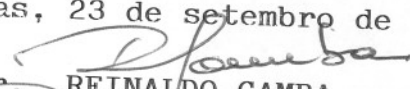


Este exemplar corresponde a versão final da Dissertação de Mestrado apresentada a Comissão de Pós-Graduação em Cirurgia da FCM/UNICAMP, para obtenção do título de Mestre em Cirurgia do médico SÉRGIO ROCHA PIEDADE.

Campinas, 23 de setembro de 1998.


Prof. Dr. REINALDO GAMBA
ORIENTADOR

SÉRGIO ROCHA PIEDADE

***ENSAIO UNIAXIAL DE TRAÇÃO DE TENDÃO
ARTIFICIAL BIOLÓGICO***

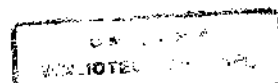
*Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de
Pós- Graduação em Medicina, área de Cirurgia Geral
da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do título de
Mestre em Medicina, na área de Cirurgia Geral.*

ORIENTADOR: Prof. Dr. Reinaldo Gamba

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Benedicto de Campos Vidal

Campinas

1998



**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
UNICAMP**

P595e Piedade, Sérgio Rocha
 Ensaio uniaxial de tração de tendão artificial biológico / Sérgio
 Rocha Piedade. Campinas, SP : [s.n.], 1998.

 Orientadores : Reinaldo Gamba, Benedicto de Campos Vidal
 Tese (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
 Ciências Médicas.

 1. Tendões - Transplantes. 2. Mecânica - Discursos, ensaios,
 conferências. I. Reinaldo Gamba. II. Benedicto de Campos Vidal.
 III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências
 Médicas. IV. Título.

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
Ex	
BC/37258	
229/99	
0	(X)
P. 100	R\$ 11,00
DATA	08/04/99
N.º CPD	

CM-00121916-0

BANCA EXAMINADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

ORIENTADOR:

Prof. Dr. Rinaldo Zamba

MEMBROS:

1. Prof. Dr. Rinaldo Zamba.

2. Prof. Dr. Hamilton da Rosa Pereira.

3. Prof. Dr. Romão Macedo Brailé.

Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

DATA:

23/09/98

Dedicatória

Dedico este trabalho a Mariana, minha filha, aos meus pais, César e Gerturdes, e minha irmã Sílvia pelo apoio, confiança, força e compreensão sempre presentes.

AGRADECIMENTOS

Ao professor doutor Reinaldo Gamba, do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp, pela amizade, constante apoio e segura orientação na elaboração desta tese.

Ao professor doutor Benedicto de Campos Vidal, professor titular do Departamento de Biologia Celular, Instituto de Biologia da Unicamp, por ter cedido os tendões artificiais utilizados nesta tese, pelo apoio, sugestões e estímulo irrestrito.

Ao professor doutor Inácio M. Dal Fabbro, responsável pelo Laboratório de Propriedades Físicas e Mecânicas dos Materiais Biológicos, do Departamento de Máquinas Agrícolas da Faculdade de Engenharia Agrícola da Unicamp, por ter possibilitado o uso do laboratório, pela amizade e irrestrito apoio no desenvolvimento dos testes mecânicos.

À Comissão de Ética do HC - Unicamp, pela orientação na obtenção dos tendões humanos.

Ao professor doutor José Vassallo, chefe do Departamento de Anatomia Patológica da FCM - Unicamp, pelos recursos laboratoriais colocados a nossa disposição.

Ao professor doutor Antônio Francisco Bastos, diretor do I.M.L. do município de Campinas e ao professor doutor Fortunato Antônio Baddan Palhares, coordenador geral de perícias da Unicamp, responsável pelo setor de Tanatologia do I.M.L., que prontamente nos atendeu e nos auxiliou tecnicamente no processo de aquisição de material.

Ao engenheiro agrícola Nelson Luis Cappelli, chefe do departamento de Máquinas Agrícolas, ao engenheiro eletricista Claudio Kiyoshi Umezu e ao engenheiro agrícola Ariel Weiner, pela amizade e valiosa colaboração na condução dos ensaios mecânicos.

Ao professor doutor Willian Dias Bellangero, chefe do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Unicamp, e demais professores, pela ampliação de meus conhecimentos, e aos funcionários pela amizade demonstrada.

Ao professor doutor Júlio Cesar Damasceno, do Departamento de Zootecnia da Universidade Estadual de Maringá, pela amizade, apoio e sugestões.

Aos acadêmicos de medicina, Luis Gabam Lima e Rodrigo de Bezerra Tenório, pela amizade, colaboração e interesse científico demonstrado.

Ao sr. Mario Bianchi, técnico em laboratório do Departamento de Biologia Celular da Unicamp, pela atenção e colaboração prestada.

Aos estagiários do Laboratório de Máquinas Agrícolas da Feagri - Unicamp, Dennis Jefersons Moraga Martínez e Alfredo José Teixeira Simoni, pela amizade e inestimável auxílio durante a realização dos ensaios.

À sra. Marisabel Regina Rodrigues do Amaral, bibliotecária da Unicamp, pela gentileza na revisão das referências bibliográficas.

Aos técnicos do Laboratório de Máquinas Agrícolas da Feagri - Unicamp, em especial aos técnicos em mecânica, srs. José Maria da Silva, Rolnei do Amaral, Roberto Carlos de Souza, Luís Carlos Santos Silva, Francisco Ferreira dos Santos Filho, e ao técnico em desenho Edgar Aparecido Lombardi, que muito contribuíram para que os ensaios mecânicos pudessem ser realizados.

A sra. Eliana Sena Giampaoli, secretária do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Unicamp pela amizade e atenção sempre dispensada.

A Diretoria de Apoio Didático, Científico e Computacional da Unicamp, em especial aos srs Emilton Barbosa de Oliveira, Wagner José da Silva, pela atenção e colaboração na realização deste trabalho.

Às Prof^{as}. Marília M. Braida, Prof^a Maria Rita B. Frezzarin, pela gentileza de corrigir os originais.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, concorreram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

RESUMO	<i>i</i>
1. INTRODUÇÃO E OBJETIVOS	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	3
3. MATERIAL E MÉTODOS	12
3.1. Corpos de prova.....	13
3.1.1 Tendão artificial biológico.....	13
3.1.2 Tendão animal.....	14
3.1.3. Tendões humanos.....	15
3.1.4. Conservação.....	19
3.2. Parâmetros dimensionais.....	19
3.2.1. Determinação do peso.....	19
3.2.2. Determinação de medidas lineares.....	20
3.2.3. Determinação de medidas volumétricas.....	20
3.3. Ensaios.....	22
3.3.1. Obtenção de garras para ancoragem dos carpos de prova.....	22
3.3.2. Torque nos parafusos da garra.....	25
3.3.3. Realização dos ensaios.....	27
4. RESULTADOS	30
5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	54
5.1. Secção média.....	55
5.2. Tensão de ruptura.....	56
5.3. Deformação relativa.....	59
5.4. Velocidade de carregamento.....	61
5.5. Energia de ruptura.....	63
5.5.1. Análise de energia de ruptura.....	67
6. CONCLUSÃO	70
7. SUMMARY	72
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74

LISTA DE ABREVIATURAS

Mpa	megapascal
°C	graus Célsius
mm	milímetro
mm ² .	milímetro quadrado
cm	centímetro
cm/min	centímetro por min
mm/s	milímetro por segundo
mm/min	milímetro por minuto
N	newton
N/min	newton por minuto
S.F	solução fisiológica
P.V.C	cloreto de polivinil
N.m	newton. metro
N.mm	newton. milímetro
N.mm ² .	newton. milímetro quadrado
N/mm	newton sobre milímetro
N/mm ² .	newton sobre milímetro quadrado
F	força de ruptura
σ	tensão de ruptura
Er	energia de ruptura
E	módulo de elasticidade
S	secção
Er/S	energia de ruptura sobre Secção
Et	módulo de elasticidade obtido graficamente
Def	deformação

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-Tendão Artificial Biológico.....	13
FIGURA 2-Tendão Calcâneo bovino.....	15
FIGURA 3-.Detalhe anatômico dos músculos gracilis (G) e semitendinoso (S).....	17
FIGURA 4-Tendões humanos: gracilis e semitendinoso.....	18
FIGURA 5-.Provetta contendo tendão do músculo gracilis submerso em solução salina (S.F. 0,9%).....	21
FIGURA 6-Sistema de fixação utilizado nos ensaios mecânicos para os tendões artificiais biológicos.....	23
FIGURA 7-.Detalhe da face interna da garras utilizada nos ensaios mecânicos com os tendões bovinos e humanos.....	25
FIGURA 8-Torquímetro utilizado no aperto das garras.....	26
FIGURA 9-Prensa universal Ottawa com sistema de aquisição de dados.....	28

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Biomecânica da falha ligamentar.....	9
QUADRO 2 – Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão artificial submetido a velocidades de carregamento de 0,28 e 0,76 mm/s.....	32
QUADRO 3 – Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão artificial submetido a velocidades de carregamento de 1,45 e 2,16 mm/s.....	33
QUADRO 4 – Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão artificial submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.....	34
QUADRO 5 – Valores de secção, comprimento, deformação total e relativa para o tendão calcâneo bovino submetido a velocidades de carregamento de 0,76 1,45 e 2,16 mm/s.....	35
QUADRO 6 – Valores de secção, comprimento, deformação total e relativa para o tendão calcâneo bovino submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.....	36
QUADRO 7 – Valores de secção. Comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão do músculo gracilis submetido a velocidades de carregamento de 0,76 1,45 e 2,16 mm/s.....	37
QUADRO 8 – Valores de secção. Comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão do músculo gracilis submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.....	38
QUADRO 9 – Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão do músculo semitendinoso submetido a velocidades de carregamento de 0,76 e 2,16 mm/s.....	39

QUADRO 10 – Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão do músculo semitendinoso submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.....	40
QUADRO 11 – Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão artificial submetido a velocidade de carregamento de 0,28 e 0,76 mm/s.....	41
QUADRO 12 – Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão artificial submetido a velocidade de carregamento de 1,45 e 2,16 mm/s.....	42
QUADRO 13 – Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão artificial submetido a velocidade de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.....	43
QUADRO 14 – Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão calcâneo bovino submetido a velocidades de carregamento de 0,76 1,45 e 2,16 mm/s..	44
QUADRO 15 – Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão calcâneo bovino submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.....	45
QUADRO 16 – Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão do músculo gracilis submetido a velocidades de carregamento de 0,76 1,45 e 2,16 mm/s.....	46
QUADRO 17 – Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade(gráfico), energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão do músculo gracilis às velocidades de 2,78 e 3,23 mm/s.....	47

QUADRO 18 – Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade(gráfico), energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão do músculo semitendinoso a velocidades de carregamento 0,76 1,45 e 2,16 mm/s.....	48
QUADRO 19 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade(gráfico), energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão calcâneo bovino a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.....	49
QUADRO 20 – Valores mínimos e máximos das secções e suas respectivas variações percentuais em relação ao maior valor de cada grupo de tensão ensaiado.....	50
QUADRO 21 – Velocidades de carregamento, médias das tensões de ruptura e desvio padrão obtidos para o tendão artificial.....	51
QUADRO 22 - Velocidades de carregamento, médias das tensões de ruptura e desvio padrão obtidos para o tendão bovino.....	51
QUADRO 23 - Velocidades de carregamento, médias das tensões de ruptura e desvio padrão obtidos para o tendão do músculo gracilis.....	52
QUADRO 24 - Velocidades de carregamento, médias das tensões de ruptura e desvio padrão obtidos para o tendão do músculo semitendinoso.....	52
QUADRO 25 – Valores médios de tensões de ruptura (σ_r), dos tendões estudados, velocidades de carregamento e quociente percentual em relação ao tendão calcâneo bovino.....	53

RESUMO

Este trabalho teve por objetivo analisar o comportamento mecânico deste tendão artificial biológico, quando submetido a ensaios uniaxiais de tração. Os ensaios foram conduzidos até a ruptura dos tendões.

Realizaram-se ensaios mecânicos uniaxiais de tração em corpos de prova de tendão artificial biológico, produzido no Instituto de Biologia Celular da Unicamp. O grupo-controle foi formado por tendão calcâneo bovino e tendões humanos (músculos gracilis e semitendinoso).

As secções médias dos corpos de prova foram determinadas. Os parâmetros mecânicos obtidos foram: carga de ruptura, deformação relativa, energia de ruptura e módulo de elasticidade.

Foi possível estabelecer, a partir destes parâmetros:

→ os tendões calcâneos bovinos e humanos (músculos gracilis e semitendinoso) apresentaram tensão de ruptura entre 15 e 30 MPa, enquanto que no tendão artificial foi inferior a 4 MPa;

→ os valores extremos de deformação para as diversas velocidades de carregamento indicaram que o tendão calcâneo bovino foi duas vezes mais deformável que o tendão artificial;

→ o tendão artificial apresentou diagrama força X deslocamento diferente dos tendões bovinos e humanos, refletindo menor elasticidade.

1. INTRODUÇÃO E OBJETIVOS

A busca de novos materiais para substituir tendões e ligamentos tem gerado inúmeras pesquisas. Vários materiais já foram testados e utilizados em reconstruções ligamento - tendinosas.

Embora os primeiros relatos sejam do início deste século, estamos distantes de encontrar o substituto ideal.

Uma prótese de substituição ideal deve reproduzir o comportamento biológico e mecânico do material original. Deve ser, também, biocompatível.

A análise mecânica do material com que se pretende substituir um tendão ou ligamento é, assim, fundamental.

Deve seguir uma metodologia definida, apoiar-se em procedimentos seguros e em equipamentos adequados.

Foi testado e analisado, através de ensaios uniaxiais de tração, um tendão artificial biológico, produzido no Instituto de Biologia Celular da Universidade Estadual de Campinas. O grupo - controle foi formado por tendão calcâneo de boi e tendões humanos (músculos gracilis e semitendinoso).

Este trabalho teve por objetivo analisar o comportamento mecânico deste tendão artificial biológico, quando submetido a ensaios uniaxiais de tração.

2. REVISÃO DA LITERATURA

A movimentação das estruturas esqueléticas é estabilizada e guiada pelos ligamentos, bandas de tecido conectivo frouxo que atravessam a articulação e unem o esqueleto: WOO, SMITH, JONHSON, (1994). Eles são estruturas inertes e estáticas, cuja função é manter o adequado alinhamento esquelético e auxiliar outras estruturas na manutenção da cinemática articular normal.

Tendões e ligamentos são estruturas colágenas.

O colágeno é definido como uma família de proteínas altamente conservadas do ponto de vista evolutivo. É encontrado desde as esponjas até o homem. Neste, chega à cifra de 33% do seu peso corpóreo. Sem colágeno não haveria ossos, dentina, pele, tendões e inúmeras outras estruturas, como os vasos (veias, artérias e capilares) e as tramas fibrosas de órgãos internos. (VIDAL, 1990)

As lesões ligamento-tendinosas têm aumentado tanto em frequência quanto na sua complexidade. Diversos tratamentos vêm sendo propostos com o passar dos anos, como o emprego de enxertos artificiais (SCHARLING, 1981; McKIBBIN, 1984; BERCOVY, GOUTALIER, VOISIN, 1985; FUGIKAWA, OHTANI, MATSUMOTO, SEEDHOM, 1994; DANDY & GRAY, 1994); enxertos autógenos (ZARINS & ROWE, 1986; NOYES, BARBER, MAGINE, 1990).

A diversidade de comportamento dos materiais diante dos esforços solicitantes foi estudado por MASE (1970), através de seus planos elásticos de simetria.

Os materiais biológicos, especificamente tendões e ligamentos, apresentam algumas particularidades que os diferenciam de outros materiais. Possuem comportamento tempo, história dependente característicos de materiais viscoelásticos. Este comportamento mecânico é decorrente de complexas interações entre moléculas de proteoglicanos, água, colágeno e outros componentes estruturais de tecidos moles. Como fator adicional apresentam área de secção transversal variável.

