

RAFAEL BREHM DA COSTA

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DO LIGAMENTO CRUZADO
ANTERIOR EM MODELO PORCINO**

**Trabalho apresentado à Universidade
Federal de Santa Catarina, como requisito
para a conclusão do curso de graduação em
Medicina.**

**Florianópolis
Universidade Federal de Santa Catarina
2007**

RAFAEL BREHM DA COSTA

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DO LIGAMENTO CRUZADO
ANTERIOR EM MODELO PORCINO**

**Trabalho apresentado à Universidade
Federal de Santa Catarina, como requisito
para a conclusão do curso de graduação em
Medicina.**

Presidente do Colegiado: Prof. Dr. Mauricio José Lopes Pereima

Professor Orientador: Prof. Dr. Ari Digiácomo Ocampo Moré

Professor Co-orientador: Dr. Eng. Carlos Rodrigo de Melo Roesler

Florianópolis

Universidade Federal de Santa Catarina

2007

AGRADECIMENTOS

À todas pessoas do LEBm, que me ajudaram muito na realização desse trabalho, com destaque ao Hélio pela elaboração dos ensaios biomecânicos até altas horas da noite.

Ao meu co-orientador o Dr. engenheiro Rodrigo, por sempre estar disposto a ajudar e por ter me incentivado no momento mais difícil desse trabalho, quando eu realmente não sabia se seria capaz de terminar esse estudo.

Ao meu orientador Dr. Ari Digiácomo Ocampo Moré, pela pronta aceitação de orientar esse trabalho, estando presente nos momentos decisivos, onde sua ajuda foi fundamental para a execução desse trabalho.

Um agradecimento especial à minha família, a qual pouco vi nesses seis anos de faculdade, mas que nunca deixou de me apoiar, como só uma verdadeira família é capaz de fazer.

Aos meus colegas de faculdade, que me acolheram em um momento bastante decisivo da minha vida e que tem uma grande contribuição na minha formação profissional e pessoal.

À minha irmã, Camila Brehm da Costa, com quem moro a quase dois anos em Florianópolis e que me faz uma pessoa mais feliz a cada dia quando volto da faculdade e lhe encontro.

Aos meus pais, Jorge Bertelli da Costa e Ivane de L. Brehm da Costa, por serem as pessoas mais fantásticas que conheço e por me apoiarem em todas decisões que tomei em minha vida. Não imagino minha vida sem vocês.

À minha namorada Aline Souza Kracik, não apenas por me ajudar diretamente nesse trabalho, mas por ser a pessoa mais especial que já conheci, tornando a minha vida e a de todos que lhe conhecem um insubstituível privilégio. Cada segundo que passo ao seu lado é um momento de extrema felicidade e realização em minha vida.

Aos meus grandes amigos, Fábio, Rodrigo, Guilherme e Beto, que são as pessoas mais importantes que a vida botou em meu caminho e que nada será capaz de separar-nos.

RESUMO

Introdução e Objetivo: A ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma lesão comum da articulação do joelho no esporte que afeta seriamente não apenas o homem, mas, também, outros animais. O LCA é um conjunto de fibras que, às vezes, se separam em uma banda anteromedial e uma posterolateral dependendo da ligação das fibras à tibia. A análise mecânica das propriedades do joelho tem trazido importantes contribuições para o desenvolvimento de novas terapias de reabilitação, procedimentos cirúrgicos e equipamentos biomecânicos. O objetivo do presente trabalho foi determinar as propriedades mecânicas do sistema fêmur-LCA-tibia em modelos porcinos.

Materiais e Métodos: Oito joelhos de porcos foram usados no estudo. Eles tiveram suas partes moles dissecadas antes dos testes, deixando-se apenas o LCA e os meniscos. As características mecânicas do sistema fêmur-LCA-tibia foram obtidos por um teste de tensão para falha a uma taxa de 20 mm/min. Os locais de falha foram observados e relatados.

Resultados: As seguintes propriedades mecânicas dos sistemas fêmur-LCA-tibia porcinos foram obtidas experimentalmente: rigidez, força de escoamento, deslocamento na força de escoamento, força máxima, deslocamento na força máxima e o local de falha.

Conclusões: Nos sistemas fêmur-LCA-tibia porcinos ensaiados a rigidez média é de $205,61 \pm 17,89$ N/mm. A força de escoamento média é de $883,11 \pm 88,19$ N e o deslocamento médio nessa força é de $4,27 \pm 0,47$ mm. O valor da média da força máxima é de $1.480,72 \pm 135,17$ N e o deslocamento médio nessa força é de $13,79 \pm 5,08$ mm. O local de falha dos sistemas é o arrancamento ósseo na inserção femural do LCA na maioria das amostras.

ABSTRACT

Background and Purpose: Anterior cruciate ligament (ACL) rupture is a common sports injury of knee joint that affects seriously not only human beings, but also several animals. The ACL is a single continuum of fibres which has sometimes been separated into anteromedial and posterolateral bundles depending on the attachments of fibres to the tibia. The mechanical analysis of knee ligaments has brought important contributions to the development of novel rehabilitation therapies, surgical procedures and biomechanical equipments. The aim of present study was to determinate the mechanical properties of femur-ACL-tibia systems in porcine models.

Material and Methods: Eight porcine knees were used at this study. They were freed of soft tissues remain only the ACL and the meniscus before the tests. The mechanical characteristics of femur-ACL-tibia systems were obtained by a preconditioned failure tensile test at a rate of 20 mm/min. The failure mode was observed e analysed.

Results: The following mechanical properties of porcine femur-ACL-tibia systems were experimentally obtained: stiffness, yield load, displacement at yield load, ultimate load to failure, displacement at ultimate load to failure and failure mode.

