

Avaliação do comportamento mecânico dos tendões patelar e semitendinoso utilizando a elastografia por ondas de cisalhamento (SSI) e testes de tração

Evaluation of the Mechanical Behavior of the Patellar and Semitendinosus Tendons Using Supersonic Shear-wave Imaging (SSI) Elastography and Tensile Tests

André Fontenelle¹  Pietro Mannarino²  Liliam Fernandes de Oliveira³ 

Luciano Luporini Menegaldo³  Sérgio Augusto Lopes de Souza⁴  César Rubens da Costa Fontenelle¹ 

¹ Serviço de Traumatologia-Ortopedia, Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

² Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

³ Programa de Engenharia Biomédica, Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (Coppe), Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

⁴ Departamento de Radiologia, Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Endereço para correspondência André Fontenelle, MD, Rua Professor Rodolpho Paulo Rocco 255, Cidade Universitária, 21941-617, Ilha do Fundão, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
(e-mail: andrefontenelle97@gmail.com).

Rev Bras Ortop 2024;59(4):e556–e563.

Resumo

Objetivo Analisar as propriedades mecânicas dos tendões patelar (TP) e semitendinoso (ST) obtidos de cadáveres humanos congelados enquanto ainda frescos, provenientes de banco de tecidos, utilizando elastografia por ondas de cisalhamento (*supersonic shearwave imaging*, SSI, em inglês) e testes de tração.

Métodos Sete amostras de TP e cinco de ST foram testadas em máquina de tração e simultaneamente avaliadas por SSI. As medidas geradas possibilitaram comparar o comportamento mecânico dos tendões por curva *stress x strain* e módulo de cisalhamento (μ) em repouso. Também foi analisada a relação *stress x μ* sob tensão, e testada a relação entre esses parâmetros. Os resultados foram submetidos a análise estatística pelos testes *t* não-pareado com correção de Welch, correlação de Pearson e regressão linear para estimativa do módulo de Young (E).

Resultados O μ dos TP e ST em repouso foi, respectivamente, de $58,86 \pm 5,226$ kPa e $124,3 \pm 7,231$ kPa, com diferença estatisticamente significativa. O coeficiente de correlação entre *stress* e μ dos TP e ST foi classificado como muito forte. O E calculado

Palavras-chave

- ▶ módulo de Young
- ▶ técnicas de imagem por elasticidade
- ▶ tendão patelar

Trabalho desenvolvido no Serviço de Traumatologia-Ortopedia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

recebido
20 de novembro de 2023
aceito
18 de março de 2024

DOI <https://doi.org/10.1055/s-0044-1788290>
ISSN 0102-3616.

© 2024. The Author(s).

This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).
Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua do Matoso 170, Rio de Janeiro, RJ, CEP 20270-135, Brazil

dos TP e ST foi, respectivamente, de 19,97 kPa e 124,8 kPa, com diferença estatisticamente significativa.

Conclusão O ST foi mais rígido do que o TP nos testes de tração e nas avaliações por SSI. O μ esteve diretamente relacionado com o *stress* a que o tendão é submetido.

Relevância clínica Avaliar as propriedades mecânicas dos tendões mais utilizados como enxerto nas cirurgias de reconstrução ligamentar do joelho.

Abstract

Objective To analyze the mechanical properties of the patellar (PT) and semitendinosus (ST) tendons from fresh-frozen human cadavers from a tissue bank using supersonic shear-wave imaging (SSI) elastography and tensile tests.

Methods We tested seven PT and five ST samples on a traction machine and performed their simultaneous assessment through SSI. The measurements enabled the comparison of the mechanical behavior of the tendons using the stress x strain curve and shear modulus (μ) at rest. In addition, we analyzed the stress x μ relationship under tension and tested the relationship between these parameters. The statistical analysis of the results used unpaired *t*-tests with Welch correction, the Pearson correlation, and linear regression for the Young modulus (E) estimation.

Results The μ values for the PT and ST at rest were of 58.86 ± 5.226 kPa and 124.3 ± 7.231 kPa respectively, and this difference was statistically significant. The correlation coefficient between stress and μ for the PT and ST was very strong. The calculated E for the PT and ST was of 19.97 kPa and 124.8 kPa respectively, with a statistically significant difference.

Conclusion The ST was stiffer than the PT in the traction tests and SSI evaluations. The μ value was directly related to the stress imposed on the tendon.

Clinical relevance The present is an evaluation of the mechanical properties of the tendons most used as grafts in knee ligament reconstruction surgeries.

Keywords

- ▶ elasticity imaging techniques
- ▶ patellar tendon
- ▶ Young's modulus

Introdução

Nas últimas décadas, as propriedades mecânicas dos tendões foram amplamente estudadas, o que proporcionou conhecimento sobre seu comportamento.¹⁻⁴ Recentemente, a avaliação do módulo de elasticidade (E) e da resistência à falha (RF) do tecido tendinoso ganhou importância na literatura.⁵ Em 2013, LaCroix et al.⁵ evidenciaram íntima relação entre essas propriedades, apesar de serem distintas conceitualmente.

