tendon.

MATERIALS AND METHODS

Twenty-five human cadavers were used. Mean age was 58 ± 14 years (33-25); mean weight, 60 ± 13 kg (36-81); and, mean height, 1.66 ± 0.09 m (1.48-1.83). There were 19 males (76%) and 6 females (24%); 23 whites (92%) and 2 blacks (8%). Two patellar ligaments attached to the proximal portion of the tibia and the patella, and two calcaneus tendons attached to the fascia of the gastrocnemius and calcaneus muscles, making a total of 100 anatomic specimens, were harvested from each donor.

Immediately following removal, each specimen was identified, placed into a plastic bag and kept in a freezer at -20°C for a period that ranged from 1 to 3 months.

Specimens were thawed at room temperature and dressed in sodium chloride isotonic saline for four hours preceding testing.

Following thawing, length and cross-sectional area of each specimen was measured. As for the calcaneus tendon, the length value adopted equaled that of the patellar ligament of the same cadaver, so that test-specimens had the same length.

The specimens were subsequently fixed by jaws specially designed for the patella, tibia and soft tissues and placed in the mechanical machine test. The central portion was isolated by using a parallel-blade scalpel (10mm). Specimen's perimeter was measured and the cross-sectional area was calculated.

Testing was performed using an EMIC machine (model DL 10.000, Brazil) with a 5.000 N load cell and load application speed of 30mm/min.

Before testing, test-specimen length and cross-sectional area were inputted into the software program. The final report, besides the load-elongation diagram, included the value of the following variables: ultimate load, stress at ultimate load point, the elasticity modulus, energy and energy per area at ultimate load, as well as absolute and specific strain at ultimate load.

Aplicando-se o método gráfico de Johnson⁽⁴⁾, nos diagramas carga-alongamento, obteve-se o limite de proporcionalidade além da tensão e alongamento absoluto e específico neste ponto.

O estudo comparativo de todas as variáveis, nos lados, direito e esquerdo, entre os dois materiais foi realizado pelo teste F de análise de variância de medidas repetidas num único grupo (comparação através de média), complementado com a construção dos intervalos de confiança simultâneos (limites inferior e superior). A discussão do resultado estatístico foi feita ao nível de 5% de significância e os limites do intervalos construídos ao nível de 95% de confiança¹⁴.

RESULTADOS

A Tabela 1 inclui medidas anatômicas e as medidas de carga, tensão, módulo de elasticidade, energia e alongamentos (absoluto e relativo) na ruptura e o limite de proporcionalidade, tensão e alongamentos neste ponto. Há diferença significativa na área de secção das peças inteiras e também dos 10 mm centrais. Observa-se para o ligamento da patela que o isolamento dos 10 mm centrais levou a perda de aproximadamente metade da área de secção, o que indica que a porção central é mais espessa que as periféricas.

A análise estatística mostrou que o comportamento mecânico é semelhante ($p>0,05$) nos dois materiais quando observamos a carga máxima, tensão, limite de proporcionalidade e tensão neste ponto, o que poderia sugerir que estes materiais são muito semelhantes, mas quando observamos os valores obtidos para o módulo de elasticidade, energia e alongamentos no ponto de ruptura e também no limite de proporcionalidade percebemos que os valores são significativamente maiores ($p<0,05$) no tendão calcâneo em relação ao ligamento da patela, com exceção do módulo de elasticidade, aproximadamente 3 vezes maior no ligamento da patela. Estas diferenças de comportamento mecânico podem ser melhor observadas na Figura 1 que apresenta as curvas de tensão-alongamento relativo dos dois grupos estudados.

Dos 50 ligamentos da patela testados, 47 (94%) apresentaram ruptura na inserção patelar, 1 (2%) na porção média do ligamento e 2 (4%) em local indeterminado (rupturas complexas). No tendão calcâneo foi observado ruptura na inserção do calcâneo com fragmento ósseo em 18 (36%), desinserção no calcâneo em 3 (6%), 25 (5%) na substância do tendão e 4 (8%) indeterminadas.

The yield point was obtained, as well as stress and strain at yield point, by using the Johnson⁽⁴⁾ method in the load-elongation diagrams.