Conclusions: At porcine femur-ACL-tibia systems tested the average stiffness is 205.61 ± 17.89 N/mm. The average yield load is 883.11 ± 88.18 N and the average displacement at this load is 4.27 ± 0.47 mm. The average ultimate load to failure is $1,480.72 \pm 135.17$ N and the average displacement at this load is 13.79 ± 5.08 mm. The complex failure mode is the disruption of femoral ACL insertion at the most of study models.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Visão intra-articular do joelho.....	2
Figura 2 - Bandas do LCA em extensão e flexão do joelho.....	2
Figura 3 - curva força x deslocamento de um ensaio de resistência mecânica.....	4
Figura 4 – fixação do sistema fêmur-LCA-tíbia à máquina universal.....	7
Figura 5 – Curva de força x deslocamento do CP1.....	9
Figura 6 – Curva de força x deslocamento do CP2.....	10
Figura 7 – Curva de força x deslocamento do CP3.....	10
Figura 8 – Curva de força x deslocamento do CP4.....	11
Figura 9 – Curva de força x deslocamento do CP5.....	11
Figura 10 – Curva de força x deslocamento do CP6.....	12
Figura 11 – Curva de força x deslocamento do CP7.....	12
Figura 12 – Curva de força x deslocamento do CP8.....	13
Figura 13 – Sobreposição das curvas força x deslocamento de todos CPs.....	13
Figura 14 – Rigidez do LCA nos CPs.....	14
Figura 15 – Força de escoamento do LCA nos CPs.....	14
Figura 16 – Deslocamento do LCA na força de escoamento dos CPs.....	15
Figura 17 – Força máxima de LCA nos CPs.....	15
Figura 18 – Deslocamento do LCA na força máxima.....	16
Figura 19 – Local de ruptura do CP4.....	16
Figura 20 – Radiografia do CP4.....	17
Figura 21 – Local de ruptura da maioria dos CPs.....	17
Figura 22 - Radiografia do CP6.....	18

LISTA DE ABREVEATURAS E SIGLAS

CP(s)	Corpo(s) de prova(s)
LCA	Ligamento cruzado anterior
N	Newton
N/mm	Newton por milímetro

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	iii
RESUMO.....	iv
ABSTRACT.....	v
LISTA DE FIGURAS.....	vi
LISTA DE ABREVEATURA E SIGLAS.....	vii
SUMÁRIO.....	viii
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS.....	6
3. METODOLOGIAS.....	7
4. RESULTADOS.....	9
5. DISCUSSÃO.....	19
6. CONCLUSÕES.....	26
REFERÊNCIAS.....	27
NORMAS ADOTADAS.....	30

1. INTRODUÇÃO

A ruptura do ligamento cruzado anterior é uma lesão esportiva comum no ser humano que frequentemente resulta em um aumento da instabilidade do joelho e perda na habilidade funcional¹⁻³. Em torno de noventa por cento das lesões do joelho estão relacionadas com o ligamento colateral medial e com o ligamento cruzado anterior (LCA)⁴. A reconstrução desse ligamento é um procedimento difundido e assimilado ao arsenal terapêutico do cirurgião ortopédico, tendo número estimado de 75.000 a 100.000 casos/ano nos Estados Unidos^{3,5}. O tratamento das lesões desse ligamento, dada sua complexidade, tem sido, ultimamente, foco central de estudos de muitos pesquisadores, gerando assim uma produção científica significativa, tanto na área clínica como na área experimental, onde temos um especial destaque nos estudos biomecânicos dos substitutos do LCA^{1,3,5}.

O tratamento cirúrgico tem como objetivo restaurar a estabilidade e função do joelho, bem como prevenir a progressão da instabilidade, lesões recorrentes, lesões no menisco e cartilagens e o desenvolvimento de artrose do joelho^{1,3}. Uma fixação do LCA ideal tem: resistência inicial suficiente para evitar falha da fixação, rigidez suficiente para restabelecer a estabilidade do joelho, fixação anatômica para minimizar o movimento do enxerto e suficiente resistência contra escorregamento em condições de carga cíclica para evitar a perda gradual da reconstrução do LCA durante o período de pós-operatório⁶. O sucesso das cirurgias de reconstrução ligamentar é multifatorial e leva em conta as características estruturais e materiais do substituto, sua biocompatibilidade, além do posicionamento, ajuste de tensão do enxerto e reabilitação⁵.

A avaliação da anatomia e das características mecânicas do LCA são importantes, pois ajudam na tentativa de reproduzir as características desse ligamento. O LCA se origina na porção medial do côndilo femoral lateral, dirige-se distal-antero-medialmente através da fossa intercondilar e se insere no platô tibial, medialmente ao corno anterior do menisco lateral (figura 1). Ele é uma fibra única, formada basicamente por colágeno tipo I, que às vezes, se separa em uma banda anteromedial (AM) e outra posterolateral (PL), na dependência da junção das fibras na tíbia. Ele é envolvido por uma membrana sinovial oriundo da articulação do joelho, o que o classifica como intra-articular, mas extra-sinovial.³ O LCA humano tem um comprimento médio de 44 mm, uma largura de 7 mm e uma área seccional de 27 mm²^{3,7}.

O LCA não funciona como uma banda simples de fibras. Embora não haja um acordo na literatura sobre a divisão anatômica desse ligamento, há um consenso geral que o LCA tem bandas funcionais distintas, que variam as tensões nas fibras do ligamento de acordo com a movimentação do joelho. Quando o joelho está estendido, a banda PL está tracionada e a AM relativamente relaxada. Conforme vai ocorrendo a flexão do joelho, a inserção do LCA torna-se mais horizontal, estendendo a banda AM e relaxando a PM (Figura 2). Um estudo recente mostrou que as forças *in situ* na banda PM são as maiores com o joelho em extensão e diminuem com o aumento da flexão ³.

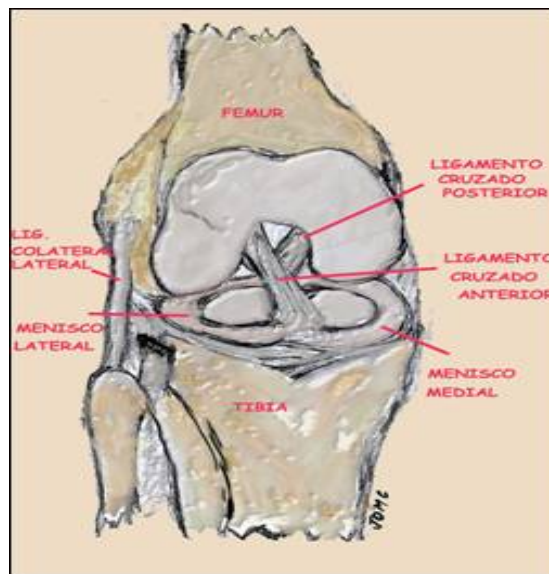


Figura 1 - Visão intra-articular do joelho ⁸.