Vários métodos de aferição dessas propriedades foram utilizados nas publicações sobre o tema, mas a maioria contém vieses.^{3,6-14} Os resultados dos estudos *in vivo* são habitualmente obtidos de maneira indireta, a partir de cálculos que associam imagens de ressonância magnética e ultrassonografia com dados fornecidos por dinamômetro.^{10,13} Análises *ex vivo* de tendões de cadáveres humanos e de animais têm sido realizadas por diversos autores.^{2,3,6,9,11,12,14} Contudo, a confiabilidade desses estudos é questionável pelo protocolo de preparo dos tecidos cadavéricos estudados.^{10,15}

Surgiu a necessidade de novos métodos de análise que contemplassem estudos *in vivo* e avaliação direta. Recentemente, a ultrassonografia associada à elastografia vem sendo amplamente aplicada para avaliar a rigidez dos tecidos, pois é capaz de aferi-la de maneira não invasiva, em tempo real, menos dependente da habilidade do operador.^{7,16-20}

Existem diferentes modalidades de elastografia, e a mais recentemente desenvolvida foi a elastografia por ondas de cisalhamento (*supersonic shear-wave imaging*, SSI, em inglês).^{17,20,21} Nesse método, uma força de radiação acústica gera ondas de cisalhamento no tecido, que são detectadas pelo transdutor ultrassonográfico.^{14,17,21} A velocidade dessas ondas e o módulo de cisalhamento (μ) do tecido são fornecidos pelo sistema, e expressa a rigidez.^{12,14,17,19,21}

O uso da SSI está bem estabelecido para a avaliação de meios isotrópicos, como os tecidos mamário, hepático e tireoideano.²²⁻²⁴ Apesar de necessitar de validação mais robusta, desde o início da última década a SSI tem sido utilizada no tecido musculoesquelético, um tecido anisotrópico, e o método encontra-se em ascensão promissora.^{1,6-8,16,18-20,25-27} Por sua característica anisotrópica, o μ do tendão não apresenta a relação matemática esperada com o E.^{14,17,21} Apesar disso, estudos recentes^{8,9,11,12,14,25} demonstraram forte correlação entre o μ do tendão obtido pela SSI e seu E calculado pela fase linear do gráfico *stress x strain*. Contudo, a maioria desses ensaios utilizou tendões de outras espécies animais, e são de baixa evidência científica.^{9,11,12,14}

Há na literatura dois estudos^{8,25} que comparam o comportamento mecânico de tendões humanos *ex vivo* com a análise elastográfica feita pela SSI. O presente estudo visa avaliar as propriedades mecânicas dos tendões patelar (TP) e

semitendinoso (ST), por sua grande relevância e utilização como enxerto nas cirurgias de reconstrução ligamentar do joelho,²⁸ por meio da SSI e da dinamometria.

O objetivo principal foi obter e comparar o E do TP e ST ao tensionamento, pela avaliação da curva *stress x strain* registrada na máquina de tração. Os objetivos secundários foram obter e comparar o μ do TP e ST na avaliação ultrassono-gráfica em repouso por SSI e analisar a influência da tensão tecidual na avaliação pela SSI, por meio da análise da correlação entre o μ e o *stress* aplicado a esses tendões.

Materiais e Métodos

Declaração de ética e desenho experimental

Foi realizado um estudo transversal, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da instituição, sob o parecer substanciado 1.674.064 (CAAE: 26828914.3.0000.5257), desenvolvido no Laboratório de Biomecânica de 2019 a 2022.

A amostra inicial era composta por 14 amostras de TP e 19 de ST, obtidas de cadáveres humanos congelados enquanto ainda frescos, fornecidos pelo banco de tecidos do Ministério da Saúde (MS). O fornecimento de tais tendões ocorreu após eles serem considerados inaptos para a utilização em cirurgias, principalmente por contaminação em alguma fase do processamento no banco de tecidos. Em sua maioria, o microrganismo detectado foi o *Staphylococcus epidermidis*, bactéria que comumente coloniza a pele de seres humanos.

A distribuição demográfica das amostras está demonstrada nas ►Tabelas 1 e 2.

O uso de tendões humanos congelados enquanto ainda frescos se justificou pelo fato de que tecidos conservados em formol perdem suas propriedades mecânicas.^{2,15} Nesse sentido, optou-se por obter o material amostral do MS, pois o ministério tem como protocolo preparar os tecidos musculoesqueléticos sem irradiá-los, o que evita danos às suas características biomecânicas.

Os critérios de inclusão foram: tendões de cadáveres humanos congelados enquanto ainda frescos, com idades entre 20 e 35 anos na data do falecimento, e conservação em freezer com temperatura de -80°C no banco de tecidos.

Os critérios de exclusão foram: sinal de doença degenerativa nos tendões, tempo de armazenamento superior a dois anos, presença de rupturas macroscópicas, irradiação dos

tendões no preparo pelo banco de tecidos e registro biomecânico ou elastográfico inadequado.