Ao analisar diversos modelos mecânicos desenvolvidos para simular o comportamento de materiais viscoelásticos, FUNG (1993) definiu as suas principais características:

- quando subitamente deformado e se, em seguida, a deformação é mantida constante, as correspondentes tensões induzidas decrescem com o tempo;
- se um corpo é rapidamente tensionado e, a seguir, a tensão é mantida constante, ele continua a se deformar;
- em carregamentos cíclicos, o diagrama tensão X deformação apresenta diferenças entre as fases com carga e sem carga;

A principal função dos ligamentos, durante a atividade ou movimentação articular, é suportar cargas de tração (CABAUD, 1983). Portanto, os ensaios mecânicos são conduzidos reproduzindo esta mesma situação.

A aquisição dos espécimes, sua armazenagem, montagem dos ensaios, obtenção dos dados (especialmente a área de secção transversal e o comprimento original dos espécimes) e sua interpretação são passos importantes na metodologia dos ensaios mecânicos.

Quando se estuda a resistência de tendões e ligamentos humanos, o tempo transcorrido entre o óbito, a retirada e, inclusive, a armazenagem do material devem ser considerado.

Assim, o estado de rigidez cadavérica é um dado clínico importante. Ele se explica pela acidificação decorrente da impossibilidade de libertação de catabólitos, e tem início dentro da primeira hora após a morte; atinge o máximo entre 5 e 8 horas e desaparece em 2 a 3 dias (ARBENZ, 1988).

Esta cronologia é assim variável por sofrer a influência de fatores inúmeros, alguns ambientais, outros relacionados com as condições físicas do cadáver ou com as circunstâncias em que ocorreu a morte (ZACHARIAS & ZACHARIAS, 1991).

A armazenagem de tendões e ligamentos é outro dado importante. A dificuldade e, às vezes, a impossibilidade de se realizarem ensaios mecânicos logo após a sua retirada, torna a estocagem imprescindível.

SALOMÃO *et al.* (1993) e PFAEFFLE *et al.* (1996) adotaram a temperatura de - 20°C para estocagem de tendões calcâneos e membrana interóssea do antebraço humano, respectivamente.

Estudando os ligamentos e o tendão patelar de 3 joelhos de cadáveres humanos, BUTLER, KAY, STOUFFER (1986) retiraram material com cerca de 18 horas *post mortem*. O material foi acondicionado em sacos plásticos e mantidos a -30°C por 3 semanas. Posteriormente, foi descongelado a 4°C durante 24 horas.

HERNANDEZ *et al.* (1993) retiraram blocos anatômicos (joelhos) de cadáveres com tempo de evolução *post mortem* que variou de 48 a 72 horas, período no qual os cadáveres eram mantidos em câmara frigorífica a 4°C.

NOYES *et al.* (1984) mantinham os corpos de prova envoltos em toalhas de papel umedecidas com solução salina. A seguir, os corpos de prova eram colocados em sacos plásticos, cobertos com papel alumínio e armazenados em “freezers” a uma temperatura de -30°C. Antes de serem ensaiados, os corpos de prova eram descongelados à temperatura ambiente em solução salina, enquanto protegidos pelo envelope.

Um dos aspectos que não estavam sendo considerados nos ensaios biomecânicos eram as dimensões geométricas dos espécimes de tecido humano, principalmente sua secção média e o conceito de tensão.

A dificuldade e as fontes de erro nesta transformação, de acordo com VIIDIK (1987), residem nos métodos de avaliação da medida de área de secção transversal e o comprimento original dos espécimes.

WOO *et al.* (1994) comentam que, quando se analisa mecanicamente corpos de prova do mesmo material, mas com área de secção distintas, observa-se que o corpo de prova com maior secção suporta maior força de ruptura. No entanto, considerando-se a tensão de ruptura determinada pela divisão da força de ruptura pela secção média, os valores tendem a ser iguais.

A utilização das dimensões dos ligamentos permite elaborar diagrama tensão X deformação.

BRAILE (1990) realizou ensaio de tração com pericárdio bovino no desenvolvimento de prótese valvular. Neste estudo, o autor determina, mediante diagrama de carga - alongação, os valores de tensão de ruptura, alongação e índice de tenacidade.

Para melhor caracterização dimensional das amostras RACE & AMIS (1996) descrevem um medidor de área. Os corpos de prova eram colocados num recipiente com fendas ou canais e submetidos a uma pressão constante de 0.12 MPa, durante 02 minutos. A área era computada pelo vazio entre o recipiente e a fenda.

BUTLER *et al.* (1986) utilizaram um paquímetro de 0,05 mm de precisão para medir o comprimento do espécime entre as garras.

REZENDE *et al.* (1994) realizaram ensaio uniaxial com tendão do músculo semitendinoso. Obtiveram como carga média de ruptura 23,3 kgf.

LOREN & LIEBER (1995) citam três métodos de determinação da área de secção transversal: micrômetro digital manual, deslocamento salino e análise micrométrica computadorizada. No primeiro método são feitas medidas das dimensões maior (a) e menor (b) do diâmetro do tendão em três pontos distintos, considerados representativos. A área de secção transversal do tendão (AST) é calculada como a área média das três regiões usando a equação:

$$AST = \pi.ab$$

O método de deslocamento salino consiste na submersão do tendão em um frasco graduado de 0.1 ml. A partir de um volume de solução salina, previamente conhecido, o tendão é colocado dentro do frasco e registra-se o novo volume. A variação do volume é dividido pelo comprimento do tendão, para se obter a área da secção transversal.

O terceiro método, o micrômetro computadorizado, é um processo interativo e depende de equipamento específico.

Com o auxílio de um micrômetro a “laser”, PRZYBYLSKI *et al.* (1996) determinaram a área de secção transversal dos ligamentos longitudinais anterior e posterior da coluna cervical humana. Este procedimento conferiu margem de erro de 5%.

KENNEDY *et al.* (1976) relatam que somente nos últimos anos, com o desenvolvimento de equipamentos específicos, tornou-se possível a realização de ensaios de estruturas colágenas.

A fixação dos espécimes ao sistema de garras merece atenção especial. Quanto mais eficiente for o sistema, mais confiáveis serão os dados.

VIIDIK (1987) examinou diversos sistemas de ancoragem para ensaios mecânicos. Concluiu que os espécimes que possuem osso nas extremidades podem ser mais facilmente fixados. A utilização de parafusos e fios transversais confere ao sistema maior segurança. Praticamente exclui o fenômeno de escorregamento.

Para o autor, os espécimes que não possuem osso nas suas extremidades necessitam de outro tipo de ancoragem, como: garras sinusoidais ou sistema de colagem. Entretanto, admite não existir um sistema universal de fixação para os diversos espécimes.

ROSSI *et al.* (1990) realizaram estudo mecânico com o ligamento cruzado anterior e o 1/3 central do tendão patelar do joelho de cadáveres. Durante os ensaios, empregaram a técnica de fixação “osso – tendão - osso” e “osso – ligamento - osso”, utilizando garras tubulares mais fios e parafusos transfixantes.

O enxerto de pericárdio bovino, tratado pelo glutaraldeído em tendão calcâneo de ratos, foi estudado através de ensaio mecânico de tração. O animal foi suspenso por uma corda de náilon, que por sua vez sustentava um recipiente plástico que se mantinha a 10 cm do solo. O acréscimo de carga era feito pela adição de água ao recipiente, SILVARES, SILVA, PEREIRA (1992).

JONHSON *et al.* (1994) realizaram a ancoragem do complexo “osso - tendão patelar - osso” de cadáveres em blocos preenchidos com metilmetacrilato, para avaliar o comportamento do material diante de ensaio de tração.

A velocidade de carregamento ou velocidade com que os acréscimos de carga são aplicados é um parâmetro obtido segundo determinadas especificações, que devem ser consideradas na interpretação dos resultados.

Durante ensaios uniaxiais de tração, o ligamento cruzado anterior do joelho humano, submetido a uma rápida taxa de deformação, apresenta-se mais rígido e forte, com uma maior alongação e absorção de energia. Este fenômeno não é observado quando um ligamento similar é ensaiado a uma lenta taxa de deformação, conforme NOYES *et al.* (1984).

Os valores das propriedades biomecânicas de 60 ligamentos humanos foram apresentados por KENNEDY, ROTH, SANFORD (1980). Os autores utilizaram duas velocidades de carregamento, conforme quadro 1:

QUADRO 1: Biomecânica da falha ligamentar

Taxa de carga	12.5 cm/min.	50 cm/min.
Colateral tibial *	46.3 kg	54.5 kg
Cruzado anterior*	40.2 kg	51.5 kg
Cruzado posterior*	81.3 kg	85.5 kg

*análise de 20 espécimes de cada grupo de ligamento.

NOYES (1977) e NORDIN (1980) *apud* CABAUD (1983) comentam que os principais fatores que determinam a resistência dos ligamentos são o tipo e a forma destes ligamentos e a velocidade de carregamento.

Muitos pesquisadores adotam a velocidade de carregamento associada ao comprimento inicial do corpo de prova. Nesta circunstância, o valor é expresso em porcentagem (%).

Buscando determinar os efeitos do resfriamento (com ou sem a esterilização por óxido de etileno) nas propriedades mecânicas do enxerto (fêmur - ligamento cruzado anterior - tibia), JACKSON (1988) utilizou a velocidade de carregamento de 100% da medida média do comprimento do corpo de prova por segundo.

BARROS FILHO *et al.* (1990) e SALOMÃO *et al.* (1994) adotaram velocidade de carregamento de 20 mm/min., quando estudaram, respectivamente, os complexos ligamentares da coluna vertebral de cães e os tendões do músculo tibial posterior.

SMITH, LIVESAY, WOO (1993) consideram a velocidade de ensaios mecânicos segundo 03 categorias: lenta (0,003 mm/s), média (0,3 mm/s) e rápida (113 mm/s).

Ao variar a velocidade de carregamento, cria-se, conseqüentemente, uma variação na tensão resultante, conhecida na literatura médica como “razão de tensão”.

Examinando os ligamentos sobre o aspecto da viscosidade FU *et al.* (1993) consideram que o comportamento do seu diagrama tensão X deformação depende da variável tempo. A velocidade com que se deformam pode afetar a sua carga de ruptura. Salientam, ainda, a capacidade dos ligamentos de apresentarem progressiva deformação com a aplicação de uma carga constante.

Segundo WOO *et al.* (1994), a carga de ruptura é o parâmetro mais afetado pela “razão de tensão”, atingindo valores 30% maiores nas razões mais elevadas.

Quando um corpo de prova é instalado entre as garras de uma máquina de ensaio podem ocorrer folgas. Para serem eliminadas, necessitam de um pequeno ajuste entre os cabeçotes fixo e móvel da máquina.

É usual, nestas condições, aplicar-se uma pré-carga ou um pré-carregamento.

Estudando parâmetros mecânicos de tendões patelares de ovelhas, KOHN *et al.* (1992) aplicaram uma pré-carga de 0,1 N/2min, enquanto PICADO (1992), realizando ensaios de tração em ligamentos patelares de ovinos, utilizaram uma pré-carga de 39,2 N/min.

Os valores do pré-carregamento são muito variáveis e devem atender às condições locais e às particularidades do ensaio. Seu objetivo é reduzir possíveis acomodações do corpo de prova que possam mascarar o seu comportamento mecânico nos instantes iniciais do ensaio.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 CORPOS DE PROVA

Para atingir os objetivos, foram utilizados, como corpos de prova, tendões artificiais biológicos, tendões de procedência animal (tendão calcâneo de boi) e humana (tendão do músculo gracilis e semitendinoso). Todos foram submetidos a ensaios uniaxiais de tração.

3.1.1 Tendão artificial biológico

Os tendões artificiais são preparados com fibras reconstituídas a partir de colágeno tipo I, extraído de tendões bovinos.

Na Figura 1 é apresentado o tendão artificial biológico.

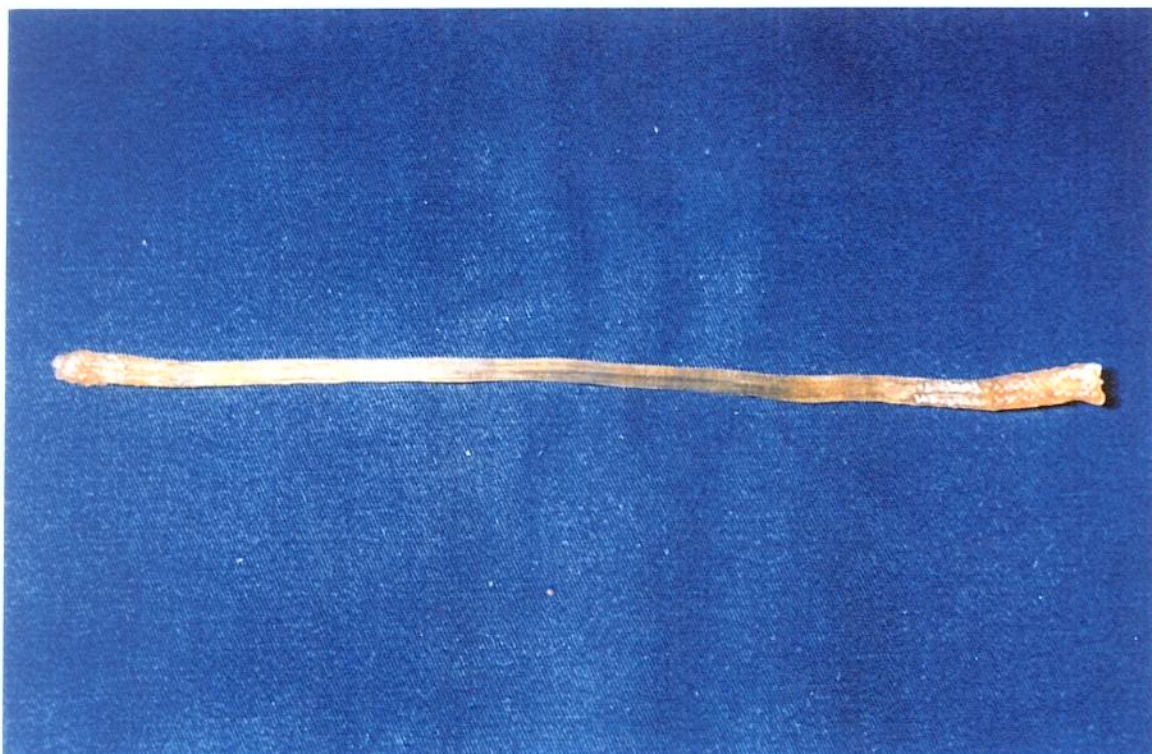


FIGURA 1 - Tendão artificial biológico

Estas preparações foram feitas no Laboratório de Biologia de Colágenos I e II e Análise de Imagens, do Instituto de Biologia da Unicamp.

O colágeno tipo I é extraído ou solubilizado de tendões bovinos e de suas soluções ácidas (ácido acético, pepsina), conforme descrito por VIDAL (1990). As fibras são reconstituídas passando por um processo de extrusão que as orienta.

Após esta fase, as fibras reconstituídas e orientadas formam cordões que são submetidos à secagem, surgindo, assim, as faixas (“tendões artificiais”).

Neste estudo foram ensaiados 58 tendões artificiais.

3.1.2. Tendão animal

Foram utilizados 5 tendões calcâneos de boi, que permitiram a confecção de 32 corpos de prova.

Este material possui algumas vantagens. É de fácil obtenção em nosso meio, permite confeccionar corpos de prova de diversas dimensões e pode ser utilizado na elaboração dos tendões artificiais, em estudo nesta pesquisa.

Sua utilização foi importante nos testes preliminares de ajuste dos equipamentos e no desenvolvimento de garras especiais de ancoragem para tecidos moles.

O tendão calcâneo de boi, apresentado na Figura 2, são de macho da raça Nelore, com peso aproximado de 450 kgf e idade média de 03 anos. Este material foi obtido em uma “casa de carnes”. O tempo entre o abate e a estocagem era inferior a 12 horas.