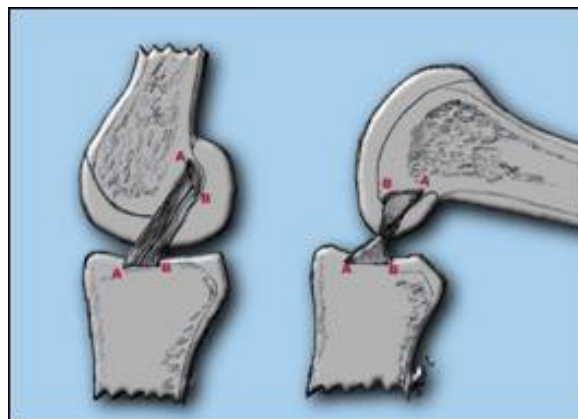


Figura 2 - Bandas do LCA em extensão e flexão do joelho ⁸.

Pesquisas laboratoriais da força máxima e da rigidez do LCA humano dão valores típicos de 2160 N e 242 N/mm (Newton por milímetros), respectivamente. As forças estimadas que agem nesse ligamento no dia-a-dia não superam 20% da força máxima. Como exemplo, a força máxima calculada no LCA durante uma caminhada em declive atinge 445 N (Newton) e a força durante uma caminhada leve, 169 N ⁷.

A análise mecânica dos ligamentos do joelho tem trazido importantes contribuições no desenvolvimento de novas terapias de reabilitação, de procedimentos cirúrgicos e de equipamentos biomecânicos ⁴. Testes biomecânicos de reconstrução desse ligamento, em laboratório, têm sido usados largamente na tentativa de identificar a técnica cirúrgica e o enxerto substituto que melhor reproduzam o comportamento da articulação normal ⁷. A determinação das propriedades mecânicas desses ligamentos é um fator essencial para o entendimento da sua influência na cinemática do joelho, para avaliar os mecanismos associados com as lesões de joelho e para o desenvolvimento de técnicas de tratamento. Muitas das propriedades mecânicas dos ligamentos podem ser obtidas por testes de tensão uniaxial, sendo eles usados em muitos trabalhos. Usando máquinas de teste, forças podem ser aplicadas no sistema fêmur-LCA-tíbia. Essas máquinas geralmente permitem posicionamento em múltiplos planos, o que possibilita o ajuste da direção da força aplicada no sistema. Esses testes sugerem que um alongamento considerável pode ocorrer em resposta a uma força constante ou a repetidas forças cíclicas ^{2, 4}. Eles permitem estimar o desempenho das reconstruções do LCA no pós-operatório imediato, tomando por base o comportamento da articulação natural (LCA íntegro) ⁷. Nesses estudos, o ângulo de flexão do joelho tem um efeito significativo nos resultados obtidos. Em estudos realizados em joelhos de cadáveres humanos com LCA intacto, maiores valores de rigidez e força máxima foram observados nas amostras em orientação anatômica (joelho estendido) ⁷. A orientação das amostras e o tipo de espécie animal cujo osso está sendo testado são as variáveis mais importantes no resultado final dos testes ⁷.

Historicamente, a maioria dos estudos sobre LCA e suas possíveis reconstruções cirúrgicas tem como principal variável mensurada a força máxima (maior valor na curva força-deslocamento), sendo também, traçada uma curva de força-deslocamento, ilustrada na figura 3. A partir dessa curva pode-se determinar a rigidez (determinada como a inclinação da região linear da curva de força-deslocamento) da amostra em estudo ⁶. Embora a força máxima represente um evento catastrófico como uma queda, por exemplo, ela não reproduz e experiência de forças repetitivas como nos programas de reabilitação do LCA após sua reconstrução cirúrgica. Além disso, a força máxima está diretamente relacionada à densidade mineral óssea da tíbia e do fêmur, sendo que esses valores variam entre as espécies animais ⁷. Outros valores que são, geralmente, utilizados em estudos das propriedades biomecânicas do LCA são o deslocamento (através de um verificador de tensão com uma escala de

deslocamento linearmente variável) e a força de escoamento (ponto do diagrama, onde a força deixa de ser proporcional à deformação sendo que esse limite indica os valores máximos de força e deformação que o sistema suporta, sem dano ou deformação permanente, ou seja, deixando de atuar a força, a deformação desaparece e o sistema volta ao estado inicial) ^{6,9}.

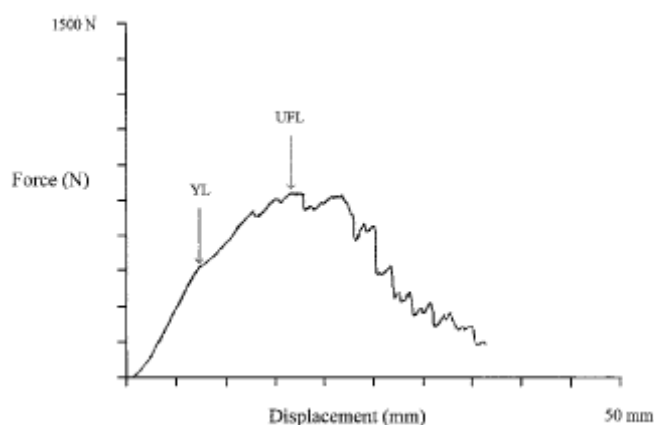


Figura 3 - Típica curva força x deslocamento de um ensaio de resistência mecânica. As setas YL (yield load) e UFL (ultimate failure load) representam a força de escoamento e a força máxima da amostra, respectivamente ⁶.

A viabilidade do uso de joelhos de cadáveres humanos é geralmente limitada nesses estudos pelo cada vez mais difícil acesso a esse tipo de amostra. Além disso, a idade do cadáver doador das amostras influencia nos resultados dos testes, sendo que as propriedades biomecânicas diminuem em amostras de doadores mais velhos. Por isso, muitos estudos têm sido realizados com modelos porcinos e bovinos, apesar de ainda não ser claro quando essas espécies geram representabilidade de um joelho humano jovem⁷. Dada a dificuldade de realizar estudos quantitativos das propriedades biomecânicas de ligamentos em cadáveres humanos, o estudo em modelo porcino torna-se uma interessante alternativa, pois proporciona uma melhor uniformidade dos corpos de prova a serem ensaiados, gerando resultados mais fidedignos que serviram de controle para comparações de técnicas de reconstrução do LCA.