The comparative studies of all variables, for the right and left sides, of both types of specimens were performed using the variance analysis F test for repeated measures (comparison by average), complemented by elaborating the simultaneous confidence intervals (upper and lower limits). Statistical results were discussed at a significance level of 5%, and the limit of intervals at 95% confidence⁽¹⁴⁾.

RESULTS

Table 1 includes anatomic measures, ultimate load, ultimate stress, elasticity modulus, energy and strain (absolute and relative), yield point, yield point stress, yield point strain, energy to failure and the elasticity modulus at this point.

Significant statistical differences were observed both in the cross-sectional area of whole specimens and the cross-sectional area of the 10-mm central portion. In patellar ligaments, the isolation of the 10-mm central portion resulted in the loss of nearly half of the cross-sectional area, indicating that the central portion was thicker than the peripheral portions.

Statistical analysis revealed that both materials show similar mechanical behavior ($p>0,05$) regarding the ultimate load, ultimate stress, yield point and stress at yield point, suggesting that these materials are very similar. However, the values obtained for the elasticity modulus, energy and strain at failure load and at yield point were significantly ($p<0,05$) higher in the calcaneus tendon than in the patellar ligament specimens, with the exception of the elasticity modulus which were nearly 3-fold higher in the patellar ligament. These differences in mechanical behavior can be better observed in figure 1 that shows the stress-strain curves at failure concerning the two groups studied.

From the 50 patellar ligament tested, 47 (94%) presented a rupture at the patellar intersection, 1 (2%) at the mean portion of the ligament and 2 (4%) at undetermined sites (complex ruptures). A rupture was observed in the calcaneus tendon at the intersection of the calcaneus with the bone fragment in 18 (36%), calcaneus exposure in 3 (6%), 25 (5%) in the tendon substance and 4 (8%) undetermined.

Propriedade / Property	LP (N=50)	TC (N=50)	<i>p</i>
Comprimento Inicial (mm) / Initial lenght (mm)	$46,2 \pm 4,2$	$46,2 \pm 4,2$	$p>0,05$ NS
Área de secção (mm ²) Inteiro /Area (mm ²) Entire	$106,2 \pm 25,4$	$74 \pm 14,4$	$p<0,05$ S
10 mm centrais / Central 10 mm	$52,3 \pm 6,9$	$44,8 \pm 7,2$	$p<0,05$ S
Carga máxima (N) / Ultimate load (N)	1461 ± 448	1568 ± 411	$p>0,05$ NS
Tensão na carga máxima (MPa) / Ultimate stress (MPa)	$34 \pm 8,9$	$32 \pm 8,8$	$p>0,05$ NS
Alongamento relativo (%) / Ultimate strain (%)	14 ± 4	40 ± 9	$p<0,05$ S
Limite de proporcionalidade (N) / Yield point (N)	1215 ± 416	1156 ± 379	$p>0,05$ NS
Tensão no L. de proporcionalidade (MPa) / Yield point stress (Mpa)	$23 \pm 7,8$	$26 \pm 8,7$	$p>0,05$ NS
Alongamento no L. de proporcionalidade (%) / Yield point strain (%)	9 ± 2	26 ± 11	$p<0,05$ S
Energia na ruptura (N m) / Energy to failure (N m)	$5,3 \pm 2,8$	$17,6 \pm 7,4$	$p<0,05$ S
Módulo de elasticidade (MPa) / Modulus elasticity (MPa)	366 ± 79	121 ± 31	$p<0,05$ S

NS = Diferença não significativa / NS = non-significant difference

S = Diferença significativa / S = significant difference

Tabela 1 - Medidas anatômicas e propriedades mecânicas do ligamento da patela (LP) e do tendão calcâneo (TC).
Table 1 - Synopsis of anatomic measures and mechanical tensile properties of patellar ligament (PL) and calcaneus tendon (CT).