FIGURA 2 - Tendão calcâneo bovino.

3.1.3. Tendões humanos

Foram utilizados tendões dos músculos gracilis e semitendíneo de cadáveres com tempo de óbito superior a 12 horas e inferior a 36 horas.

O tempo de óbito foi determinado com base nas informações colhidas e no estado de rigidez cadavérica, conforme descrito por ARBENZ (1988) e ZACHARIAS & ZACHARIA (1991).

O uso dos tendões humanos recebeu aprovação da Comissão de Ética Médica do Hospital de Clínicas da Unicamp, do Departamento de Medicina Legal da Unicamp e do Serviço de Medicina Legal do município de Campinas.

Os tendões foram obtidos de cadáveres com idade média de 22 anos (mínimo de 16 anos e máximo de 27 anos). As causas das mortes foram: lesão por arma de fogo (04) e politrauma (05). Foram estudados 36 tendões, sendo 18 do músculo gracilis e 18 do músculo semitendinoso.

O gracilis é o músculo mais superficial do grupo dos adutores. Aduz a coxa, flete e roda a perna internamente.

É delgado, achatado e largo proximalmente. É estreito e afilado distalmente. Origina-se de uma delgada aponeurose da margem medial da metade inferior do corpo do púbis, de todo o seu ramo inferior e da parte adjacente do ramo do ísquio. As fibras descem verticalmente para um tendão arredondado que cruza o côndilo medial do fêmur, posteriormente ao tendão do músculo sartório. O tendão, a seguir, se curva ao redor do côndilo medial da tíbia, onde se torna achatado. Insere-se na parte superior da superfície medial da tíbia, abaixo do côndilo. Em seu término, o tendão fica imediatamente proximal ao do músculo semitendíneo. Sua margem superior é recoberta pelo tendão do músculo sartório, com o qual, em parte, se funde (GARDNER, GRAY, O'RAHILLY, 1978).

O músculo semitendíneo faz parte dos chamados "ísquio-crurais". Atua nas articulações do quadril e do joelho. Conjuga a extensão do quadril com a flexão do joelho.

É um músculo notável pelo comprimento de seu tendão. Situa-se pósteromedialmente na coxa. Origina-se da impressão infero-medial da parte superior da tuberosidade isquiática, por um tendão comum à porção longa do biceps femural e de uma aponeurose que reúne as superfícies adjacentes dos dois músculos em uma extensão de cerca de 7,5 cm de sua origem. O músculo é fusiforme e termina, um pouco abaixo do meio da coxa, em um longo tendão arredondado que se localiza na superfície do músculo semimembranáceo. O tendão curva-se ao redor do côndilo medial da tíbia e passa sobre o ligamento colateral do joelho, do qual está separado pela cúpula intertendinosa e abaixo do músculo gracilis. Em sua extremidade, une-se ao tendão do músculo gracilis e fornece um prolongamento à fáscia profunda da perna (GARDNER *et al.*, 1978).

A Figura 3 apresenta os músculos gracilis e semitendíneo.

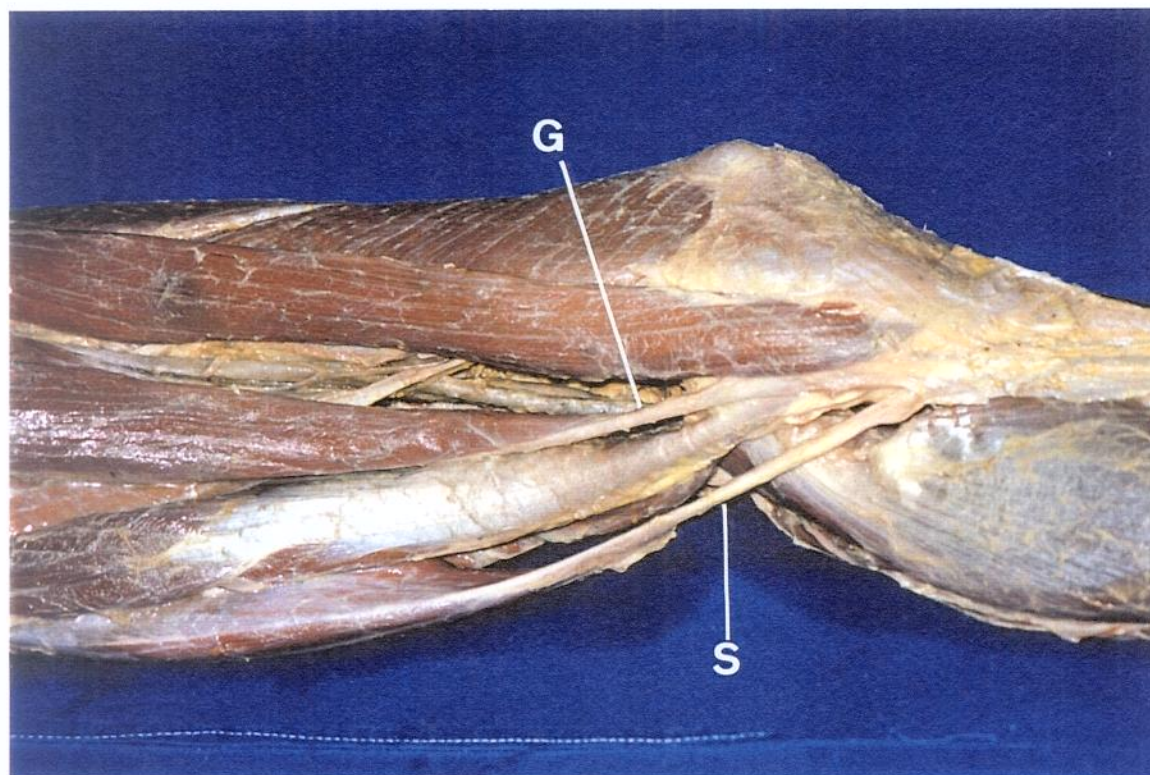


FIGURA 3 - Detalhe anatômico dos músculos gracilis (G) e semitendinoso(S).

A retirada destes tendões exigiu algum aprendizado. As rupturas dos tendões, inicialmente comuns, quando da sua retirada não mais ocorreram, após o domínio da técnica. Incisões menores, o emprego de afastadores adequados, sistematização do processo e o estabelecimento de uma rotina foram fundamentais.

Inicialmente, os tendões eram isolados após abertura da sinóvia que os recobre, por meio de incisão única de 05 cm na face ântero-medial da região metafisária da tíbia.

Eram retirados sempre com o auxílio de um extrator de tendões até a sua junção músculo-tendinosa, localizada na porção proximal da raiz da coxa.

Devido à rigidez cadavérica e ao joelho em extensão, o procedimento era difícil. Por isso, associou-se nova incisão.

Os tendões eram identificados através da pele, ao nível da prega posterior do joelho. Aí era feita incisão, de cerca de 3 cm, pelo qual eram isolados. Através da incisão na face ântero-medial do 1/3 proximal da tíbia, eram reparados e retirados com o extrator, conforme descrição prévia.

Em alguns casos, optou-se por mais uma incisão, no 1/3 proximal da face posterior da coxa, ao nível da junção músculo-tendinosa. Isto, devido às dificuldades encontradas na retirada com o extrator, como a interposição de tecido adiposo e outras partes moles.

Finalmente, decidiu-se retirar os tendões através de incisão mediana única, com cerca de 15 cm, na face posterior do joelho.

Este procedimento foi realizado com o cadáver em decúbito ventral, sempre com o auxílio do extrator de tendões.

Essa sistematização conferiu menor tempo à retirada, e praticamente aboliu os casos de ruptura tendínea durante o procedimento. A Figura 4 mostra os tendões humanos após sua retirada.

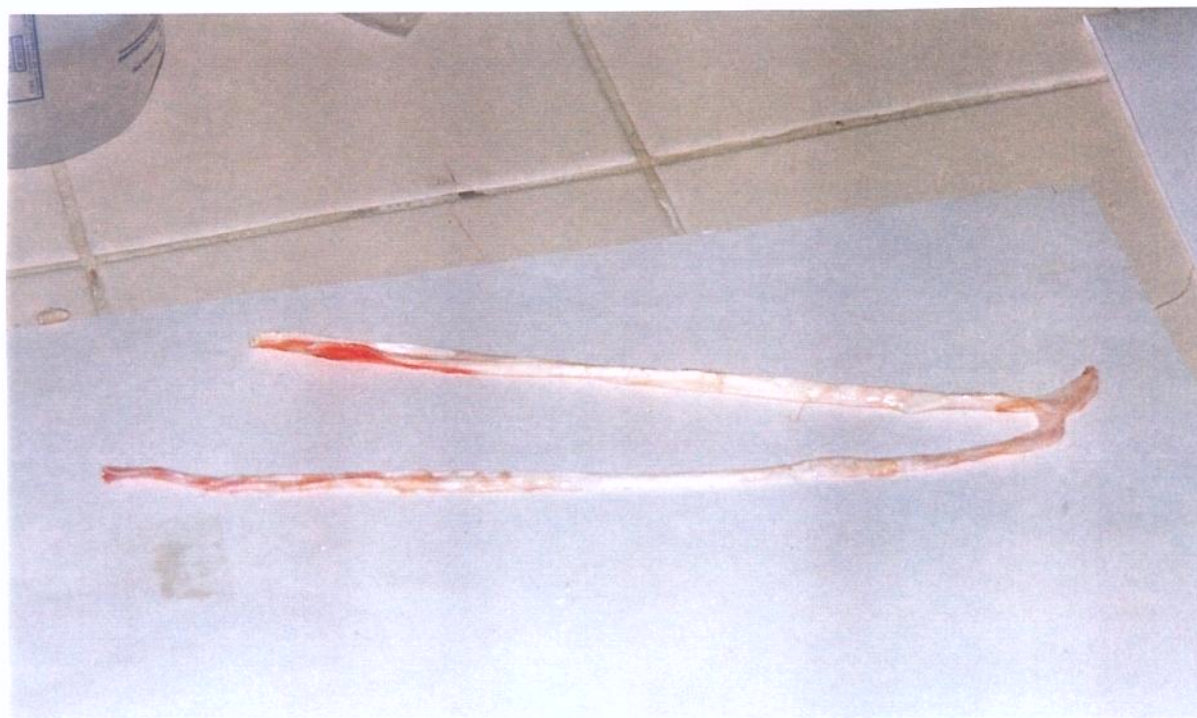


FIGURA 4 - Tendões humanos: gracilis e semitendinoso

3.1.4. Conservação

A necessidade de se manterem as propriedades físicas e mecânicas dos corpos de prova, associada à dificuldade prática de se realizarem os ensaios, no momento da obtenção dos corpos de prova, determinou a estocagem dos tendões humanos e bovinos.

Os tendões humanos foram acondicionados em sacos plásticos, após identificação. A ficha de identificação constou do número do corpo de prova, sexo, lado, idade, *causa mortis*.

Os tendões bovinos foram colocados em sacos plásticos e armazenados da mesma forma que os tendões humanos.

Foi utilizado um “freezer” horizontal, com duas portas, marca Prosdócimo, pertencente ao Departamento de Anatomia Patológica do HC - Unicamp.

Os tendões foram mantidos em uma temperatura de -20°C . Os tendões artificiais ficaram em temperatura ambiente.

O descongelamento foi feito em temperatura ambiente (27°C), com o material submerso em solução salina (S.F. 0,9%).

A operação de estocagem permitiu que os ensaios fossem realizados a contento.

3.2. PARÂMETROS DIMENSIONAIS

3.2.1. Determinação do peso

Os tendões artificiais foram pesados em balança de precisão, marca Marte, de quatro casas decimais, pertencente ao Departamento de Biologia Celular, Instituto de Biologia da Unicamp.

Essa pesagem foi realizada no estado seco e umedecido (submersão em solução fisiológica, durante 20 minutos).

3.2.2. Determinação de medidas lineares

A não uniformidade das dimensões dos corpos de prova implicou a adoção do conceito de “**secção média**”.

Vale a pena salientar que esta não uniformidade é característica de todos os tendões (humanos, animais e artificiais).

Foram aplicados dois métodos para a determinação da seção média: o paquíométrico e o volumétrico.

Para essas medidas foram empregadas réguas metálicas graduadas, de 300 mm de comprimento, e paquímetro da marca Mitutoyo, de 200 mm, com precisão de 0,05 mm.

Os corpos de prova foram sistematicamente mensurados através de uma medida do comprimento, três medidas da largura e da espessura, em pontos distintos, considerados representativos.

Com o intuito de se minimizarem os erros de medida, o processo foi repetido três vezes, obtendo-se a média aritmética.

A secção transversal foi calculada através do produto dos valores médios da largura e da espessura.

Essas medidas foram realizadas com os tendões artificiais no estado umedecido (submersos durante 20 minutos em solução fisiológica a 0,9%).

3.2.3. Determinação de medidas volumétricas

A determinação do volume dos corpos de prova foi feita com o uso de pipetas. Estas tiveram seu bico selado para a realização das medidas.

Eram pipetas de 10 ml, graduadas em 1/10, e diâmetro interno de 8 mm.

Os tendões bovinos e humanos apresentam massa maior que a dos tendões artificiais. Isto inviabilizou a utilização do mesmo frasco.

Como solução para o problema, adotaram provetas de 25 ml, graduadas em 0,2/1, e diâmetro interno de 18 mm,. Seguiu-se a mesma metodologia descrita para os tendões artificiais.

O material foi obtido na Vidraria da Faculdade de Química da Unicamp.

Os tendões artificiais foram submersos em frasco graduado (pipeta selada), com volume de solução fisiológica previamente conhecido. Para os tendões bovinos e humanos foi utilizada uma proveta.

O deslocamento da coluna salina indicou o volume real do corpo de prova. Essas medidas foram repetidas por três vezes. Obtivemos a sua média aritmética.

A secção média foi determinada relacionando-se o volume obtido com o respectivo comprimento.

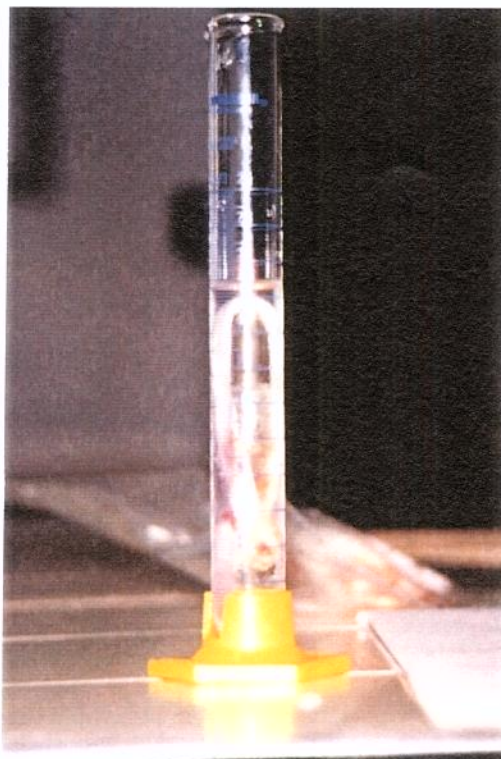


FIGURA 5 - Proveta contendo tendão do músculo gracilis submerso em solução salina (S.F. 0,9%).

3.3. ENSAIOS

3.3.1. Obtenção das garras para ancoragem dos corpos de prova.

Para a execução dos ensaios fez-se uma série de testes preliminares. O objetivo desses testes foi o desenvolvimento de um sistema de garras que permitisse a ancoragem segura dos diversos tendões. Procuraram-se evitar os fenômenos de concentração de tensões e de escorregamento.

Conforme descrito por VIIDIK (1987), estudos de tração com tecidos que apresentam ossos em suas extremidades, diferem dos que não os possuem. Isto implica a adoção de diferentes sistemas de fixação.

Assim, no presente trabalho foi utilizada mais de uma forma de ancoragem para os tendões em estudo (artificial, bovino e humano).

Para os tendões artificiais, foi inicialmente desenvolvida uma garra composta de 2 chapas metálicas, de forma retangular, com ranhuras no seu interior. Elas eram fixadas, uma à outra, por meio de um sistema de 4 parafusos (um em cada canto do retângulo metálico).