Após a aplicação dos critérios de exclusão e a ocorrência de danos acidentais aos tendões durante o preparo pré-teste, houve perda de 7 amostras de TP e 14 de ST, e restaram 7 amostras de TP e 5 de ST para a análise final.

Preparo das amostras

As amostras foram mantidas em ambiente refrigerado a -20°C em freezer do Laboratório de Imunologia. Para a testagem, os tendões foram descongelados uma hora antes em temperatura ambiente.

O TP foi preparado após o descongelamento da peça anatômica fornecida pelo MS, que consistia no aparelho extensor do joelho por inteiro, com tendão quadrícipital, patela, TP e tuberosidade da tíbia. Foram confeccionadas as peças para a testagem com *plugs* ósseos em ambas as inserções do TP, cada uma medindo aproximadamente 1,0 cm em cada dimensão, e a parte tendinosa intermediária, com aproximadamente 1,0 cm de largura (►Fig. 1). Cada *plug* ósseo foi perfurado com broca de 2,5 mm, o que gerou orifícios para a passagem de fio Ethibond 5 (Ethicon, Inc., Raritan, NJ, Estados Unidos).

O ST teve processamento prévio ao congelamento no banco de tecidos. Seu comprimento foi padronizado desde a junção miotendínea até a sua inserção tibial. Após o descongelamento, foi aplicada sutura tipo Krakow com Ethibond 5 em ambas as extremidades, para otimizar a ancoragem.

Em ambos os tendões, foi utilizado o sistema de fixação à máquina universal de ensaio por garras metálicas (►Fig. 2).

No ST, previamente ao método definitivo de fixação às garras metálicas, foram feitas duas tentativas. Na primeira, os tendões foram presos diretamente às garras, o que provocou dano estrutural macroscópico nas primeiras amostras e soltura de suas extremidades na interface com as garras quando o teste de tração ainda se iniciava, e o método foi



Fig. 1 Tendão patelar (TP) preparado para o teste.

Tabela 1 Distribuição demográfica do tendão patelar

Gênero	N	Idade média (anos)
Masculino	5	28,2 (22–35)
Feminino	2	28 (26–30)

Tabela 2 Distribuição demográfica do tendão semitendinoso

Gênero	N	Idade média (anos)
Masculino	4	27,5 (22–35)
Feminino	1	22

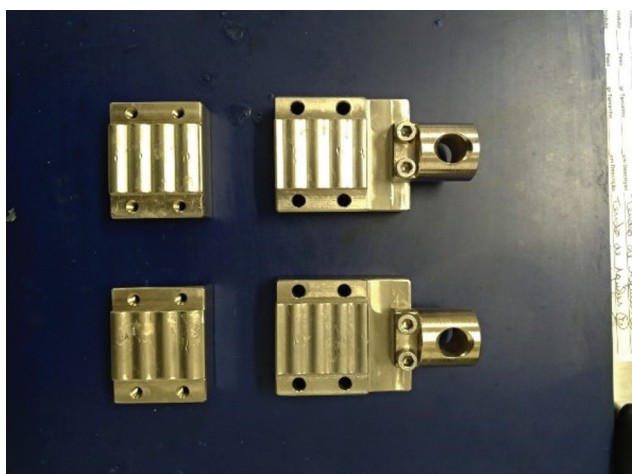


Fig. 2 Garras metálicas de fixação.

abandonado. Em uma segunda tentativa, a ancoragem dos tendões foi realizada amarrando o Ethibond 5 diretamente a tubos plásticos, que foram presos às garras. Mais uma vez, houve perdas por danos estruturais aos tecidos e geração de leitura elastográfica ou biomecânica inadequada, e o método também foi abandonado. Após o fracasso dos testes com esses dois protótipos de ancoragem, infelizmente foram totalizadas 14 perdas de amostras de ST. Finalmente, para gerar fixação mais eficaz entre a garra e o ST, estes foram inseridos em tubos plásticos e fixados a eles com fios Ethibond 5, presos a parafusos convencionais a cavaleiro (►Figs. 3–4). Este último método, tido como ideal e definitivo, não causou qualquer dano ou interferência na aquisição dos dados.

Elastografia

Para a aquisição das imagens elastográficas, foi utilizado o equipamento Aixplorer (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, França), com transdutor linear operando na frequência de 6 a 20MHz. Antes de cada teste, o transdutor foi cuidadosamente alinhado no mesmo direcionamento das fibras tendinosas, utilizando o modo B do ultrassom (►Fig. 5A), garantindo que o μ fosse medido no mesmo sentido da tração longitudinal.

O modo elastográfico foi ativado utilizando-se o *preset musculoskeletal* (MSK) adaptado, cuja escala varia de 0 a 800 kPa. A área de mapeamento teve forma retangular, o que permitiu a delimitação do tendão. Para estabilização do mapeamento em cores das imagens elastográficas (►Fig. 5B), o teste foi iniciado após 10 segundos.