Embora nos últimos dez anos tenha havido um grande avanço em técnicas de cultura de células ósseas *in vitro*, elas representam uma simplificação da situação *in vivo*. Por isso, o estudo em modelos animais continua sendo uma importante fonte de pesquisa ¹⁰. A sua escolha deve ser baseada em algumas considerações: 1° - analogia apropriada; 2° - transferibilidade de informações; 3° - uniformidade genética nas amostras; 4° - conhecimento das propriedades biológicas; 5° - custo e disponibilidade; 6° - generalização dos resultados; 7° - fácil adaptação à manipulação experimental; 8° - consideração ecológica; e 9° - implicações éticas e sociais ¹¹. Entretanto, não há um modelo animal ideal para o estudo de todos os

aspectos biomecânicos do osso e dos ligamentos. Quando se utilizam amostras animais para estudos experimentais, dois fatores têm especial destaque, merecendo maior entendimento: 1° - uso de tecido vivo ou de tecido morto e 2° - uso do congelamento para armazenamento das amostras. Ao contrário do que se imagina, as diferenças de propriedades mecânicas e do comportamento biomecânico, entre ossos vivos e mortos, quando testados por experimentos similares, são pequenas. Os resultados obtidos nos ossos mortos podem, conseqüentemente, serem extrapolados para comparação com as propriedades e com o comportamento dos ossos de animais vivos ¹². O congelamento vigoroso, não obstante, é o método mais comum para se preservar amostras musculoesqueléticas para testes experimentais. A manutenção sob congelamento minimiza a ação degradativa metabólica de enzimas no tecido ósseo, conservando-o para futuros testes ¹³. Estudos mostram não haver diferença nas propriedades mecânicas entre ossos frescos (testados logo após extração do cadáver e não submetido a métodos de conservação) e os congelados (a uma temperatura de -20°C por quatro semanas)

¹².

2. OBJETIVOS

Determinar o comportamento mecânico do sistema fêmur-LCA-tíbia de joelhos porcinos que servirão de parâmetros para futuros trabalhos de estudo da resistência de fixações ligamentares em joelhos humanos.

3. METODOLOGIA

Foram utilizados oito joelhos porcinos da raça Landrace para a análise das propriedades mecânicas do LCA. Os porcos pesavam em torno de 100 kg e tinham cinco meses no momento do abate. Eles foram alimentados com ração balanceada (a base de milho e farelo de soja) e mantidos em criação intensiva. Os porcos foram obtidos de um abatedouro que visam o comércio de seus subprodutos. Os membros inferiores traseiros porcinos foram transportados embalados em sacola plástica e refrigerados (mantido - 12 °C no caminhão de transporte do frigorífico) para o LEBm onde foram congelados a -25 °C. Após o descongelamento em temperatura ambiente por 24 horas as peças foram dissecadas, deixando-se apenas o sistema fêmur-LCA-tíbia e os meniscos, sendo que se manteve aproximadamente 15 cm da tíbia e 15 cm do fêmur para adequada fixação do sistema à máquina universal. A fixação foi feita através de dispositivos metálicos utilizando-se parafusos que penetravam a cortical, tanto no fêmur quanto na tíbia. O conjunto foi montado na máquina universal com um suporte especial que permite o posicionamento do joelho em 45 graus de flexão (figura 4).

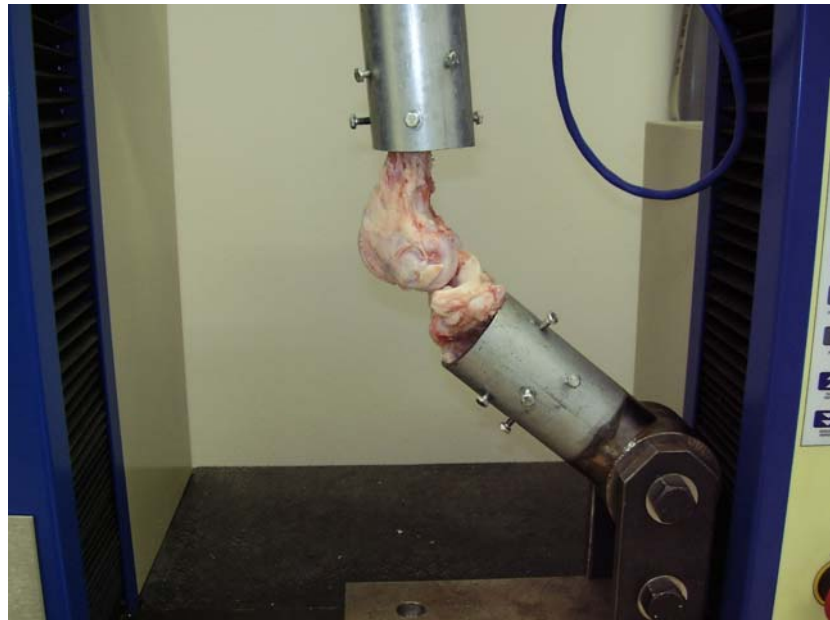


Figura 4 – Fixação do sistema fêmur-LCA-tíbia à máquina universal.

Para a realização dos ensaios biomecânicos de tração, utilizou-se máquina universal de ensaio mecânico, marca EMIC, modelo DL3000, com célula de carga com capacidade de 5000 N ligada ao elemento móvel da máquina, responsável pela aplicação da força nas

amostras. Uma pré-carga de 70 N foi aplicada em todo sistema por 5 minutos antes do início dos ensaios. Esses foram realizados com carga lenta e progressiva, adotando-se velocidade de aplicação de 20 mm/minuto até a falha do sistema fêmur-LCA-tíbia. Obteve-se, em cada ensaio, um diagrama força-deslocamento, a partir do qual foram determinadas as seguintes propriedades:

- 1- Rigidez (N/mm): inclinação da região linear da curva de força-deslocamento;
- 2 – Força de Escoamento (N): a força correspondente ao ponto do diagrama onde a força deixa de ser proporcional à deformação (limite de elasticidade). Esta força é determinada através da linearização da primeira parte do diagrama força-deslocamento.
- 3-Força Máxima: valor máximo alcançado pela força na curva força-deslocamento obtida no ensaio mecânico.

O deslocamento do sistema fêmur-LCA-tíbia foi determinado para a força de escoamento e para força máxima em cada corpo de prova. No momento da ruptura do sistema, o local de falha foi observado, fotografado e radiografado.

4. RESULTADOS

As curvas força-deslocamento de cada corpo de prova estão representadas isoladamente sobre a forma de gráficos (figs. 5-12), e após em um gráfico onde todas as curvas então sobrepostas (fig. 13). Os resultados da rigidez, força de escoamento, força máxima e o deslocamento do sistema nessas forças estão apresentados em gráficos auxiliares (figs 14-18). As fotos indicando a falha característica dos sistemas são apresentadas após esses gráficos (figs 19-22). Os valores das médias dos resultados com seus desvios padrões são apresentados na Tabela 1.