Esta garra gerava uma concentração de tensão que danificava o material, resultando na ruptura do corpo de prova junto ao seu ponto de fixação.

A seguir, a garra foi forrada com borracha. Este sistema foi abandonado porque permitia o escorregamento do tendão.

Optou-se, a seguir, por uma garra circular de polietileno. O tendão circundava uma roldana e, através do ajuste de outra peça circular externa, que envolvia a primeira, era realizada a fixação com o ajuste de dois parafusos.

Com essa montagem não foi possível fixar o tendão adequadamente. Ocorria escorregamento do corpo de prova, invalidando o ensaio.

A solução que apresentou melhores resultados, Figura 6, foi a adoção de um sistema composto por dois cilindros maciços de P.V.C., dispostos um em cada extremidade do tendão. Estes cilindros tinham 9 mm de diâmetro interno e 10 mm de comprimento. Eles eram perfurados para permitir a passagem do tendão pelo seu interior. O espaço remanescente era preenchido com cola de resina epóxi e polimercaptana (nome comercial “Araldite ultra-rápida”).

Este sistema levou a uma melhor fixação, com distribuição uniforme de carga no ponto de ancoragem do tendão à garra.

Através de ensaios preliminares determinou-se o tempo necessário para que a cola secasse (± 6 horas).

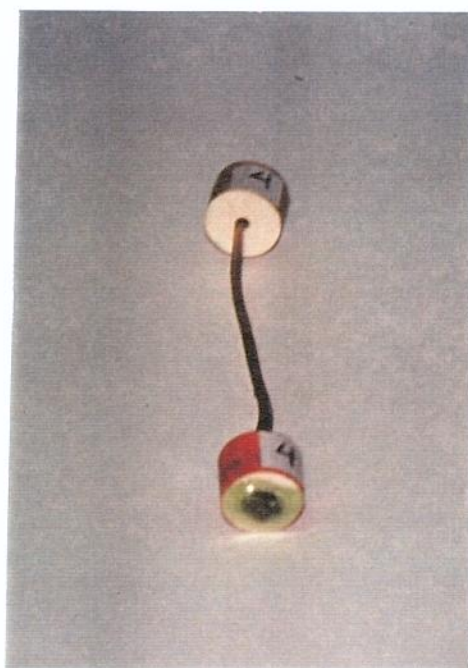


FIGURA 6 - Sistema de fixação utilizado nos ensaios mecânicos para os tendões artificiais biológicos.

Para os tendões humanos e bovinos não foi possível a adoção do “sistema de colagem”. O tempo de secagem era muito longo e havia a necessidade do corpo de prova estar completamente seco.

A primeira opção foi uma garra metálica. Era composta de duas chapas de forma retangular, com ranhuras no sentido transversal, fixas uma à outra com 4 parafusos em cada canto. Este desenho de ranhuras permitiu um grande escorregamento.

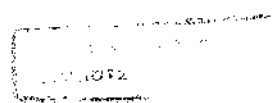
A seguir foram feitas ranhuras no sentido transversal e longitudinal, mas novamente houve escorregamento.

O próximo passo foi o desenho de ranhuras no sentido diagonal, para cima e para baixo, configurando um aspecto de losangos no interior das placas. Esta configuração apresentou melhores resultados, mas o escorregamento, embora menor, ocorreu.

A próxima tentativa, foi a confecção de garras sinusoidais, com ranhuras no sentido diagonal para cima e para baixo (Figura 7).

O formato sinusoidal interno das placas metálicas aumentou a superfície de contato da garra, com um melhor encaixe garra-tendão-garra. A associação de ranhuras em sentido diagonal, para cima e para baixo, permitiu uma melhor fixação, por aumentar a aderência do sistema.

Os exames feitos nas regiões de ancoragem dos corpos de prova e na face interna das placas, após a realização dos ensaios, mostraram boa aderência do corpo de prova à garra e a ruptura afastada dos pontos de apoio (fixação). Por estes motivos, empregou-se este tipo de garra.



A Figura 7 apresenta este sistema de garras.

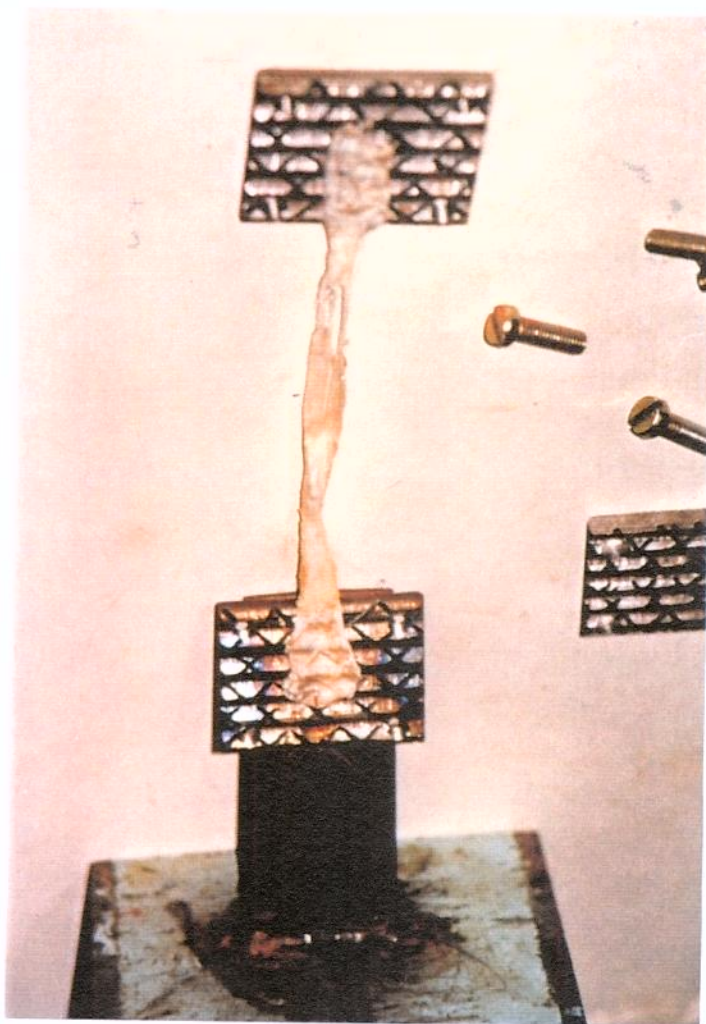


FIGURA 7 - Detalhe da face interna da garras utilizada nos ensaios mecânicos com os tendões bovinos e humanos.

3.3.2. Torque nos parafusos da garra

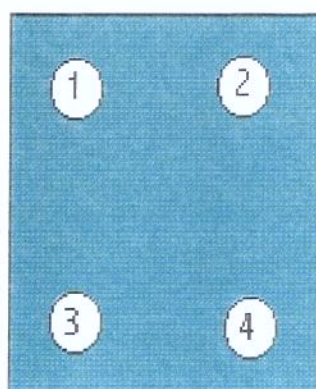
A fixação do corpo de prova às garras metálicas fez-se pelo aperto de quatro parafusos, dispostos um em cada canto da chapa metálica.

Para a realização desta tarefa foi utilizado um torquímetro de estalo AVT 100-A, com escala de 2,5 a 11 N.m, marca Britool, apresentado na Figura 8, e uma furadeira a bateria marca SINGER, modelo SD 8203, com seis níveis de aperto.



FIGURA 8 - Torquímetro utilizado no aperto das garras.

O torque ou aperto é o esforço de torção aplicado ao parafuso no sentido horário e seguiu a sequência 1 - 4 - 3 - 2, conforme esquema abaixo.



A definição do torque médio de aperto dos parafusos foi obtida através de testes preliminares realizados com os tendões bovinos. Durante os testes observaram a forma de ruptura dos corpos de prova e as condições dos mesmos dentro das garras.

Com os ensaios, determinou-se que um torque de **2.5 N.mm** aplicado pelo torquímetro a cada parafuso, era necessário para fixar o corpo de prova à garra sem danificá-lo, permitindo a realização dos testes com segurança.

Para reduzir o tempo empregado no processo de fixação do corpo de prova à garra (aperto dos parafusos) foi utilizada uma furadeira a bateria. Observou-se que o nível 2 da furadeira correspondia ao torque de aperto determinado pelo torquímetro.

3.3.3. Realização dos ensaios

Os ensaios mecânicos foram desenvolvidos com o auxílio de uma prensa, pertencente à Faculdade de Engenharia Agrícola da Unicamp. É uma prensa universal de tração e compressão, com ajuste de velocidade de carregamento e fundo de escala de 400 kgf, modelo Ottawa Texture Co.

Devido aos diferentes tecidos analisados, foram utilizadas 03 células de carga, descritas a seguir:

- célula de carga extensométrica de 10 kgf, tipo S, modelo S-10, marca Alfa;
- célula de carga extensométrica de 100 kgf, tipo S, modelo LB-100, marca Berg Cell;
- célula de carga extensométrica de 1000 kgf, tipo Z, modelo LB-1T, marca Berg Cell.

Durante os ensaios, acoplou-se, à prensa, um sistema de aquisição de dados. Este sistema é constituído por:

- um amplificador extensométrico, modelo 2PM-6G, com 06 canais, marca KYOWA,
- um computador Notebook 486 DX4-100, modelo TS-30AS, marca Digimac,
- cartão de aquisição de dados PCMCIA, modelo DAQ Card 700, com 16 canais analógicos, resolução 12 bits, taxa máxima de aquisição de 100.000 pontos/seg.,

O Software utilizado foi o DAQWARE, da National Instruments.

Este material pertence ao Laboratório de Propriedades Físicas e Mecânicas dos Materiais Biológicos do Departamento de Máquinas Agrícolas, Feagri - Unicamp.

A Figura 9 mostra a referida prensa associada ao sistema de aquisição de dados.



FIGURA 9 - Prensa universal OTAWA com sistema de aquisição de dados.

A principal função fisiológica dos ligamentos é resistir a cargas tensionais. Portanto, uma das melhores formas para se analisarem os ligamentos e tendões é através de ensaios uniaxiais de tração.

A prensa em referência permitia regular a velocidade de carregamento dentro de vários limites, assim como a obtenção das grandezas de **força** (N) e **elongamento máximo** (mm).

A partir dos gráficos de força / deslocamento e das medidas da área de seções dos corpos de prova, foram calculados os valores de tensão de ruptura (N/mm^2), energia de ruptura (N.mm), energia de ruptura pela área de seção do corpo de prova (N/mm), deformação unitária (mm/mm) e módulo de elasticidade (N/mm^2).

Todos os ensaios foram realizados com os corpos de prova no estado umedecido.

Os tendões artificiais foram analisados com 06 velocidades de carregamento a saber: V1 = 0,28 mm/s; V2 = 0,76 mm/s; V3 = 1,45 mm/s; V4 = 2,16 mm/s; V5 = 2,78 mm/s e V6 = 3,23 mm/s.

Para os tendões bovinos e humanos foram utilizadas todas as velocidades descritas anteriormente, exceto a V1 (0.28 mm/s).

O número de repetições, adotado para os diversos ensaios uniaxiais de tração, não foi igual. Isto devido à disponibilidade dos corpos de prova.

A utilização dos dados de secção média dos corpos de prova permite empregar o conceito de “tensão de ruptura”, entendido como a relação de força por unidade de área.

Este procedimento é muito útil quando os corpos de prova possuem dimensões diferentes e se objetiva confrontar os resultados dos ensaios mecânicos com diferentes materiais estudados.

4. RESULTADOS

Os resultados obtidos são apresentados nos Quadros 2 a 19.

Os parâmetros: secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para os corpos de prova dos tendões estudados (artificial, bovino e humano) e as velocidades de carregamento empregadas estão nos Quadros 2 a 10.

Nos Quadros 11 a 19 são apresentados, por velocidades de carregamento, os valores dos parâmetros: força de ruptura (F), tensão de ruptura (σ), energia de ruptura (E_r), módulo de elasticidade (E), energia de ruptura por unidade de área (E_r/s) e módulo de elasticidade, obtido graficamente no diagrama de força X deslocamento (E_t).

QUADRO 2 - Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão artificial submetido a velocidades de carregamento de 0,28 e 0,76 mm/s.

Velocidade de carregamento de 0,28mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
1	5,29	22,90	6,69	0,29
2	8,16	74,20	21,90	0,30
3	6,92	66,20	14,57	0,22
4	7,68	50,20	20,64	0,41
5	20,43	30,00	19,35	0,65
6	18,54	30,00	15,60	0,52
7	24,82	30,00	9,06	0,30
8	13,43	30,00	18,61	0,62
9	8,82	30,00	16,81	0,56
10	10,65	30,00	8,57	0,29
média	12,47	39,35	39,35	0,42
Velocidade de carregamento de 0,76 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
11	7,67	64,20	15,73	0,25
12	9,15	69,50	17,52	0,25
13	7,47	79,80	19,87	0,25
14	19,11	30,00	17,37	0,58
15	23,16	30,00	9,77	0,33
16	20,41	30,00	13,30	0,44
17	1,32	30,00	7,49	0,25
18	10,72	30,00	10,98	0,37
19	12,05	30,00	9,65	0,32
20	12,15	30,00	13,30	0,44
média	13,32	42,35	13,50	0,35

QUADRO 3 - Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão artificial submetido a velocidades de carregamento de 1,45 e 2,16 mm/s.

Velocidade de carregamento de 1,45 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
21	6,13	92,60	23,25	0,25
22	8,23	81,10	9,14	0,11
23	7,88	32,50	10,67	0,33
24	21,64	30,00	15,41	0,51
25	13,52	30,00	8,47	0,28
26	12,39	30,00	14,88	0,50
27	13,88	30,00	13,54	0,45
28	12,97	30,00	16,99	0,57
29	9,69	30,00	6,42	0,21
30	14,12	30,00	10,43	0,35
Média	12,05	41,62	12,94	0,36
Velocidade de carregamento de 2,16 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
31	5,39	61,40	12,33	0,20
32	3,19	53,80	9,77	0,18
33	5,35	50,80	16,75	0,33
34	11,27	30,00	18,82	0,63
35	12,48	30,00	17,55	0,59
36	15,03	30,00	16,25	0,54
37	18,60	30,00	11,07	0,37
38	10,48	30,00	7,40	0,25
39	15,73	30,00	11,12	0,37
média	10,84	38,44	13,45	0,38

QUADRO 4 - Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão artificial submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.

Velocidade de carregamento de 2,78 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
40	3,08	29,00	8,83	0,30
41	4,58	90,00	21,13	0,23
42	3,64	73,00	13,07	0,18
43	9,35	30,00	14,04	0,47
44	14,32	30,00	10,63	0,35
45	18,18	30,00	10,56	0,35
46	18,42	30,00	12,16	0,41
47	19,49	30,00	8,41	0,28
48	24,15	30,00	10,15	0,34
49	17,37	30,00	12,16	0,41
média	13,26	40,22	12,11	0,33
Velocidade de carregamento de 3,23 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
50	6,68	61,60	17,20	0,28
51	3,74	81,50	19,06	0,23
52	7,42	40,30	13,08	0,32
53	17,77	30,00	26,16	0,87
54	29,60	30,00	17,44	0,58
55	17,02	30,00	19,62	0,65
56	20,72	30,00	9,77	0,33
57	10,72	30,00	9,93	0,33
58	13,90	30,00	8,16	0,27
média	14,17	40,38	15,60	0,43

QUADRO 5- Valores de secção, comprimento, deformação total e relativa para o tendão calcâneo bovino submetido a velocidades de carregamento de 0,76, 1,45 e 2,16 mm/s.