Um braço robótico AUBO i5 (AUBO Robotics, Pequim, China) (►Figs. 6–7) foi utilizado na coleta das imagens, e manteve-se o transdutor fixo e imóvel, posicionado sobre a região de interesse (RI). Utilizou-se gel (Ultrax-gel, Farmativa Indústria e Comércio Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para o acoplamento acústico na superfície do tendão.

Na análise do μ , foi utilizada uma rotina própria desenvolvida pelo Laboratório de Biomecânica (por meio do programa Matlab R2013a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, Estados Unidos). A aquisição das imagens da elastografia foi feita até o momento da saturação do mapeamento. Nesse instante, o vídeo e o tensionamento eram interrompidos.

Testagem biomecânica

Na realização dos testes de tensionamento, foi utilizada máquina de ensaio de tração Biopdi (São Carlos, SP, Brasil) com célula de carga de 5 kN. A temperatura e a umidade relativa do ar no laboratório durante os testes foram



Fig. 3 Tendão semitendinoso (ST) inserido em tubos e fixado a cavaleiro em parafusos.

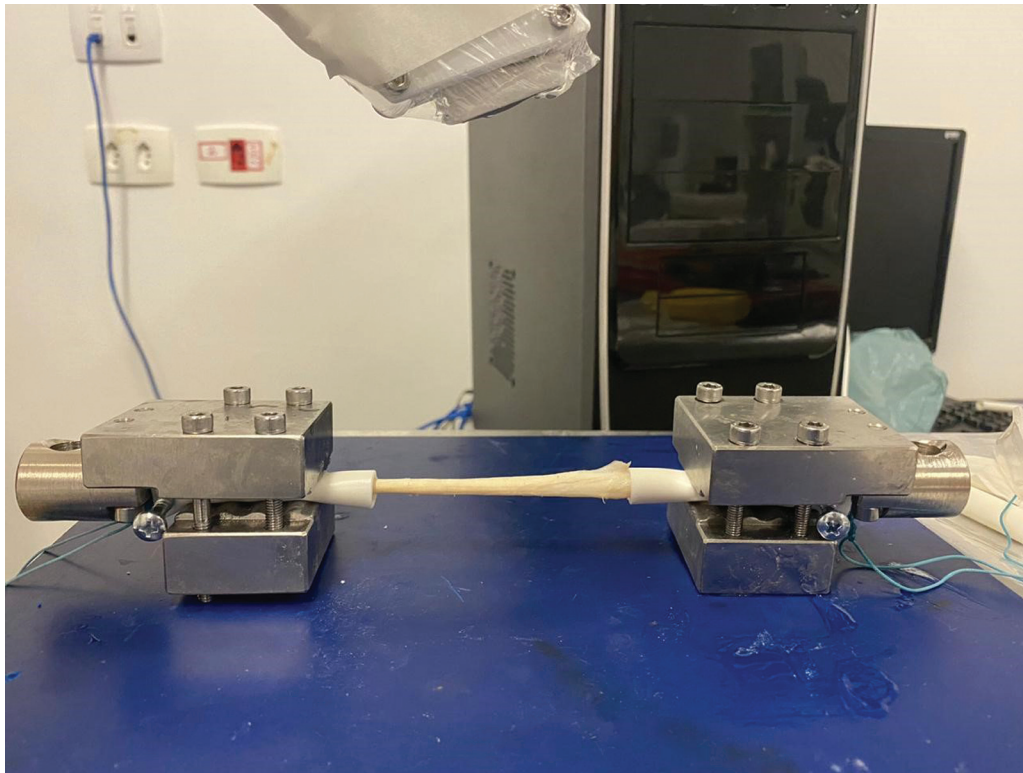


Fig. 4 Montagem final do ST.

padronizadas e mantidas constantes, a 23°C e 50%, respectivamente. O TP e o ST foram presos em suas extremidades às garras de metal que se acoplam à máquina de tensionamento, com uma das extremidades ficando fixa enquanto a outra era progressivamente tracionada a uma velocidade de 1 mm/min, num eixo longitudinal uniaxial.

Os valores da máquina de ensaio foram referentes à posição (mm) e à força (N). Por meio do programa Matlab, os dados foram filtrados no filtro *butterworth* de ordem 6. Foi feito ajuste exponencial de ordem 3, e finalizou-se com *splines* de 0,5. Após o processo, foram calculadas a tensão

(*stress*) e a deformação (*strain*), utilizando o comprimento inicial e a área de secção transversa, medidos anteriormente.