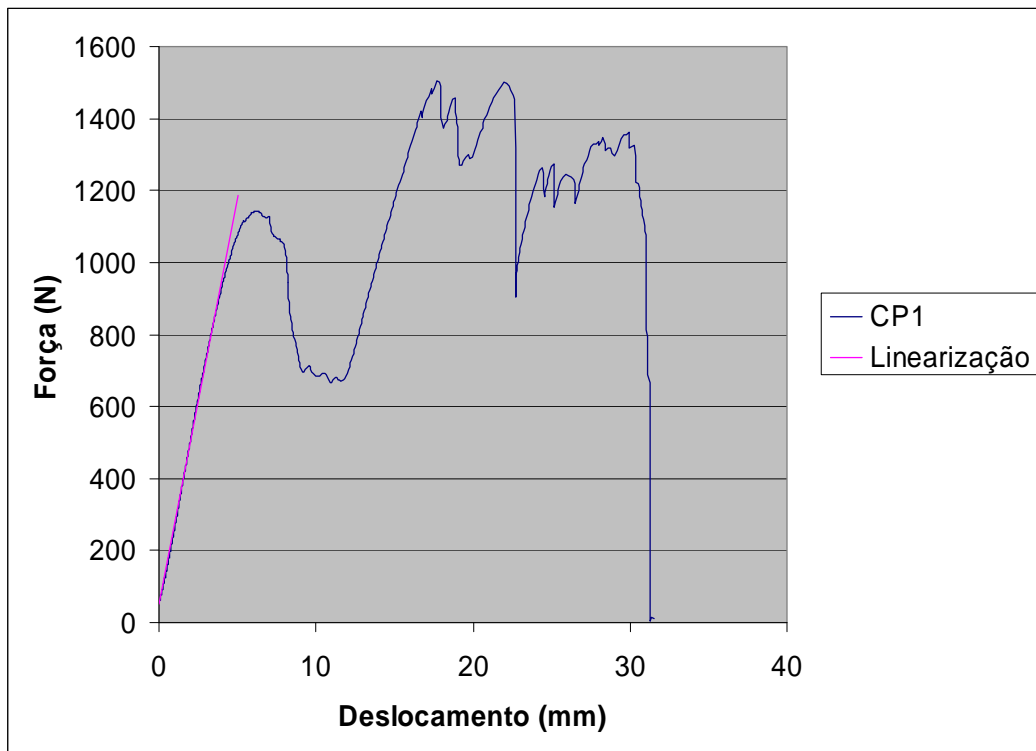


Figura 5 – Curva de força-deslocamento do CP1.

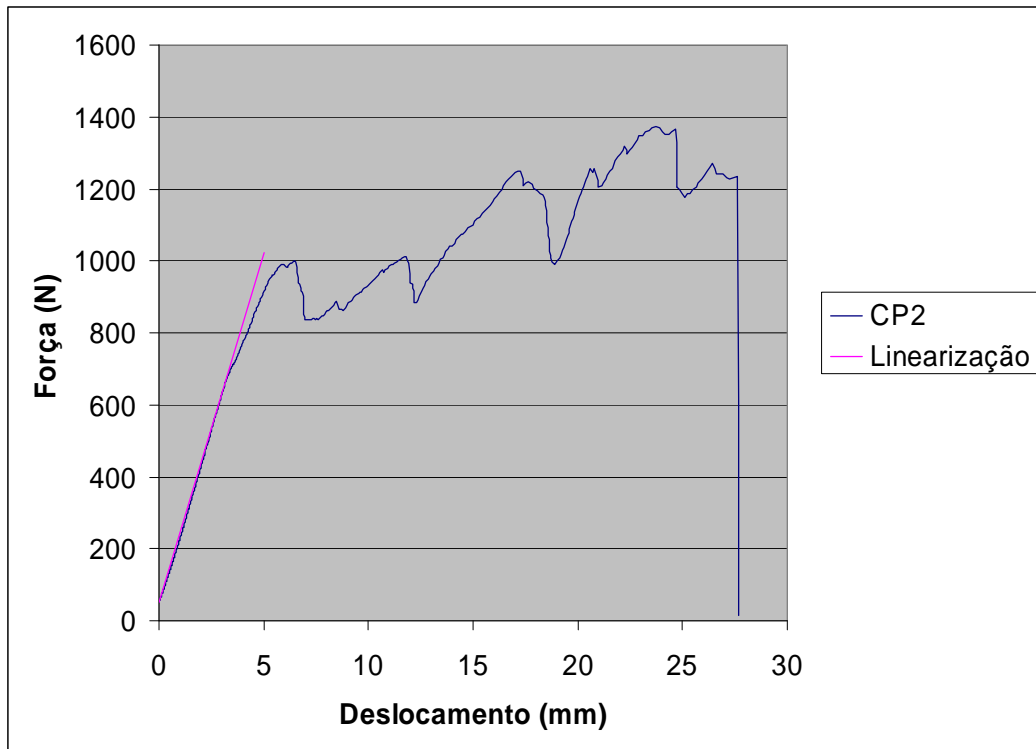


Figura 6 – Curva de força-deslocamento do CP2.