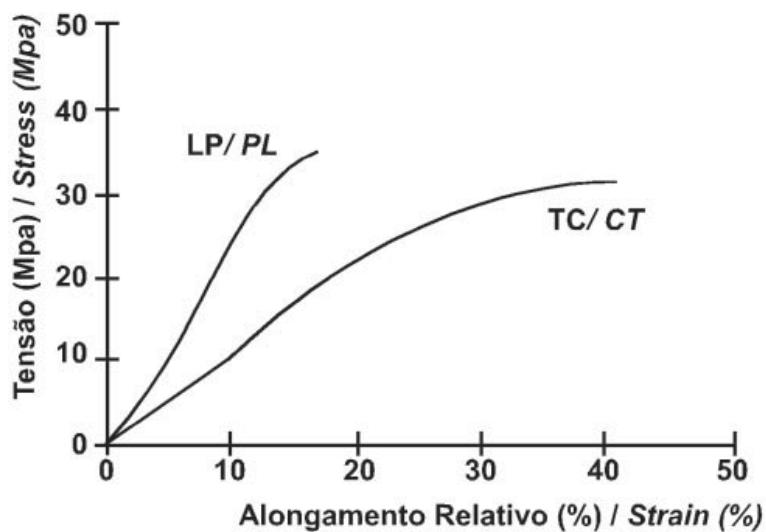


Figura 1 - Diagrama tensão – alongamento relativo para o ligamento da patela (LP) e tendão calcâneo (TC).

Figure 1 - Ultimate tensile stress-strain curves for the patellar ligament (PL) and the calcaneus tendon (CT).

DISCUSSÃO

A análise estatística, comparando as diversas propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo, mostra que estes dois materiais têm comportamento bastante distinto. No entanto, observando as comparações para carga máxima, tensão na carga máxima, a carga e tensão no limite de proporcionalidade, poderíamos concluir, erradamente, que os materiais são semelhantes, quando a análise de outros parâmetros mostra que isto não é verdadeiro. Viidik⁽²²⁾, comentando as propriedades mecânicas dos tecidos compostos por colágeno lembrou que a resistência máxima à tração é o valor de menor interesse do ponto de vista funcional, embora seja importante na elucidação das propriedades materiais. Além da carga máxima deve também ser medido o alongamento (deformação) do corpo de prova, que pode ser expresso em valores absolutos ou em porcentagem em relação ao comprimento inicial⁽²²⁾.

Os dados obtidos para o ligamento da patela e tendão calcâneo, relativos a módulo de elasticidade, energia na carga máxima, energia por área na carga máxima, alongamento na carga máxima, alongamento específico na carga máxima, alongamento no limite de proporcionalidade e alongamento específico no limite de proporcionalidade mostram que estes dois materiais possuem comportamento mecânico distinto quando submetidos à tração, caracterizados, no caso, por alongamento (deformação) diferentes ainda que com resistência máxima e limite de proporcionalidade semelhantes. Esta diferença de comportamento poderia ser afirmada de outra maneira: o tendão calcâneo tem capacidade de absorver mais energia que o ligamento da patela até o instante da ruptura.

A variável que melhor expressa a distinção de perfis mecânicos dos dois materiais talvez seja o módulo de elasticidade, que é o quociente da tensão convencional pelo alongamento específico num ponto qualquer do trecho elástico do diagrama carga-alongamento, até o limite de proporcionalidade (fase elástica).

Viidik⁽²²⁾ lembrou, entretanto, que este “módulo” não é idêntico ao módulo de elasticidade definido em engenharia e portanto, conclui-

DISCUSSION

Statistical analysis comparing the several mechanical properties of the patellar ligament and the calcaneus tendon specimens showed that these two materials have very distinct mechanical behaviors. However, when ultimate load, stress at ultimate load, load and stress at yield point of patellar ligaments and calcaneus tendons were compared, one could be led to erroneously conclude that these materials were similar. However, the analysis of other parameters showed this was not true. Viidik⁽²²⁾, studying the mechanical properties of the collagenous tissues, observed that although ultimate tensile strength is of little interest from a functional standpoint, it is very useful to elucidate material properties. The strain of the test-specimen should also be measured in addition to the ultimate load, and may be expressed as a percentage of the initial length⁽²²⁾.

In this study, the data obtained regarding the elasticity modulus, energy to failure, strain at ultimate load, and strain at yield point, show that the patellar ligament and the calcaneus tendon specimens display distinct behaviors when submitted to traction, i.e., they feature different strain values (deformations) even when ultimate resistance and yield point are similar. This difference in behavior could be reported otherwise: the calcaneus tendon is capable of absorbing more energy than the patellar ligament, up to where the failure point is reached.