Velocidade de carregamento de 0,76mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
1	20,51	18,30	5,62	0,31
2	12,00	31,00	3,61	0,12
3	26,47	7,00	7,60	1,09
4	25,54	11,50	6,18	0,54
média	21,16	16,95	5,75	0,51
Velocidade de carregamento de 1,45 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
5	20,80	30,20	6,67	0,22
6	17,05	20,20	3,84	0,19
7	23,28	41,00	6,53	0,16
8	29,41	10,50	6,38	0,61
média	22,64	25,48	5,86	0,29
Velocidade de carregamento de 2,16 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
9	17,98	35,40	2,92	0,08
10	23,81	19,05	5,40	0,28
11	25,71	8,70	5,51	0,63
12	17,72	17,40	6,59	0,38
média	21,61	20,14	5,11	0,34

QUADRO 6- Valores de secção, comprimento, deformação total e relativa para o tendão calcâneo bovino submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.

Velocidade de carregamento de 2,78 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
13	25,60	32,70	7,96	0,24
14	30,00	10,00	6,95	0,69
15	19,23	18,00	7,09	0,39
16	21,33	12,40	5,98	0,48
média	24,04	18,28	6,99	0,45
Velocidade de carregamento de 3,23 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
17	20,95	16,30	5,01	0,31
18	24,00	10,40	5,00	0,48
19	26,92	8,70	9,36	1,08
20	20,83	15,20	6,78	0,45
média	23,18	12,65	6,54	0,58

QUADRO 7 - Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão do músculo gracilis submetido a velocidades de carregamento de 0,76, 1,45 e 2,16 mm/s.

Velocidade de carregamento de 0,76 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
1	12,94	16,10	4,26	0,26
2	10,54	17,30	6,16	0,36
média	11,76	16,70	5,21	0,31
Velocidade de carregamento de 1,45 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
3	8,14	16,60	5,15	0,31
4	11,76	8,80	6,96	0,79
5	7,40	16,60	6,45	0,39
6	13,33	14,00	5,15	0,37
média	10,16	14,00	5,93	0,46
Velocidade de carregamento de 2,16 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
7	13,97	7,30	4,86	0,67
8	11,00	12,20	8,10	0,66
9	17,14	20,10	8,42	0,42
10	15,00	19,00	7,24	0,38
média	14,28	14,65	7,16	0,53

QUADRO 8 - Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão do músculo gracilis submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.

Velocidade de carregamento de 2,78 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
11	18,18	13,30	3,61	0,27
12	19,59	14,80	6,95	0,47
13	10,76	9,30	5,70	0,61
14	13,79	13,90	6,25	0,45
média	15,58	12,83	5,63	0,45
Velocidade de carregamento de 3,23 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
15	11,81	21,60	5,65	0,26
16	18,34	20,10	6,94	0,35
17	17,69	8,40	5,66	0,67
18	8,80	13,60	5,01	0,37
média	14,16	15,93	5,82	0,41

QUADRO 9 - Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão do músculo semitendinoso submetido a velocidades de carregamento de 0,76, 1,45 e 2,16 mm/s.

Velocidade de carregamento de 0,76 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
1	18,75	35,20	9,08	0,26
2	24,31	16,10	11,13	0,69
média	21,53	25,65	10,11	0,47
Velocidade de carregamento de 1,45 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
3	20,00	41,40	3,99	0,10
4	25,00	21,70	4,79	0,22
5	18,28	35,00	8,27	0,24
6	17,02	27,00	7,32	0,27
média	20,08	31,28	6,09	0,21
Velocidade de carregamento de 2,16 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
7	20,68	33,40	5,18	0,16
8	18,00	20,90	3,67	0,18
9	13,84	27,80	4,54	0,16
10	19,23	32,50	5,19	0,16
média	17,51	28,65	4,65	0,16

QUADRO 10 - Valores de secção, comprimento, deformação total e deformação relativa obtidos para o tendão do músculo semitendinoso submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.

Velocidade de carregamento de 2,78 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
11	25,83	39,50	8,20	0,21
12	12,50	30,70	8,48	0,28
13	23,15	18,70	6,39	0,34
14	15,83	21,30	5,70	0,27
média	19,33	27,55	7,19	0,27
Velocidade de carregamento de 3,23 mm/s				
Amostras (número)	Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Def. total (mm)	Def. relativa
15	17,85	23,80	5,97	0,25
16	21,27	21,20	5,81	0,27
17	23,57	13,70	8,88	0,65
18	17,93	18,30	7,59	0,41
média	20,16	19,25	6,89	0,40

QUADRO 11 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão artificial submetido a velocidades de carregamento de 0,28 e 0,76 mm/s.

Velocidade de carregamento de 0,28mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
1	31,10	5,88	78,04	20,12	14,75	20,10
2	17,50	2,14	172,84	7,27	21,18	7,30
3	11,00	1,59	70,06	7,22	10,12	7,20
4	8,50	1,11	55,80	2,69	7,27	2,70
5	26,40	1,29	215,26	2,00	10,54	2,00
6	25,20	1,36	136,92	2,61	3,39	2,60
7	12,90	0,52	49,06	1,72	1,98	1,70
8	28,80	2,14	228,70	3,46	17,03	3,50
9	14,60	1,66	112,48	2,95	12,75	2,90
10	41,90	3,93	173,43	13,77	16,28	13,80
média	21,79	2,16	129,26	6,38	11,93	6,38
Velocidade de carregamento de 0,76mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
11	00,80	1,41	63,92	5,75	8,33	5,70
12	10,90	1,19	61,79	4,73	6,75	4,70
13	9,80	1,31	75,85	5,27	10,15	5,30
14	15,10	0,79	91,50	1,36	4,79	1,40
15	15,70	0,68	58,44	2,08	2,52	2,10
16	18,30	0,90	97,51	2,02	4,78	2,00
17	16,80	1,48	64,98	5,94	5,74	6,00
18	10,10	0,94	37,24	2,57	3,47	2,60
19	11,15	0,93	37,54	2,88	3,12	3,00
20	21,70	1,79	96,52	4,03	7,94	4,00
média	14,04	1,14	68,53	3,66	5,76	3,68

QUADRO 12 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão artificial submetido a velocidades de carregamento de 1,45 e 2,16 mm/s.

Velocidade de carregamento de 1,45mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E.R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
21	9,90	1,62	85,84	6,38	14,00	6,40
22	5,20	0,63	17,69	5,61	2,15	5,70
23	12,10	1,54	31,18	4,68	3,96	4,70
24	19,60	0,91	111,80	1,76	5,17	1,80
25	15,10	1,12	42,49	3,96	3,14	3,90
26	19,30	1,56	99,91	1,14	8,06	3,10
27	45,60	3,29	215,18	7,28	15,50	7,30
28	41,40	3,19	344,23	5,64	26,54	5,60
29	21,50	2,22	58,58	10,37	6,05	10,40
30	26,20	1,86	122,38	5,34	8,67	5,30
média	21,59	1,79	112,93	5,41	9,32	5,42
Velocidade de carregamento de 2,16mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
31	4,80	0,89	19,87	4,43	3,69	4,40
32	11,20	3,51	45,36	19,33	14,22	19,30
33	13,50	2,52	65,88	7,65	12,31	7,60
34	14,70	1,30	84,02	2,08	7,46	4,40
35	26,90	2,16	150,98	3,68	12,10	3,70
36	23,80	1,58	152,71	2,92	10,16	2,90
37	19,40	1,04	84,89	2,83	4,56	2,80
38	39,20	3,74	123,55	15,16	11,79	15,20
39	11,90	0,76	38,88	2,04	2,47	2,00
média	18,38	1,95	85,13	6,68	8,75	6,92

QUADRO 13 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão artificial submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.

Velocidade de carregamento de 2,78mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
40	19,70	6,40	49,48	21,01	16,07	21,00
41	13,50	2,95	118,71	12,55	25,92	12,60
42	8,00	2,20	47,26	12,31	12,98	12,20
43	20,70	2,21	103,97	4,73	11,12	4,70
44	12,80	0,89	50,04	2,52	3,49	2,50
45	14,00	0,77	49,48	2,19	2,72	2,20
46	96,10	5,22	489,28	12,87	26,56	12,90
47	38,90	2,00	124,27	7,12	6,38	7,10
48	96,70	4,00	577,13	11,83	23,90	11,80
49	75,40	4,34	440,63	10,71	25,37	10,70
média	39,58	3,10	205,03	9,78	15,45	9,77
Velocidade de carregamento de 3,23mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
50	8,60	1,29	63,95	4,61	9,57	4,60
51	6,20	1,66	51,03	7,09	13,65	7,10
52	18,30	2,47	100,78	7,60	13,58	7,60
53	13,20	0,74	88,50	0,85	4,98	0,90
54	11,70	0,40	85,27	0,68	2,88	0,70
55	22,10	1,30	139,54	1,99	8,20	2,00
56	82,20	3,97	461,57	12,18	22,28	12,20
57	41,30	3,85	202,52	11,64	18,89	11,60
58	3,49	0,25	141,15	0,92	10,15	9,20
média	23,01	1,77	148,26	5,28	11,58	6,21

QUADRO 14 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão calcâneo bovino submetido a velocidades de carregamento de 0,76, 1,45 e 2,16 mm/s.

Velocidade de carregamento de 0,76mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
1	634,16	30,92	1535,49	100,61	74,87	168,65
2	101,32	8,44	234,75	72,50	19,56	29,55
3	864,26	32,65	3330,49	30,07	125,82	217,91
4	536,50	20,92	1350,70	38,94	52,68	173,47
média	534,06	24,00	1612,86	60,53	68,23	147,39
Velocidade de carregamento de 1,45mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
5	570,07	27,41	1314,08	124,09	63,18	158,98
6	537,11	31,50	1435,31	165,71	84,18	177,52
7	629,88	27,06	2387,82	169,88	102,57	190,95
8	849,00	28,87	2125,46	47,49	72,27	207,88
média	646,51	28,71	1815,67	126,79	80,55	183,83
Velocidade de carregamento de 2,16mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
9	28,08	1,56	53,92	18,94	3,00	12,92
10	621,95	26,12	1895,14	92,12	79,59	167,22
11	600,59	23,36	1512,36	36,88	58,82	196,29
12	393,07	22,18	1326,99	58,57	74,89	100,16
média	410,92	18,31	1197,10	51,63	54,01	119,15

QUADRO 15 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão calcâneo bovino submetido a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.

Velocidade de carregamento de 2,78mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
13	554,81	21,67	1540,46	89,05	60,17	140,51
14	651,86	21,73	2000,25	31,28	66,68	169,56
15	334,47	17,39	737,63	44,18	38,36	109,34
16	651,25	30,53	1594,46	66,36	74,75	187,35
média	548,10	22,83	1468,20	56,97	59,99	151,69
Velocidade de carregamento de 3,23mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
17	399,78	19,08	1197,60	62,08	57,16	90,48
18	753,17	31,38	2001,99	65,25	83,42	212,27
19	890,50	33,08	2487,90	30,73	97,42	241,33
20	638,43	30,65	1624,46	68,71	77,99	142,45
média	670,47	28,55	1827,99	56,69	77,75	171,63

QUADRO 16 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão do músculo gracilis submetido a velocidades de carregamento de 0,76, 1,45 e 2,16 mm/s.

Velocidade de carregamento de 0,76mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
1	195,31	15,09	322,99	57,10	24,96	59,23
2	296,63	28,04	1136,96	78,74	107,46	113,13
média	245,97	21,57	729,98	67,92	66,21	86,18
Velocidade de carregamento de 1.45mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
3	169,68	20,84	443,52	67,19	54,49	49,75
4	163,57	13,91	661,72	17,59	56,27	36,65
5	148,93	20,13	537,73	51,79	72,77	42,09
6	228,27	17,12	507,20	46,58	38,05	67,35
média	177,61	18,00	537,54	45,79	55,37	48,96
Velocidade de carregamento de 2.16mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
7	214,84	15,38	440,07	23,10	31,50	76,29
8	267,36	24,20	956,47	36,60	86,95	44,13
9	179,44	10,47	715,94	24,98	41,77	52,12
10	156,25	10,42	454,31	27,35	30,29	36,95
média	204,47	15,14	641,70	28,01	47,63	52,37

QUADRO 17 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão do músculo gracilis às velocidades de 2,78 e 3,23 mm/s.

Velocidade de carregamento de 2,78mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
11	224,61	12,35	324,00	45,47	17,82	96,60
12	267,33	13,65	756,25	29,06	38,60	85,62
13	203,86	18,95	601,25	30,92	55,88	56,07
14	299,07	21,69	766,69	48,23	55,60	78,06
média	248,72	16,66	612,05	38,42	41,98	79,09
Velocidade de carregamento de 3,23mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
15	312,50	26,46	789,95	101,17	66,89	89,37
16	161,13	8,79	304,98	25,43	16,63	52,91
17	663,77	20,56	1018,94	30,53	57,60	113,38
18	151,37	17,20	421,69	46,69	47,92	46,11
média	247,19	18,25	633,89	50,96	47,26	75,44

QUADRO 18 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão do músculo semitendinoso a velocidades de carregamento de 0,76, 1,45 e 2,16 mm/s.

Velocidade de carregamento de 0,76mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
1	341,80	18,23	1305,18	70,65	69,61	69,68
2	334,47	13,76	961,67	19,90	39,56	51,65
média	338,13	15,99	1133,40	45,27	54,58	60,67
Velocidade de carregamento de 1,45mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
3	310,06	15,50	682,79	160,96	34,14	119,84
4	494,38	19,78	1457,92	89,68	58,32	187,46
5	408,94	22,37	942,27	94,73	51,55	116,12
6	507,81	29,84	1566,56	110,01	92,04	149,43
média	430,30	21,87	1162,40	113,85	59,01	143,21
Velocidade de carregamento de 2,16mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
7	178,22	8,62	544,35	55,53	26,32	57,64
8	285,64	15,87	503,88	90,32	27,99	115,85
9	341,80	24,70	585,22	151,29	42,28	119,06
10	404,05	21,01	1027,07	131,68	53,41	115,85
média	302,43	17,55	665,10	107,20	37,50	102,10

QUADRO 19 - Valores de força, tensão, energia de ruptura, módulo de elasticidade, energia de ruptura por secção, módulo de elasticidade (gráfico) obtidos para o tendão calcâneo bovino a velocidades de carregamento de 2,78 e 3,23 mm/s.

Velocidade de carregamento de 2,78mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
5A	354,00	13,71	1320,01	66,01	51,10	98,48
6A	429,69	34,38	1311,18	124,45	104,89	95,68
5B	394,29	17,03	739,20	49,81	31,93	142,91
6B	375,98	23,75	839,31	88,72	53,02	105,38
média	388,49	22,22	1052,40	82,25	60,24	110,61
Velocidade de carregamento de 3,23mm/s						
Amostra (número)	Força (N)	Tensão (MPa)	E. R. (N.mm)	E (MPa)	E.R./S (N/mm)	E.t. (MPa)
7A	543,21	30,43	1390,35	121,26	77,89	153,06
8A	360,11	16,93	683,10	61,74	32,12	122,31
7B	484,62	20,56	2335,17	31,72	99,07	116,29
8B	347,90	19,40	928,74	46,78	51,80	76,03
média	433,96	21,83	1334,30	65,38	65,22	116,92

Os valores mínimos e máximos das secções de cada grupo de tendão ensaiado, assim como suas variações percentuais em relação ao seu maior valor, são apresentados no Quadro 20.

QUADRO 20 - Valores mínimos e máximos das secções e suas respectivas variações percentuais em relação ao maior valor de cada grupo de tendão ensaiado.

Material	Secção (mm ²)		Variação percentual
	mínima	máxima	(%)
tendão artificial	3,08	29,60	89,59
bovino	12,00	30,00	60,00
gracilis	7,40	19,59	62,23
semitendinoso	12,50	25,83	51,61

No Quadro 20 observa-se expressiva variação percentual nos quatro grupos de tendões. Isto deve ser considerado na análise dos dados, porque valores de força, energia de ruptura e deformação podem estar se referindo a amostras de dimensões diferentes.

Considerando-se a secção média de todos os corpos de prova (Quadro - 9 e 10), o tendão do músculo semitendinoso apresentou um valor igual a 19,52 enquanto o tendão do músculo gracilis foi de 13,35 (Quadro - 7 e 8). Nos Quadros de 21 a 24 são apresentadas as velocidades de ensaio, os valores médios de tensão de ruptura e o desvio padrão para os tendões estudados.