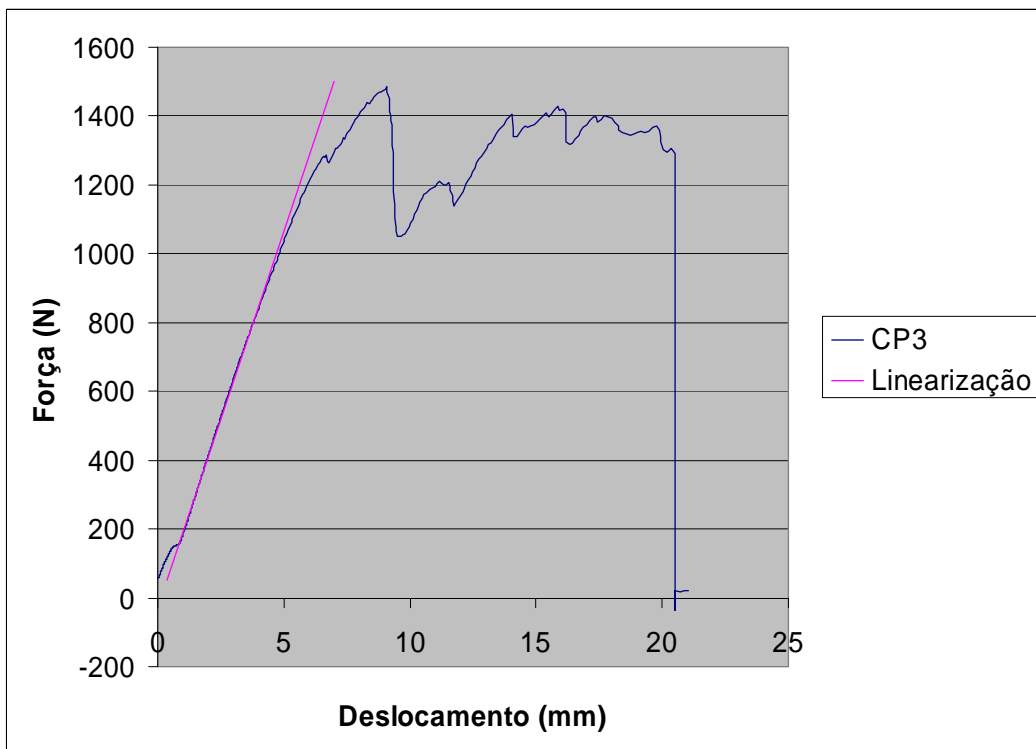


Figura 7 – Curva de força-deslocamento do CP3.

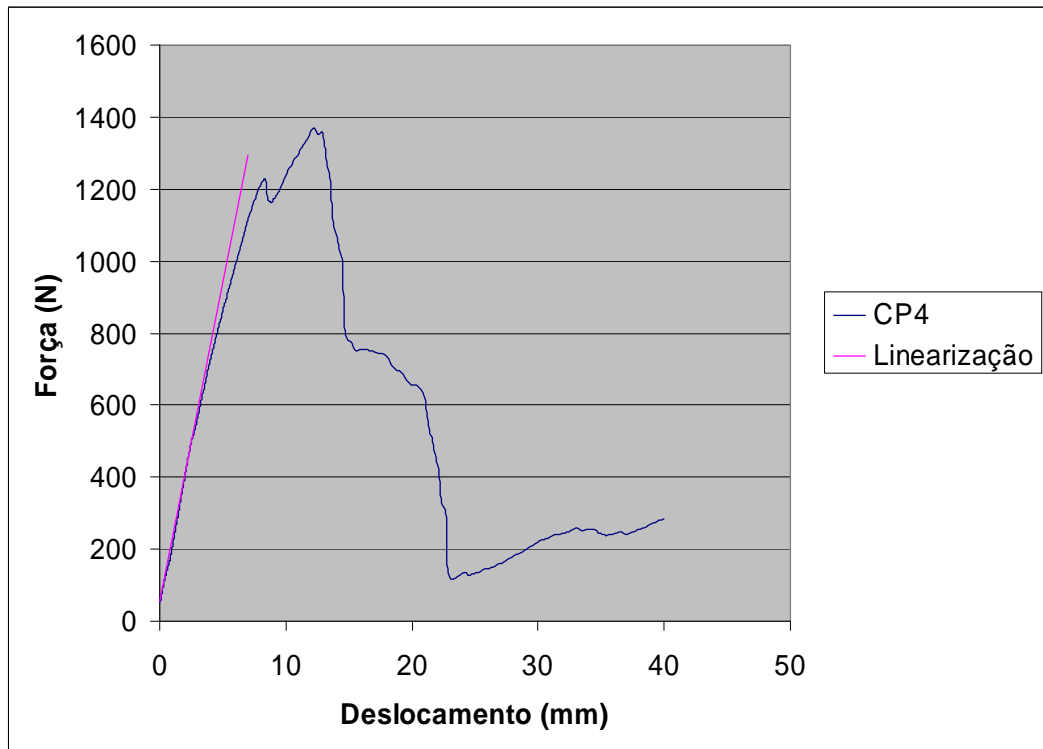


Figura 8 – Curva de força-deslocamento do CP4

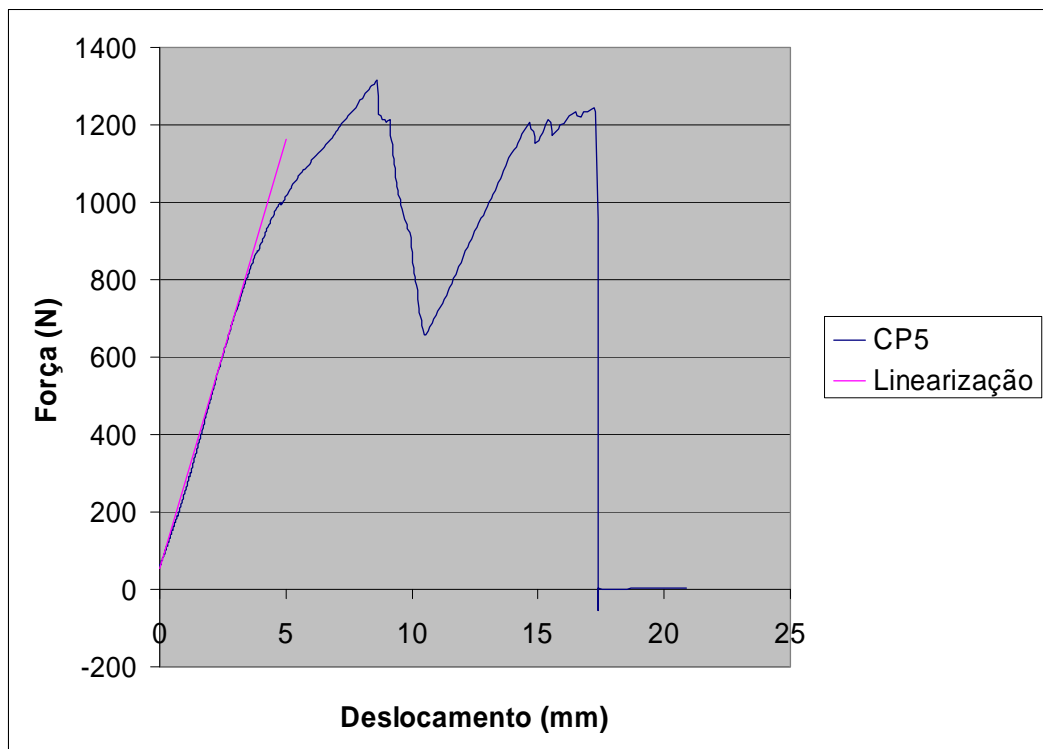


Figura 9 – Curva de força-deslocamento do CP5.