The variable that best expresses the difference between the mechanical profiles of the materials studied is, perhaps, the elasticity modulus, which is the ratio of conventional stress to specific strain at any point in the elastic region of a stress-strain diagram, until yield point (elastic stage) is reached.

Viidik⁽²²⁾, however, observed that this “modulus” is not identical to the elasticity modulus as defined in engineering. Therefore, conclusions about the “elasticity” of biological materials should be understood with the knowledge that these materials have non-linear elastoviscosity characteristics, which include a certain degree of plasticity.

sões a respeito da "elasticidade" de materiais biológicos devem ser entendidas lembrando-se que estes materiais possuem características visco-elásticas não lineares, que incluem certo grau de plasticidade.

Viidik⁽²²⁾ afirmou, também, que a energia necessária para a ruptura tem recebido pouca atenção da maioria dos investigadores, mas deve ser analisada porque é indicativa da capacidade do tecido de resistir à impactos, característica que nem a carga máxima nem o alongamento permitem inferir. Com relação a este ponto é interessante notar a maior capacidade do tendão calcâneo absorver energia, em relação ao ligamento da patela, o que o tornaria, em tese, mais capacitado para resistir a impactos.

A constatação da diferença dos módulos de elasticidade do ligamento da patela e do tendão calcâneo leva ao questionamento dos motivos que poderiam explicar esta discrepância existente em materiais aparentemente semelhantes.

Viidik⁽²¹⁾ afirmou que as características biomecânicas de tecidos complexos são dependentes de sua geometria, composição bioquímica ou de ambos. Chamou a atenção para o termo "complexo" já que nenhum tecido é "simples", isto é formado somente por fibras colágenas paralelas, existindo irregularidades no arranjo das fibras e diferentes quantidades de colágeno, elastina e substância amorfã (proteoglicanos).

Estudando especificamente à configuração geométrica de diferentes materiais e a possível repercussão no comportamento mecânico, Bull⁽³⁾ comparou a resposta à tração do fio de seda natural e de nailon produzido artificialmente e observou que o diagrama carga-alongamento era diferente nos dois materiais, sendo que o fio natural apresentou traçado mais inclinado que o fio artificial e portanto, menor alongamento para uma mesma carga.

Viidik⁽²¹⁾, classificou o comportamento da fibra artificial de histerético, caracterizado pela resposta de um sistema a uma solicitação externa se atrasar em relação ao incremento produzido, que teria como causa o atrito entre as fibras do material sintético além da influência do arranjo geométrico.

A principal diferença, que explicaria traçados diferentes, pode estar no fato de um tecido ter a maioria ou totalidade de suas fibras colágenas em paralelo, enquanto em outros apesar de haver uma direção principal das fibras, o alinhamento não é tão paralelo, consumindo-se mais tempo, energia e alongamento até a ruptura^(8,9).

Mesmo não tendo sido objetivo deste trabalho investigar aspectos da macro e microarquitetura do ligamento da patela e do tendão calcâneo, é possível, pela comparação das propriedades mecânicas, supor que as diferenças encontradas sejam atribuídas à influência da configuração geométrica dos dois materiais, entre outras.

A observação macroscópica do ligamento da patela e do tendão calcâneo permite identificar diferença no arranjo das fibras, que são aparentemente paralelas no ligamento da patela e com aspecto menos regular no tendão calcâneo. Esta diferença de arranjo provavelmente guarda relação com o aspecto funcional. Enquanto o ligamento da patela encontra-se entre dois ossos (patela e tibia) e apresenta morfologia bastante regular atuando como transmissor da força gerada pelo quadríceps até a tuberosidade anterior da tibia na produção da extensão da perna, o tendão calcâneo apresenta inserção óssea distal, mas sua porção proximal vincula-se aos músculos gastrocnêmios. Este tendão transmite força ao calcâneo para a flexão plantar do pé e também se acomoda lateral ou medialmente quando o calcâneo assume posição em varo ou valgo. Atua ainda na absorção de impactos durante a marcha, corrida, salto, etc.