Análise estatística

Os dados descritivos, como desvio padrão (DP) e média, foram calculados. A normalidade das distribuições foi calculada pelo teste de Shapiro-Wilk. O teste *t* para grupos independentes, com correção de Welch, foi aplicado para comparação do μ em repouso entre TP e ST. O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para a relação entre o μ sob tensão com o *stress* dos tendões, em instantes da curva

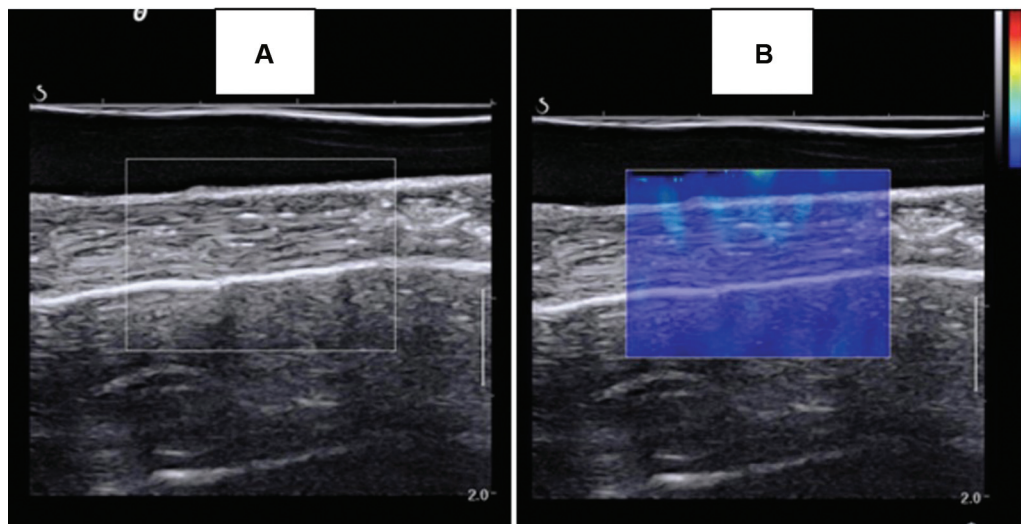


Fig. 5 . (A) Tendão alinhado na ultrassonografia (US) modo B. (B) Região de interesse (RI) no modo elastografia.



Fig. 6. Braço robótico mantendo posicionamento do transdutor linear.

stress x strain. Foi realizada regressão linear sobre as distribuições para a obtenção da medida da inclinação (*slope*) da curva. O E foi calculado pela fórmula $slope^{-1}$, pois optou-se pelo *stress* como variável independente no eixo x. valores de $p < 0,05$ foram considerado significativos. As análises foram

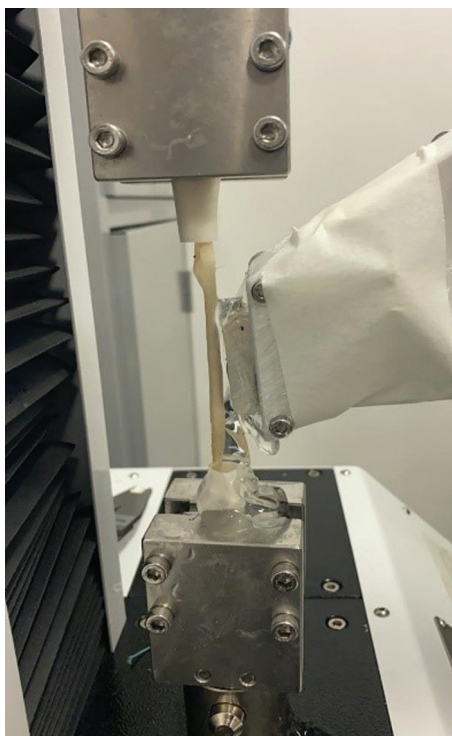


Fig. 7 Posicionamento do transdutor durante o teste na máquina de tração.

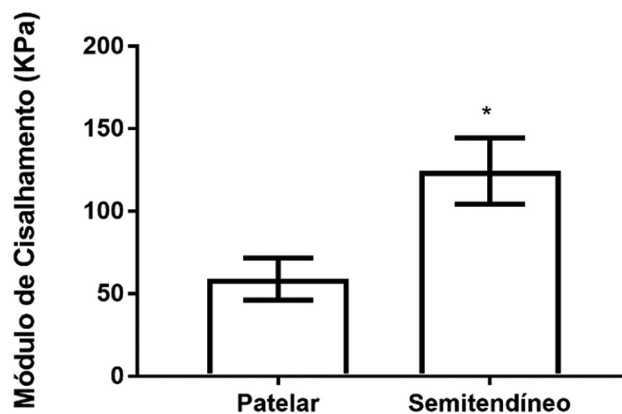


Fig. 8 Módulo de cisalhamento (μ) do TP e do ST, em repouso. Nota: * $p < 0,05$.

realizadas por meio do programa GraphPad Prism (GraphPad Software, Inc., La Jolla, CA, Estados Unidos), versão 7.0.

Resultados

Módulo de cisalhamento em repouso

O μ inicial (sem tensionamento) do ST foi superior ao do TP, de forma estatisticamente significativa (ST = 124,3 ± 7,231 kPa; TP = 58,86 ± 5,226; $p = 0,0059$) (► Fig. 8).

Correlação entre módulo de cisalhamento e stress

O μ apresentou uma correlação considerada muito forte com o *stress* para ambos os tendões ($R = 0,9507$; $p < 0,0001$ para o TP; e $R = 0,9528$; $p < 0,0001$ para o ST) (► Tabela 3).