QUADRO 21 - Velocidades de carregamento, médias das tensões de ruptura e desvio padrão obtidos para o tendão artificial.

Velocidade de carregamento (mm/s)	Tensão média de ruptura e desvio padrão (MPa)
0,28	2,16 ± 1,59
0,76	1,14 ± 0,35
1,45	1,79 ± 0,84
2,16	1,95 ± 1,34
2,78	3,10 ± 1,85
3,23	1,77 ± 0,96

QUADRO 22 - Velocidades de carregamento, média das tensões de ruptura e desvio padrão obtidos para o tendão bovino.

Velocidade de carregamento (mm/s)	Tensão média de ruptura e desvio padrão (MPa)
0,76	24,00 ± 11,17
1,45	28,71 ± 2,02
2,16	18,31 ± 11,28
2,78	22,83 ± 5,52
3,23	28,5 ± 6,39

QUADRO 23 - Velocidades de carregamento, médias das tensões de ruptura e desvio padrão obtidos para o tendão do músculo gracilis.

Velocidade de carregamento (mm/s)	Tensão média de ruptura e desvio padrão (MPa)
0,76	11,76 ± 9,16
1,45	18,00 ± 3,17
2,16	15,14 ± 6,53
2,78	16,66 ± 4,40
3,23	18,25 ± 7,38

QUADRO 24 - Velocidades de carregamento, médias das tensões de ruptura e desvio padrão obtidos para o tendão do músculo semitendinoso.

Velocidade de carregamento (mm/s)	Tensão média de ruptura e desvio padrão (MPa)
0,76	15,99 ± 3,19
1,45	21,87 ± 6,02
2,16	17,55 ± 6,97
2,78	22,22 ± 9,12
3,23	21,83 ± 5,93

QUADRO 25 - Valores médios de tensões de ruptura (σ_r), dos tendões estudados, velocidades de carregamento e quociente percentual em relação ao tendão calcâneo bovino.

Material (tendão)	Velocidades de carregamento (mm/s)	Tensão média de ruptura(MPa)	Quocientes percentuais em relação ao tendão bovino(%)
Artificial	de 0,28 a 3,23	1,99	8,13
Bovino	de 0,76 a 3,23	24,48	100,00
Gracilis	de 0,76 a 3,23	17,52	71,57
Semitendinoso	de 0,76 a 3,23	18,29	83,05

Atribuindo-se a tensão média de ruptura do tendão calcâneo de boi o valor de 100%, tem-se que o quociente percentual dos demais tendões é 8,13% para o artificial, 71,57% para o tendão do músculo gracilis e 83,05% para o tendão do músculo semitendinoso (Quadro - 25).

5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Para melhor entendimento, dividiremos a discussão em alguns tópicos: secção média, tensão de ruptura, deformação relativa, velocidade de carregamento e energia de ruptura por unidade de área.

5.1. SECÇÃO MÉDIA

Empregaram-se dois métodos para obtenção da secção média das amostras: o paquimétrico e o volumétrico.

Os resultados obtidos para as secções médias, suas variações e subseqüentes comparações mostraram que o segundo método foi mais seguro. O método volumétrico apresentou valores compatíveis entre corpos de prova semelhantes, com menor variação nos resultados.

O método paquimétrico, baseado na obtenção dos parâmetros lineares das secções, tomados em três pontos dos corpos de prova, apresentaram valores dispersos. Provavelmente, isso ocorreu devido à forma de cálculo, sugerida por LOREN & LIEBER (1995), que se baseia na identidade entre o corpo de prova e um prisma regular. Tal semelhança não se verificou para a maioria das amostras ensaiadas. Elas se caracterizaram por não possuírem uma superfície uniforme e secções regulares. Por esta razão, na determinação das secções médias dos tendões humanos e bovinos utilizou-se apenas o método volumétrico.

Portanto, os valores para o tendão do músculo semitendinoso foram 31,61% maiores que para o tendão do músculo gracilis. As variações percentuais entre as secções externas foram de 62,23% para o tendão do músculo gracilis e de 51,61% para o tendão do músculo semitendinoso (Quadro - 20), mostrando que este apresentou maiores secções médias e menor variação entre suas secções extremas.

Para o tendão artificial (Quadros 2 a 4) e para o bovino (Quadros 5 e 6) as variações entre suas secções extremas foram, 89,59% e 60,00%, respectivamente.

Provavelmente, isto se deve ao processo de obtenção do tendão artificial e aos procedimentos adotados na montagem dos corpos de prova do tendão bovino.

As variações entre as secções extremas nos diversos corpos de prova mostra a necessidade de se utilizar o conceito de tensão.

5.2. TENSÃO DE RUPTURA (σ)

Como já se comentou, os valores de tensão de ruptura têm influência direta sobre os dados estudados. Esta afirmativa reforça a importância do conceito de tensão de ruptura. Ele é um critério eficiente, porque os valores obtidos são expressos numa mesma unidade. A padronização de unidade permite melhor análise dos dados quando se ensaiam materiais distintos e se confrontam resultados.

Os dados obtidos para as tensões de ruptura, nas diferentes velocidades de carregamento, refletem as dificuldades de se estudarem diferentes corpos de prova (bovino, humano e artificial). Isto ocorre devido às características desses tendões e particularidades dos ensaios.

Com o intuito de se uniformizarem os grupos, algumas medidas foram tomadas.

Com relação aos tendões humanos, optou-se por cadáveres com tempo de óbito inferior a 36 horas. Esta amostragem compreendeu cadáveres numa faixa etária média de 22 anos (mínimo de 16 e máximo de 27 anos).

Dos tendões calcâneos de boi foram retiradas tiras retangulares, com o auxílio de um bisturi de cabo duplo. Este procedimento permitiu menor amplitude de variação da área de secção em toda a extensão do corpo de prova, o que proporcionou corpos de prova mais uniformes.

Os tendões artificiais foram obtidos através de um mesmo processo de produção, o que permitiu controle do material.

O exame dos Quadros 21 a 24 mostra, comparativamente, que os tendões artificiais apresentaram, em quatro velocidades de carregamento (1,45; 2,16; 2,78 e 3,23mm/s), menor variabilidade na tensão de ruptura. Isto pode ser atribuído ao seu processo de produção.

Vale ainda considerar que houve maior número de repetições para os tendões artificiais.

Considerando-se todos os corpos de prova (Quadros de 11 a 19) obtiveram-se as tensões médias de ruptura para os quatro tendões analisados (Quadro 25).

Na última coluna do Quadro 25 nota-se que os tendões humanos (músculo semitendinoso e gracilis) ensaiados suportaram de 16,95% a 28,43% menos que o tendão calcâneo bovino, enquanto o tendão artificial resistiu 91,87% menos.

KENNEDY *et al.* (1980) operando com velocidades intermediárias de carregamento, obtiveram valores de carga de ruptura média 5,18% superiores para o tendão do músculo semitendinoso, quando comparado ao tendão do músculo gracilis.

NOYES *et al.* (1984), realizando o mesmo tipo de ensaio, com velocidades de carregamento altas, obtiveram valores de força de ruptura média de 31,08% maior para o semitendinoso.

Neste trabalho obtiveram-se cargas de ruptura média superiores para o tendão do músculo semitendinoso, quando comparado ao tendão do músculo gracilis, em todas as velocidades utilizadas.

Além da velocidade de carregamento, a secção média dos corpos de prova afeta os valores da carga de ruptura.

Os valores das tensões médias de ruptura, obtidos na presente pesquisa, mostram que o tendão do músculo semitendinoso apresentou valores 9,89% superiores aos do tendão do músculo gracilis.

Com os valores médios das tensões de ruptura para todos os tendões e velocidades de carregamento utilizadas (Quadros de 11 a 19) elaborou-se a Figura 10.

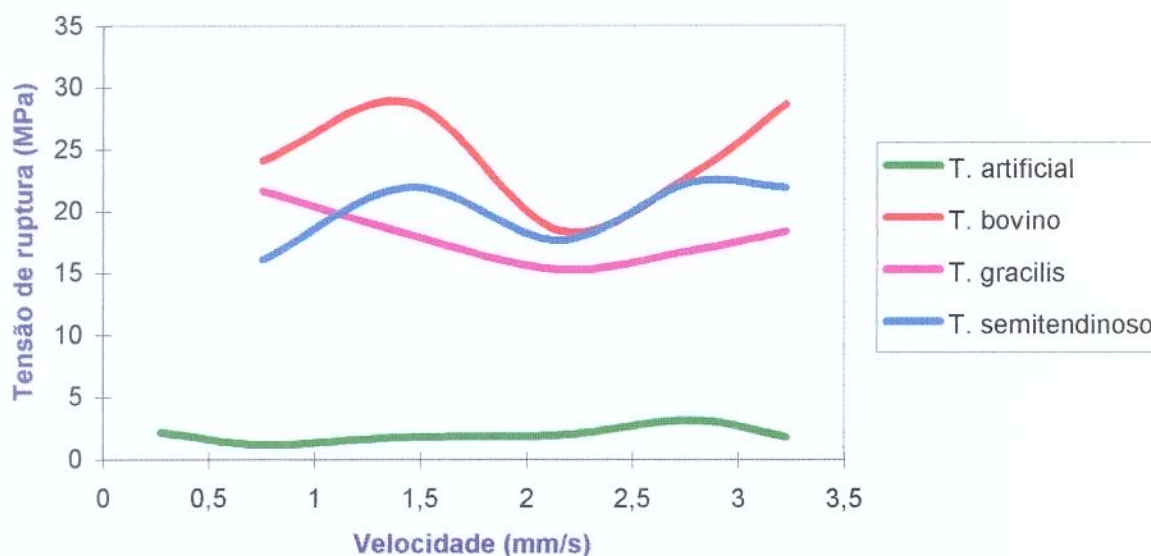


FIGURA 10 - Valores médios de tensão de ruptura dos tendões em função da velocidade de carregamento

A Figura 10 mostra que os tendões bovinos e humanos apresentaram tensão de ruptura entre 15 e 30 MPa.

As tensões de ruptura dos tendões bovinos são as maiores em todas as velocidades de carregamento. Da mesma forma, o tendão artificial, em todos os carregamentos, apresentou a menor carga de ruptura, sempre inferior a 4 MPa.

Os tendões humanos registraram curvas superiores ao tendão artificial e relativamente próximas à do tendão bovino.

5.3. DEFORMAÇÃO RELATIVA

Com os valores médios das deformações relativas (Quadros de 2 a 6) referentes aos ensaios de tendões artificiais e bovinos, elaborou-se a Figura 11, onde as deformações relativas médias são apresentadas em função da velocidade de carregamento.

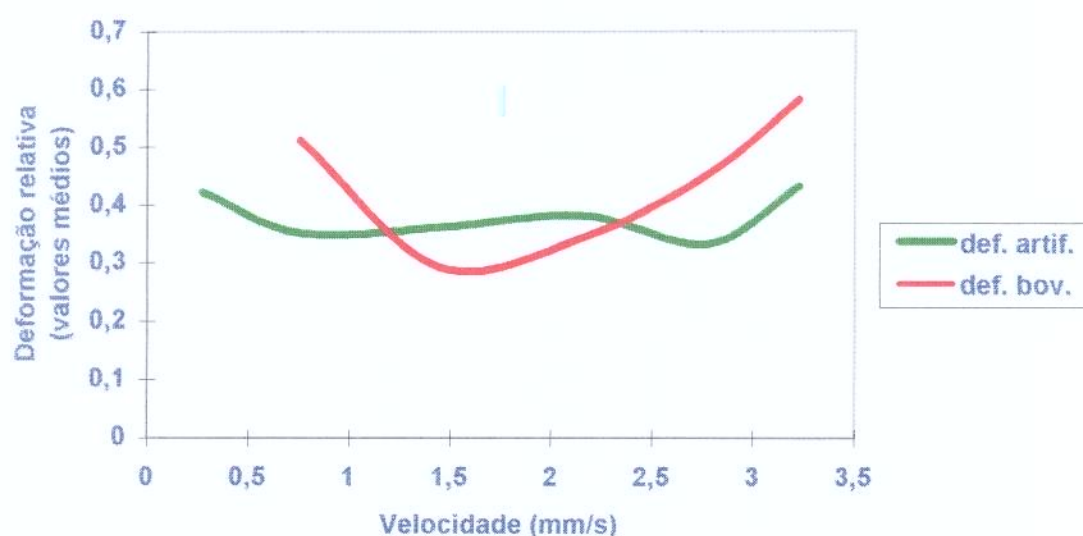


FIGURA 11 - Valores médios de deformação relativa dos tendões artificiais e bovinos.

As variações das deformações relativas médias, em relação às velocidades dos ensaios, mostraram o tendão bovino com comportamento mais sensível em suas respostas. O tendão artificial apresentou deformações que variaram em torno de 0,4, indicando menor elasticidade.

Analisando os valores extremos de deformação relativa média, (Quadro de 2 a 6) observa-se que a variação percentual do tendão bovino foi de 50% e a do tendão artificial, 23,26%, o que reitera a afirmação de que o tendão artificial é menos deformável

Como já se comentou, não foi possível trabalhar com secções uniformes nos ensaios. Na Figura 12 é apresentado o confronto entre as variações das secções médias dos tendões humanos (tendões do músculos gracilis e semitendinoso). Na Figura 13 apresenta-se o confronto das deformações relativas médias dos tendões dos músculos gracilis e semitendinoso.

Para manter a mesma referência, adotou-se nas Figuras 12 e 13, a velocidade de carregamento dos ensaios como abcissa.

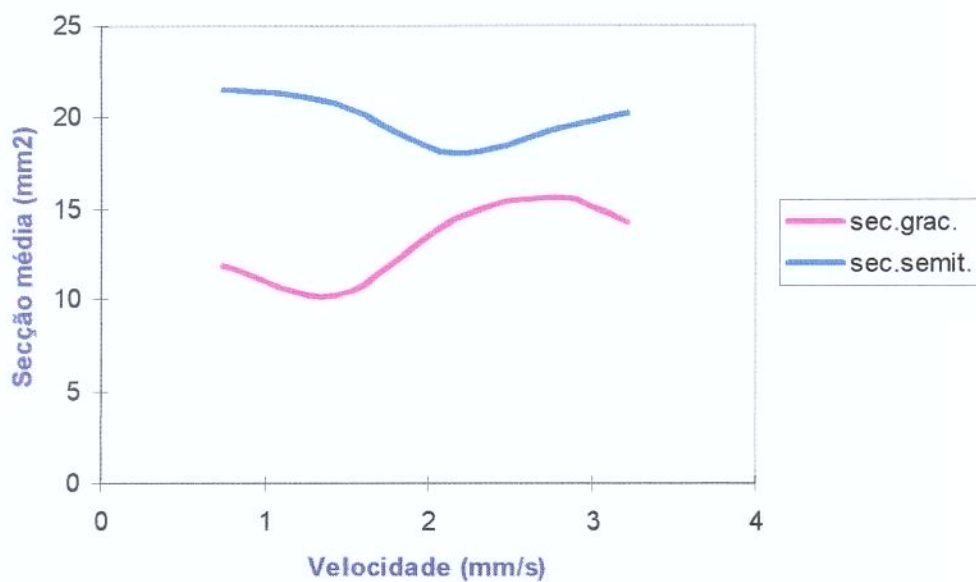


FIGURA 12 - Confronto entre as secções médias dos tendões do músculo gracilis e semitendinoso

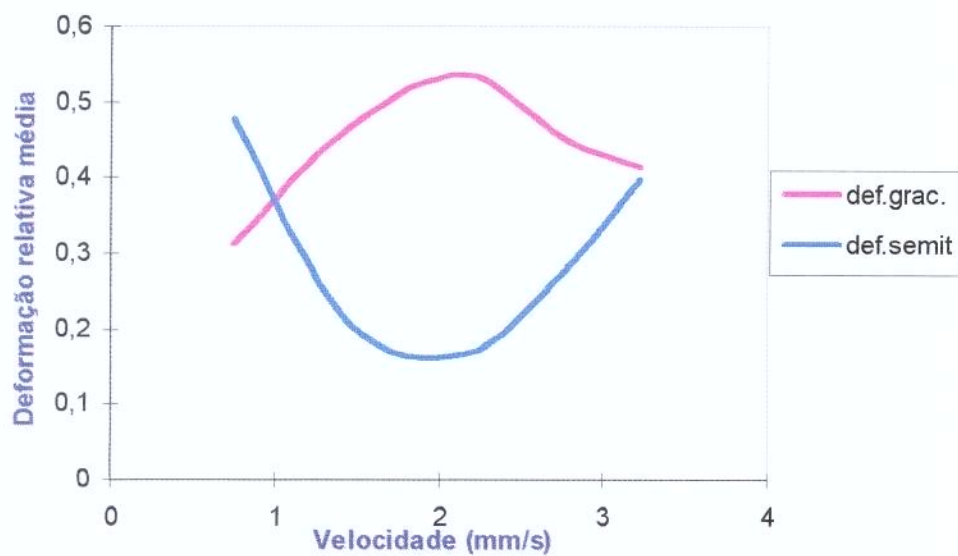


FIGURA 13 - Confronto das deformações relativas médias dos tendões do músculo gracilis e semitendinoso

Analisando-se as Figuras 12 e 13, nota-se que as secções médias e as deformações relativas dos tendões dos músculos gracilis e semitendinoso apresentaram comportamentos distintos.