Viidik⁽²²⁾ also observed that, although little attention has been paid to the energy required for the rupture, this energy should be analyzed, because it is an indicator of the tissue shock resistance, a characteristic that the ultimate load nor the strain allow us to infer. It is noteworthy that this greater capacity to absorb energy makes the calcaneus tendon, in theory, more able to resist shocks.

The difference in the elasticity modulus found between the patellar ligament and the calcaneus tendon specimens leads us to search for the reasons that could explain this discrepancy between two apparently similar materials.

Viidik⁽²¹⁾ reported that the biomechanical characteristics of complex tissues are dependent on their geometry, biomechanical composition, or both. He stressed the term "complex" as no tissue is "simple", that is, formed only by parallel-fibered collagen. Indeed, they are formed by irregularly arranged fibers and different amounts of collagen, elastin and amorphous substance (proteoglycans).

Bull⁽³⁾, studying the geometry of different materials and its possible effects on mechanical behavior, compared the response to traction produced by the thread of natural silk with that of the artificially produced nylon thread, and observed that the load-elongation diagram of these two materials were different. The natural thread presented a steeper slope than the artificial thread, i.e., less strain for the same load.

Viidik⁽²¹⁾ classified the artificial thread behavior as hysteretic, in which the response from a system to an external solicitation is below the increment produced. This behavior would be caused by the friction between the fibers of the synthetic material and the influence of the geometric arrangement.

The main difference that could explain the different slopes may lie on the fact that, in a tissue most or all collagen fibers are parallel, whereas in others, even though the fibers have a main direction, the alignment is not parallel and therefore, more time, energy and strain are required to failure^(8,9).

Even though the purpose of this work was not to investigate the aspects of the macro and micro architecture of the patellar ligament and the calcaneus tendon, the comparison of their mechanical properties suggest that the differences found between them may be attributed to the influence of the geometric configuration of both materials, among other things.

Macroscopic observation of the patellar ligament and the calcaneus tendon specimens allowed us to identify a difference in the fiber arrangement. In the patellar ligament specimens the fibers were apparently parallel, whereas in the calcaneus tendon specimens they were irregularly arranged. This difference in arrangement is likely to be related to the functional aspect. The patellar ligament is located between two bones (patella and tibia) and its morphology is quite regular. The patellar ligament transmits the power generated by the quadriceps to the anterior tuberosity of the tibia, to produce leg extension. The calcaneus tendon, on its turn, presents a distal bony insertion, but its proximal portion is connected to the gastrocnemius muscles. This tendon transmits power to the calcaneus to produce foot plantar flexion, and moves toward a lateral or medial position when the calcaneus is at the varus or valgus positions. In addition, it absorbs shock during walking, running, jumping, etc.

Despite the fact that their ultimate tensile strength and yield point are similar, the structures that have different functions and locations, in

Estruturas com funções e localizações diferentes, além de possíveis diferenças na composição bioquímica, possuem também, comportamento mecânico distinto, caracterizado aqui, pelo módulo de elasticidade, apesar de apresentarem resistência máxima à tração e limite de proporcionalidade semelhantes.

Relevância Clínica

Diversos estudos^(10,19,20) tem analisado o efeito do alongamento do enxerto no instante da fixação. Os resultados não são homogêneos e, enquanto alguns demonstraram influência do pré-tensionamento⁽¹⁰⁾ ou da tensão inicial da fixação⁽²⁰⁾ nas propriedades mecânicas outro estudo⁽¹⁹⁾ não revelou alteração de perfil mecânico do enxerto dependente da tensão inicial na fixação.

Não há, portanto, conclusões definitivas sobre o efeito de tensão inicial na remodelação e propriedades mecânicas futuras do enxerto, mas existem evidências que há predisposição para o fenômeno de escoamento (creep) que aparenta ter potencial para produzir frouxidão do enxerto, dependendo da tensão exercida⁽⁶⁾.

Apesar de não ser objetivo deste trabalho concluir que o ligamento da patela ou tendão calcâneo seja o material mais adequado para substituição dos ligamentos cruzados, a análise comparativa dos resultados obtidos leva a algumas reflexões a respeito das possíveis repercussões clínicas dos resultados obtidos.

Pela análise de estudos prévios^(11,15) pode-se perceber que as propriedades mecânicas, carga máxima e limite de proporcionalidade, do ligamento da patela e do tendão calcâneo no presente estudo, são compatíveis com a utilização como substitutos dos ligamentos cruzados.