Varição do módulo de cisalhamento no stress

A variação do μ do ST e do TP sob *stress* não apresentou diferença estatisticamente significativa (ST: inclinação de 0,664 ± 0,063 kPa; TP: inclinação de 0,872 ± 0,085 kPa; $p = 0,065$). Entretanto, foi observada uma diferença estatisticamente significativa entre o μ dos tendões, especialmente notada em tensões menores (ST: elevação de 116,8–133,3 kPa; TP: elevação de 47,14–69,31 kPa; $p < 0,0001$) (► Fig. 9).

Deformação percentual (*strain*) sob stress e módulo de Young

O ST apresentou maior resistência à deformação do que o TP, com diferença estatisticamente significativa (ST: inclinação de 0,05 ± 0,005; TP: inclinação de 0,008 ± 0,0002; $p < 0,0001$). Uma diferença estatisticamente significativa foi observada com relação ao E calculado dos tendões (ST = 124,8 kPa; TP = 19,97 kPa; $p < 0,0001$) (► Fig. 10).

Tabela 3 Correlação módulo de cisalhamento (μ) x *stress*

Coefficiente de correlação (R)	N	μ x <i>stress</i>	<i>p</i>
Tendão patelar	7	0,9507 (0,839–0,985)	< 0,0001
Tendão semitendinoso	5	0,9528 (0,845–0,986)	< 0,0001

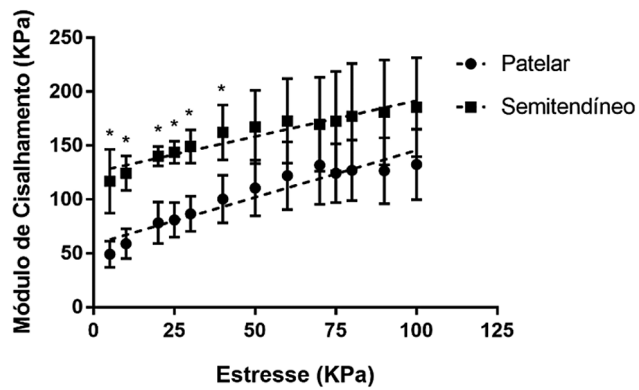


Fig. 9 Relação *stress* x módulo de cisalhamento (μ). Nota: * $p < 0,05$

Discussão

O estudo das propriedades mecânicas dos tendões traz informações sobre sua função, prevenção e tratamento de doenças.^{1,3,18,26,27,29} Neste contexto, o ST e o TP se destacam em importância pela sua vasta utilização como enxerto em cirurgias de reconstrução ligamentar.²⁸

Neste estudo, foram utilizados tendões de cadáveres congelados enquanto ainda frescos, cedidos pelo MS, não danificados por formol ou radiação ionizante, o que possibilitou avaliar a curva *stress* x *strain* e computar a relação entre o *stress* e o *strain*. O ST apresentou maior resistência ao *strain* sob *stress* do que o TP, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,0001$). Isso também foi observado com o E calculado, que apresentou valor muito superior no ST (ST = 124,8 KPa; TP = 19,97 KPa; $p < 0,0001$). Foi comparado o μ do TP ao do ST, obtidos por meio da avaliação ultrassonográfica em repouso feita por SSI. Novamente, o ST foi mais rígido do que o TP (ST = 124,3 \pm 7,231 kPa; TP = 58,86 \pm 5,226 KPa; $p = 0,0059$), o que evidencia a concordância entre os resultados obtidos pela SSI e os dos testes de tração. Ainda foi registrada a influência da tensão tecidual na avaliação pela SSI, que evidenciou que, quanto maior o *stress* aplicado, maior o μ registrado em ambos os tendões, havendo correlação muito forte entre os parâmetros (TP: R = 0,9507; $p < 0,0001$; e ST: R = 0,9528; $p < 0,0001$).

Nas últimas décadas, tem sido demonstrada a relevância da SSI na avaliação dos tendões *in vivo* como uma técnica

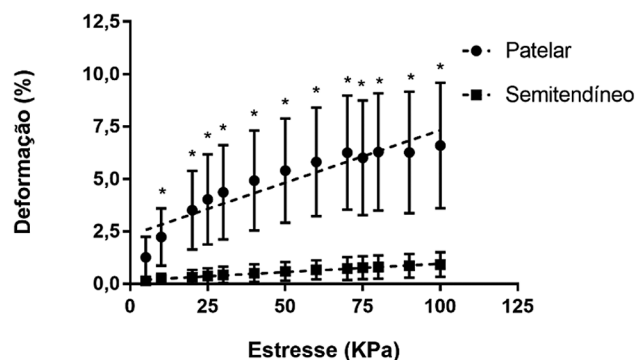


Fig. 10 Relação *stress* x *strain*. Nota: * $p < 0,05$

realizada em tempo real.^{7,18–20,26,27,29} Uma série de trabalhos^{19,29,30} chamaram a atenção para a importância de padronizar a obtenção das imagens, especialmente quanto à posição do membro examinado. Em 2019, foi publicado pela primeira vez estudo⁸ que evidencia a relação íntima entre o μ registrado na SSI e o *stress* ao qual é submetido um tendão humano não formolizado. No entanto, tal trabalho utilizou apenas um espécime, e apresentou baixo nível de evidência. No presente estudo, repetiu-se essa testagem com 2 tipos de tendões (TP e ST), e foram utilizadas 12 amostras; evidenciou-se correlação muito forte entre essas duas variáveis, com significância estatística. Isso traz uma nova luz sobre o uso da avaliação de tendões por SSI. A partir deste momento, torna-se de fundamental importância controlar a ação muscular atuante sobre o tendão estudado, pois esta pode afetar significativamente o registro elastográfico.