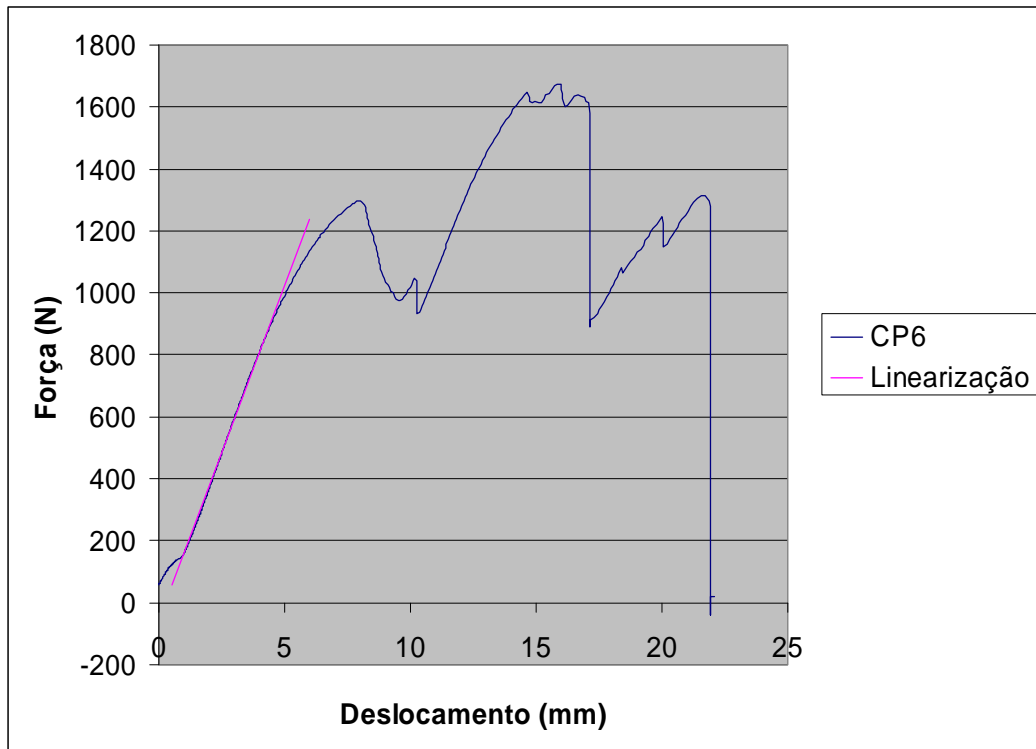


Figura 10 – Curva de força-deslocamento do CP6.

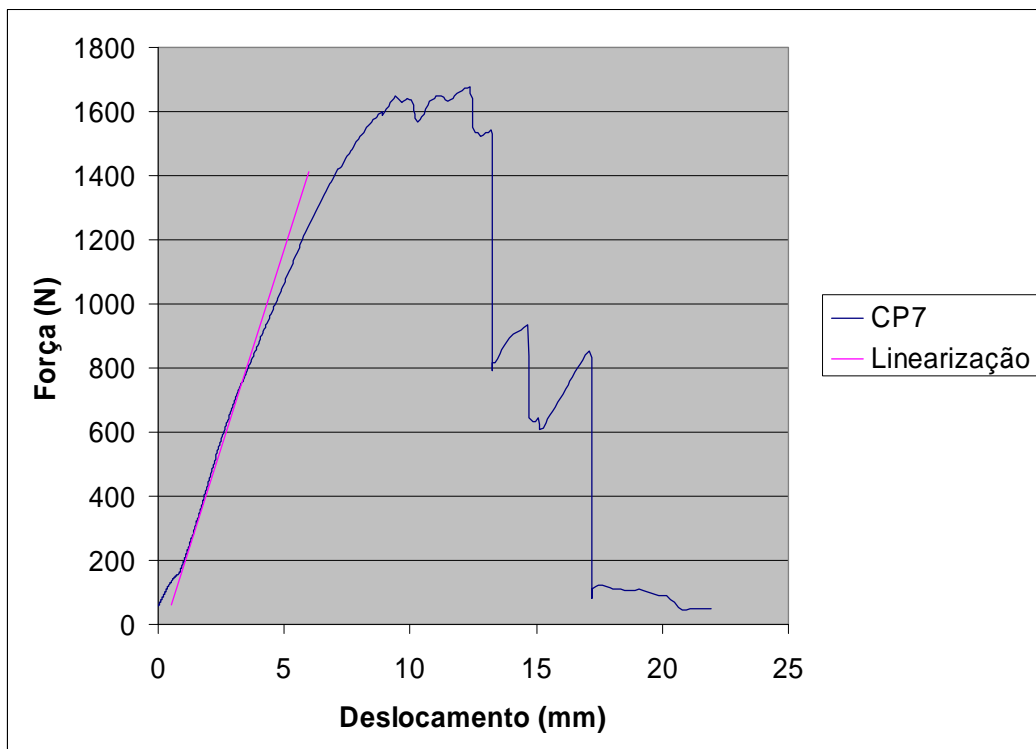


Figura 11 – Curva de força-deslocamento do CP7.