Ocorre, porém, que estes atributos não são os mais importantes na caracterização do perfil mecânico⁽²²⁾ e temos que considerar também, que após o implante, os enxertos passam por processo de necrose com perda considerável da resistência inicial^(7,13). Apesar destas evidências serem provenientes de estudos em animais, pode-se supor que o mesmo ocorra em seres humanos, embora não seja conhecido com exatidão o tempo necessário para o retorno às propriedades mecânicas originais e nem mesmo se isto ocorre integralmente, após o processo de revascularização e remodelação do enxerto. De qualquer maneira parece razoável admitir que quanto maior a resistência inicial do substituto, em relação aos ligamentos cruzados, maior a chance de êxito, já que alguma perda é inevitável.

Em relação aos parâmetros em que ocorreram diferenças significativas entre o ligamento da patela e o tendão calcâneo a questão é ainda mais complexa.

Como foi mostrado, o tendão calcâneo absorve mais energia e alonga-se mais que o ligamento da patela, comportamento resumido pela diferença existente no módulo de elasticidade. Este comportamento do tendão calcâneo demonstra, teoricamente, que este material seria mais capacitado na resistência à impactos⁽²²⁾. E preciso lembrar, entretanto, que os resultados foram obtidos *in vitro*, e não se sabe se estas características serão mantidas após a adaptação do enxerto ao ambiente intra-articular.

Além das características mecânicas, tem recebido atenção, o papel que a tensão com que o enxerto é fixado tem no processo de remodelação.

É possível supor que dependendo do módulo de elasticidade do substituto, sejam necessárias aplicações de diferentes tensões, não só para obtenção de estabilidade objetiva no instante da fixação, mas também em relação ao comportamento mecânico futuro do enxerto.

addition to different biochemical compositions, can also present distinct mechanical behaviors, characterized by the elasticity modulus.

Clinical Relevance

Several studies^(10,19,20) have examined the effect of graft strain at fixation. The results are not homogeneous and, while some demonstrate the effect of pretensioning⁽¹⁰⁾ or the initial stress of fixation⁽²⁰⁾ on mechanical properties, another study⁽¹⁹⁾ revealed that no change, related with the initial stress of fixation, occurred in the mechanical profile of the graft.

Thus, no definitive conclusions have been drawn about the effect of the initial stress on the remodeling and future mechanical properties of the graft. However, there is evidence that it predisposes the graft to creep, which seems to be potentially able to weaken the graft according to the stress applied⁽⁶⁾.

Even though the purpose of the present work was not to conclude whether the patellar ligament or the calcaneus tendon is the most adequate material to replace cruciate ligaments, the analysis of the data obtained raises some reflections about the possible clinical repercussions of the results obtained.

By examining previous studies^(11,15) it may be observed that the ultimate load and the yield point presented by the patellar ligament and the calcaneus tendon specimens, in the present work, are compatible with their use as replacements for cruciate ligaments.

However, these properties are not the most important in the characterization of the mechanical profile⁽²²⁾. Moreover, it should be taken into account that after implantation, the grafts undergo necrosis and considerably lose their initial resistance^(7,13). Even though such evidence is provided by animal studies, it may be assumed that the same occurs in human beings. Nonetheless, the amount of time required restoring the original mechanical properties, and whether such restoration occurs completely following the process of graft revascularization and remodeling, remains unknown. Anyway, it seems reasonable to admit that the greater the replacement's initial resistance, greater are the chances of success. After all, some kind of loss seems to be inevitable.

The subject is even more complex, concerning the parameters that differ significantly between the patellar ligament and the calcaneus tendon specimens.

*As demonstrated, the calcaneus tendon absorbs more energy and elongates more than the patellar ligament. This behavior of the calcaneus tendon shows, in theory, that it is more able to resist shocks⁽²²⁾. However, it is important to note that these results were obtained *in vitro* and it is unknown whether these characteristics remain the same after the graft adapts to the intra-articular environment.*

The role that the stress at graft fixation plays in the remodeling process has also been a matter of interest, in addition to the mechanical characteristics.