A literatura atual demonstra consistentemente a relação entre o E e o μ , embora não respeitando a estimativa matemática clássica.^{9,12} Recentemente, em 2023, Brandão et al.²⁵ estudaram 5 TPs e 11 tendões aquileus de cadáveres humanos congelados enquanto ainda frescos, e encontraram forte correlação entre a variação do μ registrado na SSI com o E calculado pela curva *stress* x *strain* no teste biomecânico. No presente trabalho, foi observada maior rigidez do ST do que do TP, tanto na SSI quanto no teste de tração, com significância estatística. Isto sugere que a SSI é capaz de aferir as propriedades mecânicas dos tendões de forma confiável, comparável ao padrão-ouro.

No contexto da utilização do TP e do ST como enxertos para reconstrução ligamentar, é interessante que esses tendões não só apresentem uma grande RF, como também características elásticas semelhantes às do ligamento nativo. Estudos prévios^{5,11} revelaram correlação estatisticamente significativa entre o μ e a RF em tendões animais normais. Da mesma forma, foi descrita redução do μ e da RF em tendões doentes ou danificados quimicamente.^{11,14} Portanto, a SSI pode ser particularmente útil na avaliação de tendões e na tomada de decisão na escolha do enxerto. No entanto, nenhum destes trabalhos realizou tais testagens em tendões humanos.

Os achados deste estudo são semelhantes aos de Fontelle et al.¹⁹ em 2018, em que o μ do ST foi superior ao do TP em estados relaxado e tensionado, *in vivo*. Isto pode sugerir a escolha do ST na reconstrução de uma estrutura mais rígida.

É importante ressaltar algumas limitações do presente ensaio. Apesar de terem sido obtidos valores consistentes para o E pelo cálculo da inclinação da curva *stress* x *strain*,¹⁹ os tendões não foram levados até a falha. Os testes foram interrompidos ao atingir a saturação da SSI, sendo possível que ainda não tivesse sido atingida a região de deformação elástica linear do tendão, o que comprometeria a estimativa do E. Além disso, apesar de terem sido tomados todos os cuidados possíveis, a fixação dos tendões às garras metálicas da máquina de tração se revelou particularmente difícil quando não havia um *plug* ósseo. Isso pode gerar micromovimentos na interface tendão-garra, e uma subestimação do registro de deformação obtido. Futuros estudos devem considerar isso.

Por último, o enxerto mais adequado depende do comportamento mecânico não só do tendão, como também dos ligamentos a serem substituídos. As próximas pesquisas nesta área devem dedicar particular atenção à análise biomecânica desses ligamentos.

Conclusão

O ST foi mais rígido do que o TP, tanto no teste de tração quanto na avaliação pela SSI em repouso e sob tensão, sendo que o μ revelou relação direta com o *stress* ao qual o tendão é submetido durante sua avaliação.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores públicos, privados, ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores não têm conflito de interesses a declarar.