As secções dos tendões do músculo semitendinoso são maiores que as correspondentes secções do tendão do músculo gracilis.

Na FIGURA 13, observa-se que o tendão do músculo gracilis, com menores secções, apresentou maiores deformações relativas médias, exceto nas menores velocidades do ensaio.

Na faixa de menores velocidades, abaixo de 1mm/s, o tendão do músculo semitendinoso foi mais deformável.

Essa mudança de comportamento dos tendões humanos (músculo gracilis e semitendinoso) pode também ser observada pela tendência apresentada, na Figura 13, no extremo oposto, a partir da velocidade superior a 3,23 mm/s.

Tal constatação sugere a realização de novas pesquisas, objetivando um estudo detalhado das deformações desses tendões, associadas às diversas formas de carregamento e suas respectivas dimensões físicas.

Uma maior secção pode conferir à amostra menor deformação, ocorrência que não pode ser esquecida quando as dimensões dos corpos de prova são variáveis.

5.4. VELOCIDADE DE CARREGAMENTO

Os corpos de prova, por se tratar de materiais viscoelásticos, possuem a particularidade de se deformar sob a ação de uma carga constante. No ensaio destes materiais, a definição da velocidade com que a força é acrescida na prensa torna-se de grande importância.

A prensa mecânica (Otawa texture co), utilizada neste trabalho, permitiu diversas velocidades de carregamento.

Na presente pesquisa, a velocidade de carregamento variou de 0,28 a 3,23 mm/s para os tendões artificiais, sendo a velocidade menor suprimida para as amostras bovina e humana.

Esta faixa de velocidade é considerada um valor médio, conforme descrito por SMITH (1993).

A FIGURA 14 foi elaborada com os valores médios de tensão de ruptura e módulo de elasticidade obtidos para cada grupo de velocidade, calculando-se as variações percentuais entre os seus valores extremos.

Na abcissa, os números, de 1 a 4, representam respectivamente os tendões artificial, bovino, gracilis e semitendinoso.

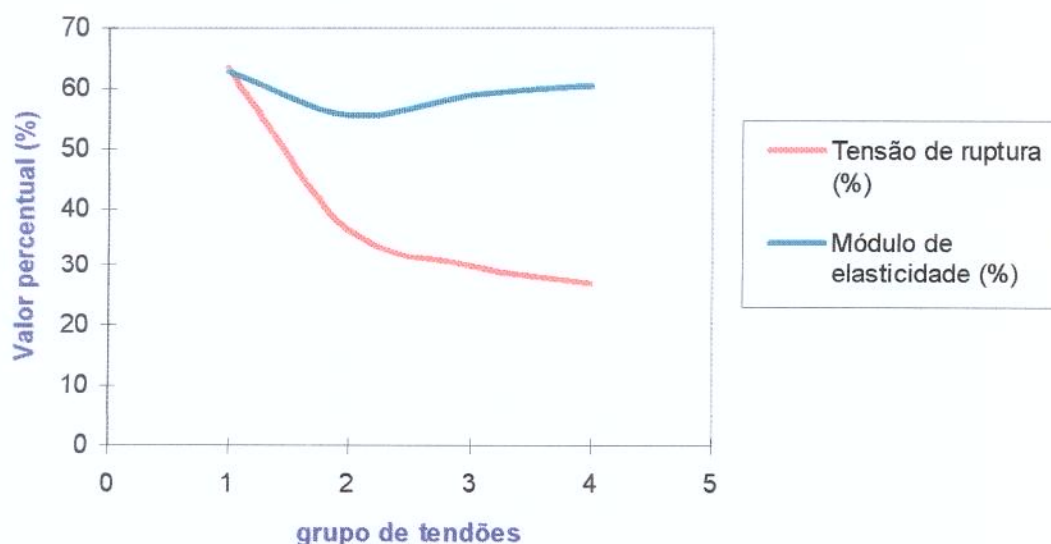


FIGURA 14 - Variações percentuais da tensão de ruptura e do módulo de elasticidade em função das velocidades de carregamento nos tendões estudados.

O módulo de elasticidade (E) e a tensão de ruptura (σ_r) possuem as mesmas unidades .

Nota-se que a variação percentual entre os valores de tensão de ruptura foi decrescente, sendo maior para o tendão artificial e menor para o tendão do músculo semitendinoso.

Observa-se, também, que as variações obtidas para os dois tendões humanos ficaram próximas, tendendo para a definição de um patamar.

Os valores obtidos para o módulo de elasticidade (E) situaram-se em torno de 60%. O termo módulo de elasticidade ou módulo de dimensão deve ser evitado, pois trata-se de ensaios de materiais que não mantêm necessariamente a proporcionalidade entre força e deformação, conforme VIIDIK (1986).

Ao se examinar a influência das velocidades de carregamento nos tendões artificiais, observa-se (item 5.2 e 5.3) que o mesmo teve sua tensão de ruptura menos afetada que os demais tendões (Figura 10) e, deformações relativas foram menos sensíveis que as dos tendões bovinos.

5.5. ENERGIA DE RUPTURA

Os corpos de prova submetidos a ensaios de tração podem ser estudados através da energia que acumulam no interior de sua massa.

O aumento da força de tração resulta uma deformação crescente. A deformação pode ser interpretada como o deslocamento de um ponto no interior do corpo de prova, sob a ação do carregamento. A interação entre as variáveis de força e deslocamento fornece o trabalho acumulado pelo corpo de prova.

Através do diagrama de força X deformação é calculada a energia de ruptura. Esse cálculo é feito até o instante de ruptura, conforme representado abaixo.

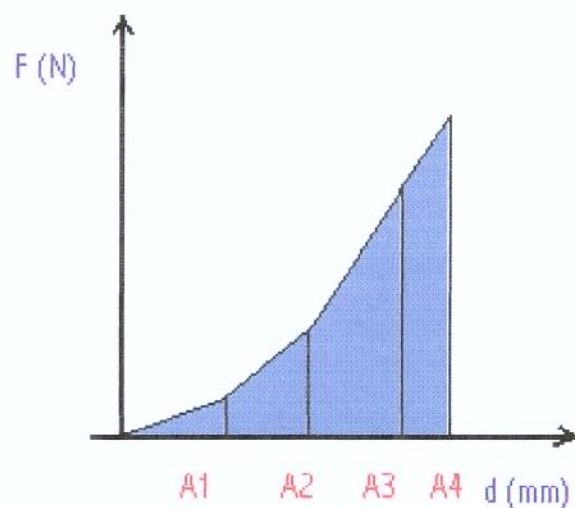


FIGURA 16- Diagrama de força X deslocamento onde é apresentado o calculo da energia de ruptura.

A curva do gráfico força X deformação é decomposta em trapézios, representados pela letra A. Portanto, a somatória de A1, A2, A3 e A4 é igual à energia de ruptura consumida durante o ensaio mecânico.

Nas Figuras de 17 a 20 são apresentados alguns gráficos de força X deslocamento, a partir dos quais obteve-se a energia de ruptura.

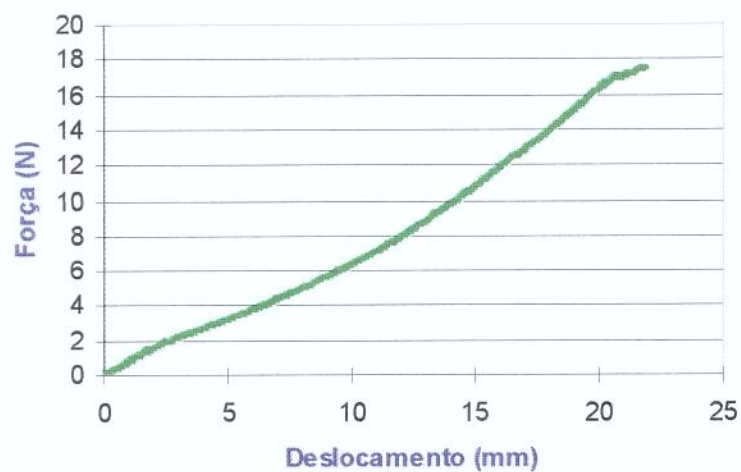


FIGURA 17- Diagrama de força X deslocamento obtido para o tendão artificial com velocidade de carregamento de 0,28 mm/s.

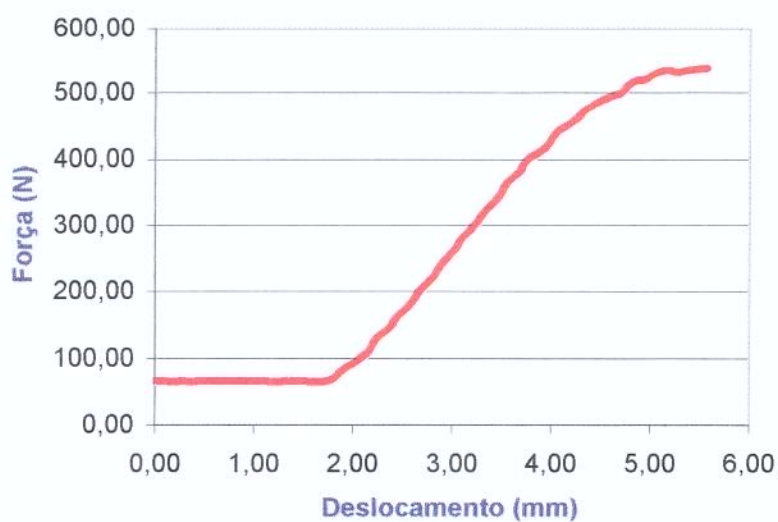


FIGURA 18 - Diagrama de força X deslocamento obtido para o tendão bovino com velocidade de carregamento de 1,45 mm/s.

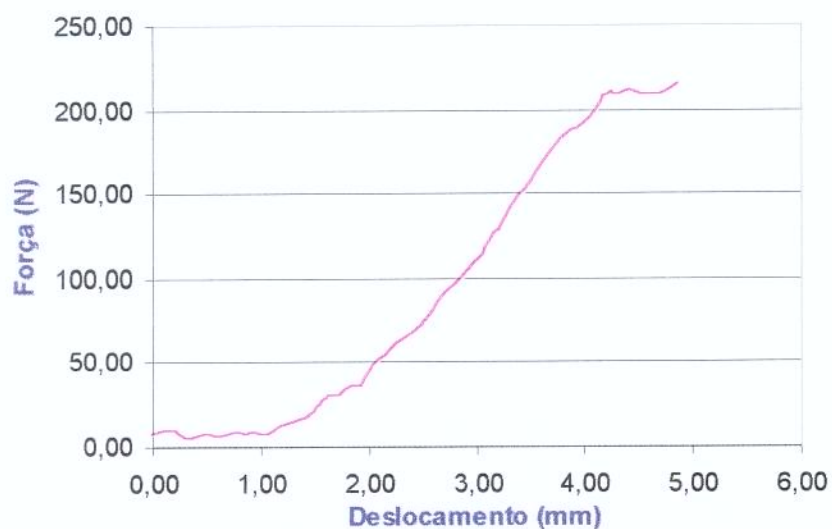


FIGURA 19- Diagrama de força X deslocamento obtido para o tendão do músculo gracilis com velocidade de carregamento de 2,16 mm/s.

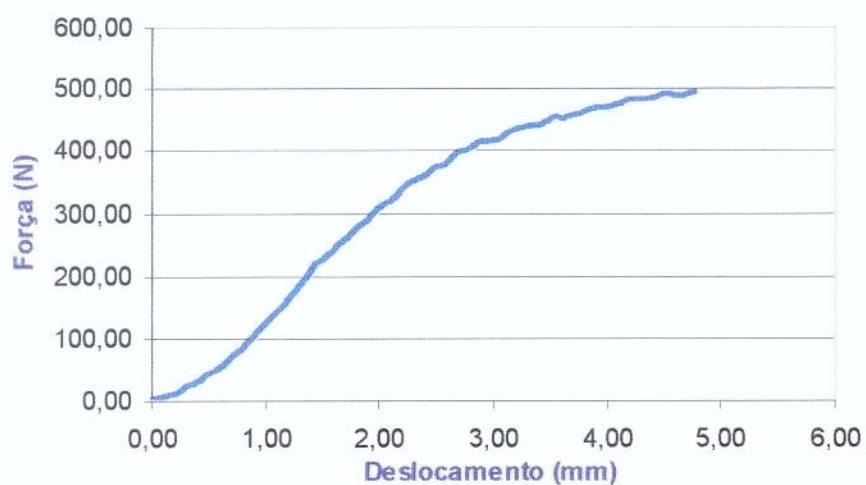


FIGURA 20 - Diagrama de força X deslocamento obtido para o tendão semitendinoso com velocidade de carregamento de 1,45 mm/s.

O exame dos diagramas força X deslocamento, Figuras de 17 a 20, mostra que os tendões humanos e bovinos apresentam curvas de comportamento semelhantes.

No início dos ensaios observa-se, um período de acomodação dos tendões à garra, na seqüência, nota-se um trecho próximo a um seguimento de reta, seguido por uma curva convexa, onde atingem a ruptura.

O tendão artificial (Figura 17) não tem o período inicial de acomodação, motivado pelo fato da maior rigidez oferecida pelo sistema de fixação adotada. Segue uma trajetória próxima de linear e rompe de forma brusca, denotando menor elasticidade (item 5.3).

As duas últimas figuras mostram a importância de se ter o pré-tensionamento e que este deve ser examinado caso a caso, quando os ensaios se referem a corpos de prova com diferentes seções.

5.5.1. Análise da energia de ruptura

Com os valores médios da energia de ruptura, registrados por velocidade, construiu-se a Figura 21. Observa-se que o tendão bovino apresenta maiores valores de energia de ruptura, ficando o tendão artificial com os menores valores.