It is possible to assume that depending on the elasticity modulus of the replacement, different stresses are necessary, aiming not only the stability upon fixation, but also the future mechanical behavior of the graft.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o professor Carlos R. Padovani pelo auxílio nas análises estatísticas.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors wish to thank Professor Carlos R. Padovani for his help with the statistical analyses.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Andrews M, Noyes FR, Barber Westin SD: Anterior cruciate ligament allograft reconstruction in the skeletally immature athlete. Am. J. Sports Med 22:48-54, 1994
2. Bowen MK, Warren RF, Cooper DE: Posterior cruciate ligament and related injuries in surgery of the knee, in Insall JN (ed.): *Surgery of the knee*. New York, C. Livingstone, 1993, pp505-554
3. Bull HB: Protein structure and elasticity. in: Remington, JV. *Tissue elasticity*. Waverly Press, Washington, 1957, pp33-42
4. Chiaverini V: Resistência à tração e resistência à compressão, in: Chiaverini V: *Tecnologia Mecânica*. Rio de Janeiro, McGraw-Hill, 1986, pp 93-117
5. Covey DC, Sapega AA, Martin RC: Arthroscopic-assisted allograft reconstruction of the posterior cruciate ligament: technique and biomechanical considerations. J. Orthop. Tech 1: 91-97, 1993
6. Frank CB, Jackson DW: The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. J. Bone Joint Surg 79 [Am]: 1556-1576, 1997
7. Fu FH, Jackson DW, Jamison J, et al: Allograft reconstruction of the anterior cruciate ligament, in Arnoczky SP, Woo SLY, Frank CB, et al (eds): *The Anterior Cruciate Ligament. Current and Future Concepts*. New York, Raven Press, 1993 pp 325-338
8. Fung YCB: Elasticity of soft tissues in simple elongation. Am. J. Physiol 213: 1532-1544, 1967
9. Fung YCB: Stress-strain-history relations of soft tissues in simple elongation, in Fung YCB, Perrone N, Anlike M (eds): *Biomechanics: its Foundation and Objectives*. Englewood Cliffs, Prentice-Hall, 1972, pp181-208
10. Howard ME, Cawley PW, Losse GM, et al: Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: the effects of graft pretensioning. Arthroscopy 12: 287-292, 1996
11. Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB et al: Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure and disruption of the cruciate ligaments and tibial collateral ligaments. J. Bone Joint Surg 58 [Am]: 350-355, 1976
12. Levitt RL, Malinin T, Posada A, et al.: Reconstruction of anterior cruciate ligaments with bone-patellar tendon-bone and Achilles tendon allografts. Clin. Orthop 303: 67-78, 1994
13. McFarland EG, Morrey BF, An KN, et al: The relationship of vascularity and water content to tensile strength in a patellar tendon replacement of the anterior cruciate in dogs. Am. J. Sports Med 14: 436-448, 1986
14. Morrison DF: Tests of hypotheses on means, in: Morrison DF: *Multivariate Statistical Methods*. Tokyo, McGraw-Hill Kogakusha, 1976, pp 128-169
15. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, et al.: Biomechanical analysis of human ligaments grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. J. Bone Joint Surg 66 [Am]: 344-352, 1984.
16. Safran MR: Graft selection in knee surgery: current concepts. Am. J. Knee Surg 8: 168-180, 1995
17. Safran MR, Allen AA, Fu FH: Treatment of injuries to the posterior cruciate ligament. J. Sports Traumatol 16:1-18, 1994
18. Seo JG, Cho DY, Kim KY: Reconstruction of the anterior cruciate ligament with Achilles tendon autograft. Orthopedics 16: 719-724, 1993
19. Smith JJ, Lewis JL, Mente PL, et al: 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 14: 209-215, 1996
20. Tohyama H, Beynnon BD, Johnson RJ, et al: 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 24: 608-614, 1996
21. Viidik A: Biomechanical behavior of soft connective tissues, in Akkas N (ed): *Progress in Biomechanics*. Hardbound, Sijthoff & Nordhoff, 1979, pp 75-113 (Nato Science Series E, 32)
22. Viidik A: Mechanical properties of parallel-fibred collagenous tissues, in Viidik A, Vuust J (eds): *Biology of Collagen*. London, Academic Press, 1980, pp237-255