Referências

- Uehara H, Itoigawa Y, Wada T, et al. Shear wave elastography correlates to degeneration and stiffness of the long head of the biceps tendon in patients undergoing tenodesis with arthroscopic shoulder surgery. *J Shoulder Elbow Surg* 2024;33(01):e31–e41
- Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech* 1986; 19(05):399–404
- Mert A, Cinaroglu S, Keleş H, Aydin M, Çiçek F. Evaluation of Autografts Used in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Terms of Tensile Strength. *Cureus* 2023;15(06):e39927
- Nagelli CV, Hooke A, Quirk N, et al. Mechanical and strain behaviour of human Achilles tendon during in vitro testing to failure. *Eur Cell Mater* 2022;43:153–161
- LaCroix AS, Duenwald-Kuehl SE, Lakes RS, Vanderby R Jr. Relationship between tendon stiffness and failure: a metaanalysis. *J Appl Physiol* 2013;115(01):43–51
- Götschi T, Schärer Y, Gennisson JL, Snedeker JG. Investigation of the relationship between tensile viscoelasticity and unloaded ultrasound shear wave measurements in ex vivo tendon. *J Biomech* 2023;146:111411
- Mannarino P, Lima KMM, Fontenelle CRC, et al. Analysis of the correlation between knee extension torque and patellar tendon elastic property. *Clin Physiol Funct Imaging* 2018;38(03): 378–383
- Ahmadzadeh SMH, Chen X, Hagemann H, Tang MX, Bull AMJ. Developing and using fast shear wave elastography to quantify physiologically-relevant tendon forces. *Med Eng Phys* 2019; 69:116–122
- Zhang ZJ, Fu SN. Shear Elastic Modulus on Patellar Tendon Captured from Supersonic Shear Imaging: Correlation with Tangent Traction Modulus Computed from Material Testing System and Test-Retest Reliability. *PLoS One* 2013;8(06):e68216
- Bachmann E, Roskopf AB, Götschi T, et al. T1- and T2*-Mapping for Assessment of Tendon Tissue Biophysical Properties: A Phantom MRI Study. *Invest Radiol* 2019;54(04):212–220
- Martin JA, Biedrzycki AH, Lee KS, et al. In Vivo Measures of Shear Wave Speed as a Predictor of Tendon Elasticity and Strength. *Ultrasound Med Biol* 2015;41(10):2722–2730
- Roskopf AB, Bachmann E, Snedeker JG, Pfirrmann CWA, Buck FM. Comparison of shear wave velocity measurements assessed with two different ultrasound systems in an ex-vivo tendon strain phantom. *Skeletal Radiol* 2016;45(11):1541–1551
- Seynnes OR, Kamandulis S, Kairaitis R, et al. Effect of androgenic-anabolic steroids and heavy strength training on patellar tendon morphological and mechanical properties. *J Appl Physiol* 2013; 115(01):84–89
- Yeh CL, Kuo PL, Gennisson JL, Brum J, Tanter M, Li PC. Shear Wave Measurements for Evaluation of Tendon Diseases. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2016;63(11):1906–1921
- Hohmann E, Keough N, Glatt V, Tetsworth K, Putz R, Imhoff A. The mechanical properties of fresh versus fresh/frozen and preserved (Thiel and Formalin) long head of biceps tendons: A cadaveric investigation. *Ann Anat* 2019;221:186–191
- Dickson DM, Fawole HO, Newcombe L, Smith SL, Hendry GJ. Reliability of ultrasound strain elastography in the assessment of the quadriceps and patellar tendon in healthy adults. *Ultrasound* 2019;27(04):252–261
- Taljanovic MS, Gimber LH, Becker GW, et al. Shear-Wave Elastography: Basic Physics and Musculoskeletal Applications. *Radiographics* 2017;37(03):855–870
- Fontenelle CRDC, Schiefer M, Mannarino P, et al. Elastographic analysis of the supraspinatus tendon in different age groups. *Acta Ortop Bras* 2020;28(04):190–194
- Fontenelle CRC, Mannarino P, Ribeiro FBDO, et al. Semitendinosus and patellar tendons shear modulus evaluation by supersonic shearwave imaging elastography. *Clin Physiol Funct Imaging* 2018;38(06):959–964
- Lin DJ, Burke CJ, Abiri B, Babb JS, Adler RS. Supraspinatus muscle shear wave elastography (SWE): detection of biomechanical differences with varying tendon quality prior to gray-scale morphologic changes. *Skeletal Radiol* 2020;49(05):731–738
- Lima KMME, Costa Júnior JFS, Pereira WCA, Oliveira LF. Assessment of the mechanical properties of the muscle-tendon unit by supersonic shear wave imaging elastography: a review. *Ultrasonography* 2018;37(01):3–15
- Barr RG, Nakashima K, Amy D, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 2: breast. *Ultrasound Med Biol* 2015;41(05):1148–1160
- Ferraioli G, Filice C, Castera L, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 3: liver. *Ultrasound Med Biol* 2015;41(05):1161–1179
- Cosgrove D, Barr R, Bojunga J, et al. WFUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 4. Thyroid. *Ultrasound Med Biol* 2017;43(01):4–26
- Clara A Brandão M, Teixeira GC, Rubens C Fontenelle C, Fontenelle A, Oliveira LF, Menegaldo LL. Correlation between the shear modulus measured by elastography (SSI) and tangent modulus from tensile tests of in vitro fresh-frozen human tendons. *J Biomech* 2023; 160:111826[published online ahead of print, 2023 Oct 5]
- Mifsud T, Chatzistergos P, Maganaris C, et al. Supersonic shear wave elastography of human tendons is associated with in vivo tendon stiffness over small strains. *J Biomech* 2023;152:111558
- Akazawa T, Miyamoto N, Nishio H, et al. Age-related changes in mechanical properties of semitendinosus tendon used for anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Surg Res* 2022;17 (01):501
- Widner M, Dunleavy M, Lynch S. Outcomes Following ACL Reconstruction Based on Graft Type: Are all Grafts Equivalent? *Curr Rev Musculoskelet Med* 2019;12(04):460–465
- Mannarino P, Matta TTD, Oliveira LF. An 8-week resistance training protocol is effective in adapting quadriceps but not patellar tendon shear modulus measured by Shear Wave Elastography. *PLoS One* 2019;14(04):e0205782
- Berko NS, Mehta AK, Levin TL, Schulz JF. Effect of knee position on the ultrasound elastography appearance of the patellar tendon. *Clin Radiol* 2015;70(10):1083–1086