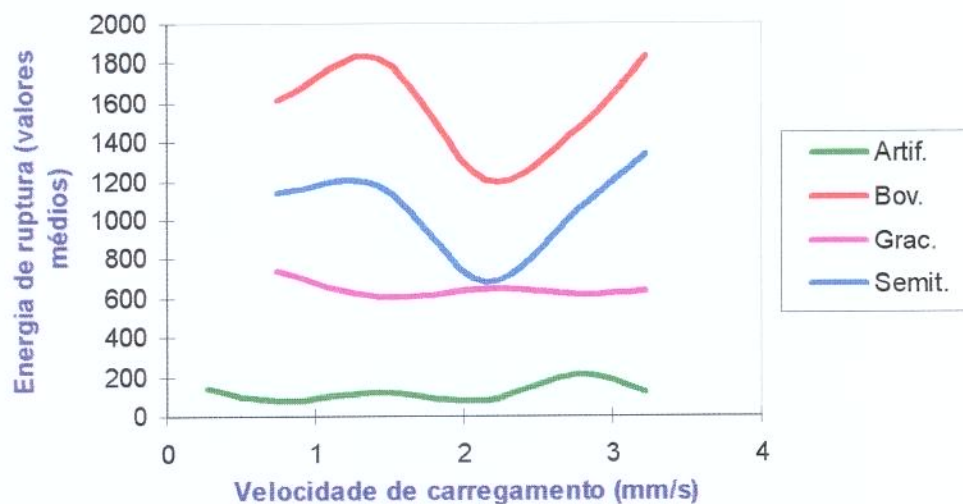


FIGURA 21 - Energia de ruptura média em função das velocidades de carregamento nos quatro tendões ensaiados.

Os tendões humanos (músculo gracilis e semitendinoso) ocuparam a posição intermediária, com valores de energia acima de 598,72 N.mm. Vale considerar que essas afirmações são válidas para todas as velocidades de carregamento.

Nas velocidades de carregamento empregadas, a energia de ruptura do tendão do músculo semitendinoso apresenta um comportamento semelhante ao do tendão calcâneo bovino.

O tendão do músculo gracilis tem comportamento próximo do constante.

Como as energias de ruptura se referem a corpos de prova com seções médias diferentes, na Figura 22, confrontam-se, por velocidade de carregamento, as variações da energia de ruptura por unidade de área.

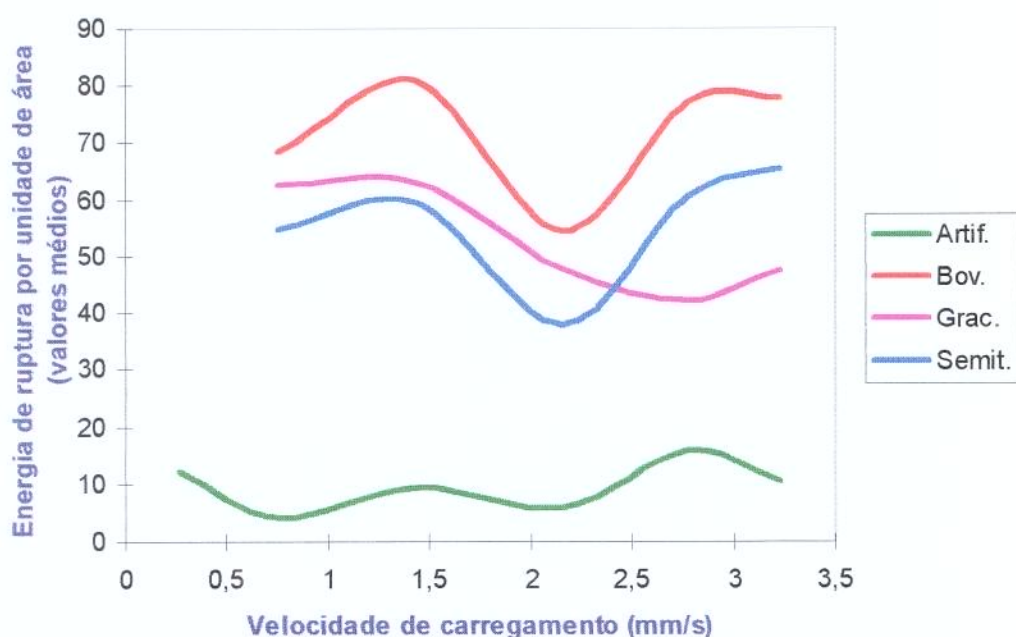


FIGURA 22 - Valores médios da energia de ruptura por unidade de área em função da velocidade de carregamento para os tendões artificiais, bovinos e humanos.

Observa-se que, ao se relacionar a energia de ruptura com a secção do corpo de prova, o comportamento dos tendões bovino e artificial mantiveram posições relativas com valores extremos. Da mesma forma, o tendão do músculo semitendinoso apresenta comportamento semelhante ao do tendão calcâneo bovino.

Os tendões humanos (músculo gracilis e semitendinoso) mostram uma inversão de posição nas três velocidades menores, prevalecendo a energia por unidade de área acumulada no tendão do músculo semitendinoso nas duas maiores velocidades de carregamento (2,78 e 3,23 mm/s).

Nas Figuras 21 e 22, os menores valores registrados para os tendões artificiais refletem sua menor capacidade de se deformar associada a sua baixa resistência mecânica.

6. CONCLUSÃO

Na presente pesquisa, com a metodologia empregada, os resultados permitiram as seguintes conclusões:

→ a tensão de ruptura média do tendão calcâneo de boi foi a mais elevada e a do tendão artificial, a menor, ficando os tendões humanos com valores intermediários;

→ as deformações relativas médias dos tendões humanos (músculos gracilis e semitendinoso) mostraram-se influenciadas pela secção do corpo de prova e pela velocidade de carregamento;

→ o confronto entre os valores médios de tensão de ruptura e módulo de elasticidade mostrou que o módulo de elasticidade foi menos preciso, pois apresentou maior variabilidade;

→ os tendões bovino e humanos (músculos gracilis e semitendinoso) apresentaram tensão média de ruptura entre 15 e 30 MPa, enquanto que no tendão artificial foi inferior a 4 MPa;

→ os valores extremos de deformação para as diversas velocidades de carregamento indicaram que o tendão bovino foi duas vezes mais deformável que o tendão artificial;

→ os valores das tensões médias de ruptura para o tendão do músculo semitendinoso foram 8,89% superiores aos valores obtidos para o tendão do músculo gracilis;

→ o tendão artificial apresentou diagrama força X deslocamento com comportamento diferente dos tendões bovino e humanos, refletindo menor elasticidade;

→ de acordo com as velocidades de carregamento empregadas, a variação da energia de ruptura e da energia de ruptura por unidade de área do tendão do músculo semitendinoso apresentou comportamento semelhante ao do tendão calcâneo de boi;

→ o tendão do músculo semitendinoso apresentou secções médias maiores que as correspondentes secções do tendão do músculo gracilis.

7. SUMMARY

The purpose of this study was to analyze the mechanical behavior of an artificial biological tendon when it undergoes uniaxial traction assays. The test were carried out until the tendons ruptured.

These uniaxial mechanical traction assays were conducted on test bodies having an artificial biological tendon produced by the Institute of Cellular Biology at Unicamp. The control group was made up of calcaneus bovine and human tendons (gracilis and semitendinus muscle).

The median cross-sectional area of the test bodies were defined. The mechanical parameters obtained were: ultimate load, relative deformation, rupture energy and modulus of elasticity.

Based on these parameters, it was possible to establish the following:

→ the bovine (calcaneus) and human (gracilis and semitendinus muscle) tendon presented a ultimate tension strenght between 15 and 30 MPa, wile in the artificial tendon the ultimate tension strenght was less then 4 MPa.

→ the extreme deformation values for the varying strain rate showed that the defromation of the bovine calcaneus tendon was two times more than that of the artificial tendon.

→ the diagram of force versus dislocation of the artificial tendon differed from that of bovine and human tendons and showed lesser elasticity.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ARBENZ, G.O. Tanatologia Forense. In: **Medicina legal e antropologia forense**, Rio de Janeiro, Atheneu, 1988. P.398-399.
- BARROS FILHO, T. E. E. P.; LEIVAS, T. P.; ROSSI, J. D. M. B. A.; BITAR, G.; GIRAUD, H. P.; ROSA, L. M. A. Resistência dos complexos ligamentares da coluna vertebral à tração: estudo experimental em vértebras caninas. **Rev. Bras. Ortop.**, **25**: 395 - 398, 1990.
- BERCOVY, M.; GOUTALLIER, D.; VOISIN, M.C.; GEIGER, D.; BLAQUAERT, D.; GAUDICHET, A.; PATTE, D. Carbon-PGLA protheses for ligament reconstruction. An experimental basis and short-term results in man. **Clin. Orthop.** (196):159-168, 1985.
- BRAILE,D.M. **Prótese valvular de pericárdio bovino - desenvolvimento e aplicação clínica em posição mitral**. São Paulo, 1990. (Tese Doutorado - Escola Paulista de Medicina).
- BUTLER, D. L.; KAY, M. D.; STOUFFER, D.C. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. **J. Biomech.**, **19**:425-432, 1986.
- CABAUD, H. E.: Biomechanics of the anterior criciate ligament. **Clin. Orthop.**, (172):27-31, 1983.
- DANDY, D. J. & GRAY, A. J. Anterior cruciate ligament reconstrution with the leeds-keio pluss extra-articular tenodisis. Results after six years. **J.Bone Joint Surg.Am.**, **76-A**:193-197, 1994.
- FU, H; HARNER, C.H.; DARREN, L.J.; MARK,D.M.; SAVIO, L.Y.W. Biomechanics of knee ligaments. **J.Bone Joint Surg.Am.**, **75-A**:1716-1727, 1993.
- FUGIKAWA, K.; OHTANI, T.; MATSUMOTO, H; SEEDHOM, B. B. Reconstruction of the extensor apparatus of the knee with the leeds-keio ligament. **J.Bone Joint Surg.Br.**, **76-B**:200 - 203, 1994.

- FUNG, Y. C. The meaning of the constitutive equation In: **Biomechanics - mechanical properties of living tissues**. New York, Springer, 1993. p. 23 - 65.
- GARDNER, E.; GRAY, D.J.; O'RAHILLY, R. Coxa e Joelho, Rio de Janeiro, Guanabara, 1978. In: **Anatomia** p.206 - 221.
- HERNANDEZ, A. J.; REZENDE, M. U.; UHLENDORFF, E. F. V.; LEIVAS, T. P.; CAMANHO, G. L. Estudo mecânico dos complexos colaterais do joelho. **Rev. Bras. Ortop.**, **28**:565-569, 1993.
- JACKSON, D.W. The effects of processing techniques on the mechanical properties of bone - anterior cruciate ligament - bone allografts - Na experimental studies in goats. **Am.J.Sports Med.**, **16**:101-105, 1988.
- JOHNSON, G. A.; TRAMAGLINI, 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.**, **12**:796 - 813, 1994.
- KENNEDY, J. C.; HAWKINS, R.J.; WILLIS, R. B.; DANYLCHUK, K. D. Tension studies of human knee ligaments. Yeild point, ultimate strength, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. **J.Bone Joint Surg.Am.**, **58-A**:350-355, 1976.
- KENNEDY, J. C.; ROTH, J. H.; SANFORD, J. B. Intraarticular replacement in the anterior cruciate ligament-deficient knee. **Am.J.SportsMed.**, **8**:1-8, 1980.
- KOHN, D.; WIRTH, C.J.; REISS, G.; PLITZ, W.; MASCHEK, H.; ERHARDT, W.; WÜLKER, N.; Medial meniscus replacement by tendon autograft **J.Bone Joint Surg.Br.**, **74-B**:910-917, 1992.
- LOREN, G. G. & LIEBER, R. L. Tendon biomechanical properties enhance human wrist muscle specialization. **J. Biomech.**, **28**:791-799, 1995.
- MASE, G.E. Linear elasticity. In: **Continuum mechanics**. New York, Mcgraw-Hill, 1970. p.140 - 159.

- McKIBBIN, B. Carbon fiber as a surgical implant **J.Bone Joint Surg.Br**; **66-B**:157-158, 1984. (Editorial)
- NOYES, F. R.; BUTLER, D. L.; GROOD, E. S.; ZERNICKE, R. F.; HEFZY, M. S. Biomechanical analysis human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstruction, **J.Bone Joint Surg.Am.**, **66-A**:344-352, 1984.
- NOYES, F. R.; BARBER, S. D.; MAGINE, R. E. Bone patellar ligament-bone and fascia lata allografts for reconstruction of the anterior cruciate ligament. **J.Bone Joint Surg.Am.**, **72 - A**:1136-1225, 1990.
- PFAEFFLE, H. J.; TOMAINO, M. M.; GREWAL, R.; XU, J.; BORDMAN, N. D.; WOO, S. L. Y.; HERNDON, J. H. Short communication tensile properties of the interosseous membrane of the human forearm. **J. Orthop. Res.**, **14**:842-845, 1996.
- PICADO, H. P. F.; **Efeito do enfraquecimento do ligamento patelar de ovino sobre sua resistência à tração.** Ribeirão Preto, 1992. (Tese Doutorado - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo).
- PRZYBYLSKI, G. J.; CARLIN, G. J.; PATEL, P. R.; WOO, S. L. Y. Human anterior and posterior cervical longitudinal ligaments possess similar tensile properties. **J. Orthop. Res.**, **14**:1005-1008, 1996.
- RACE, A. & AMIS, A. A. Cross-sectional area measurement of the soft tissue. **J. Biomech.**, **29**:1207-1212, 1996.
- REZENDE, M. U.; ANDO, A. Y.; INADA, M. T.; FRANÇOLIN, P. J.; KOKRON, A. E. V.; LEIVAS, T. P.; HERNANDEZ, A. J.; CAMANHO, A. J. Viabilidade da utilização do tendão do semitendinoso como substituto do LCA do ponto de vista biomecânico. **Rev. Bras. Ortop.**, **29**:505-509, 1994.
- ROSSI, J. D. M. B. A.; LEIVAS, T. P.; MORE, A. D. O.; CAMANHO, G. L.; MONTENEGRO, N. B.; MACHADO, J. W. R. Ligamento cruzado anterior e tendão patelar: estudo mecânico e correlações clínicas. **Rev. Bras. Ortop.**, **25**:197-201, 1990.

- SALOMÃO, O.; CARVALHO JUNIOR, A. E.; FERNANDES, T. D.; LEIVAS, T. P.; LACERDA, D. F. Análise comparativa da resistência à tração de suturas tipo Bunnell em tendão de Aquiles. **Rev. Bras. Ortop.**, **28**:852-856, 1993.
- SALOMÃO, OSNY; FERNANDES, T. D.; CARVALHO JUNIOR, A. E.; LEIVAS, T. P.; TRANCHITELLA, F. B.; NARDELLI, J. C.C.; A. FILHO, J. H.; KOKRON, A. E. V. Avaliação das propriedades mecânicas do tendão do músculo tibial posterior submetido a ensaio de tração axial. **Rev. Bras. Ortop.**, **29**:483-486, 1994.
- SCHARLING, M. Replacement of the anterior cruciate ligament with a polyethylene prosthetic ligament. **Acta Orthop. Scand.**, **52**:575-578, 1981.
- SILVARES, P. R. A.; SILVA, M. A. M.; PEREIRA, H.R. Enxerto de pericárdio bovino tratado pelo glutaraldeído em tendão calcâneo. Estudo experimental em ratos. **Rev. Bras. Ortop.**, **27**:513-519, 1992.
- SMITH, B.A ; LIVESAY, G. A; WOO, S.L.Y. - Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. **Clin. Sports Med.**, **12**:637-670, 1993.
- VIDAL, B. de C. Colágeno, uma proteína especial, medicina e biologia. In: Brazilians Congress on Proteins, **1, cidade**, 1990. **Proceedings. Cidade**, 1990. p.449-473.
- VIIDIK, A. Biomechanics: basic and applied research selected. In: **European Society of Biomechanics**, **5**, Berlin, 1987. **Proceedings. Berlin**, F.R.G., 1986. p. 59-72.
- WOO, S.L.Y; SMITH, B. A.; JOHNSON, G. A. Biomechanics of knee ligaments., Baltimore, Williams & Wilkins, 1994 In: FU, F.,H.; HARNER,C.D.; VINCE,K.G, **Knee Surgery**. p.155 - 172.
- ZACHARIAS, M.; ZACHARIAS, E. **Dicionário de medicina legal** 2 .ed.rev.amp. São Paulo, Ed. Universitária,1991. p.411.
- ZARINS, B. & ROWE, C. R. Combined anterior cruciate-ligament reconstruction using semitendinosus tendon and iliotibial tract. **J.Bone Joint Surg.Am** , **68-A**:160-177, 1986.