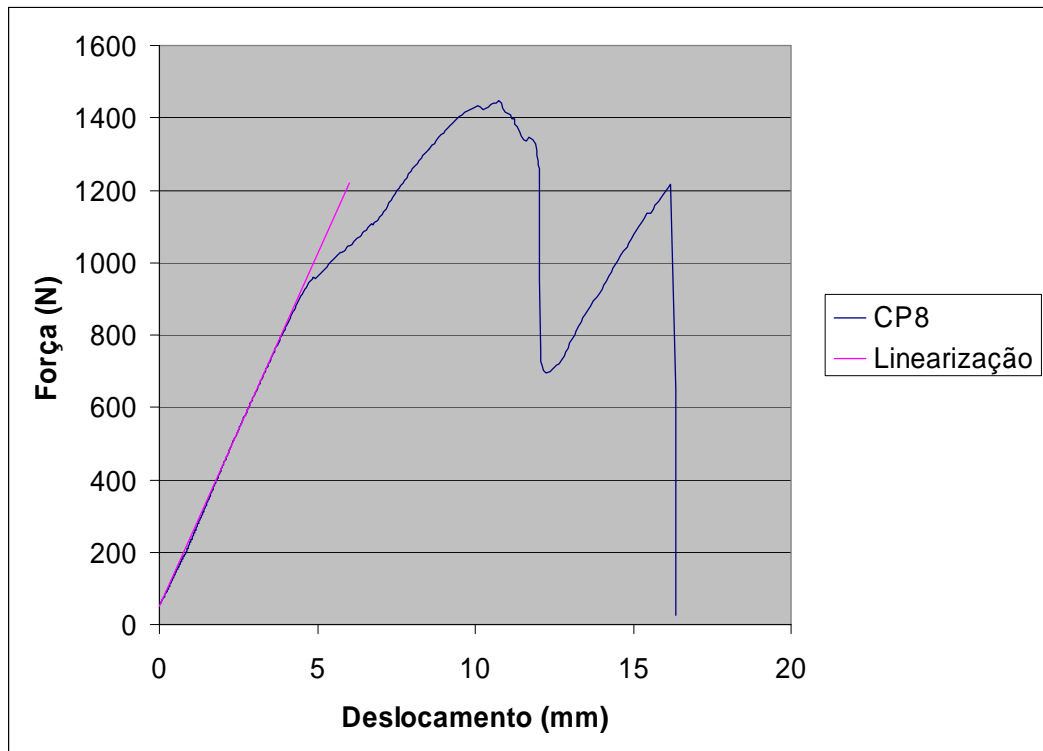


Figura 12 – Curva de força-deslocamento do CP8.

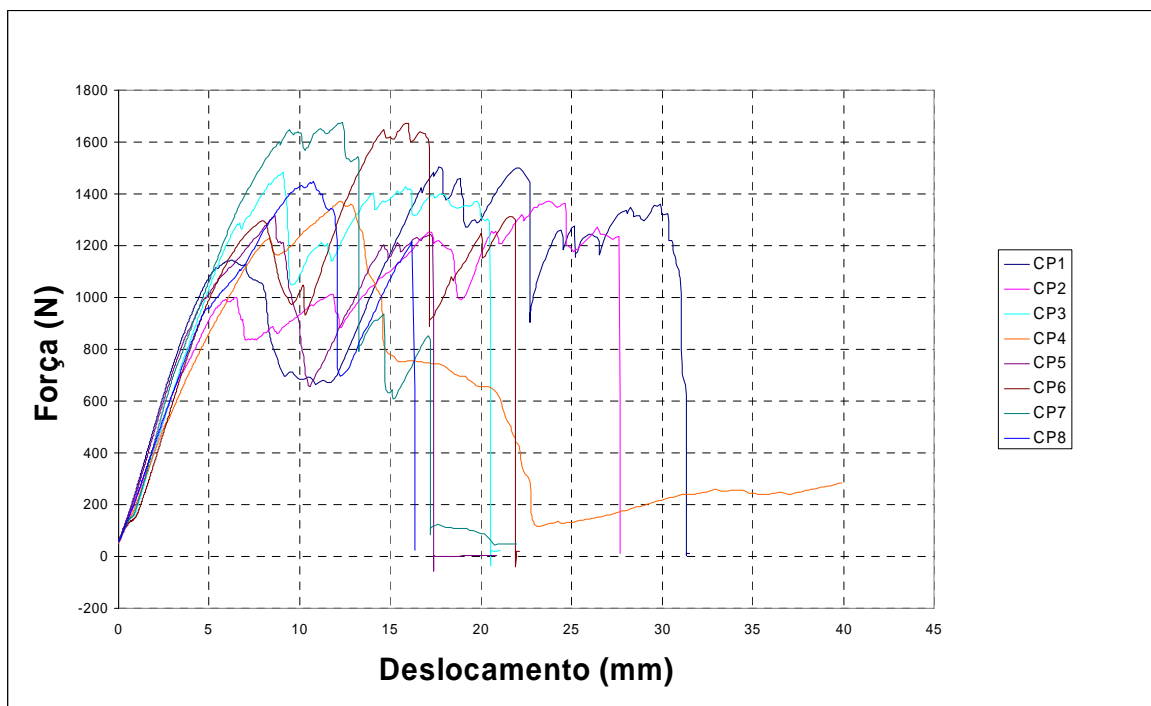


Figura 13 - Sobreposição das curvas força x deslocamento de todos CPs.

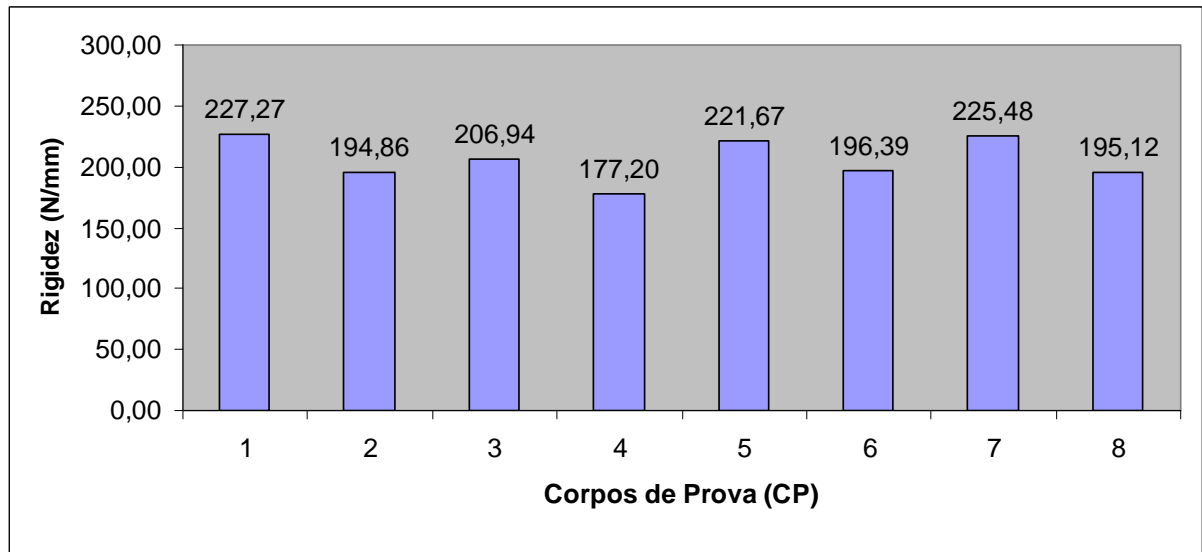


Figura 14 – Rigidez, em Newton por milímetros, do LCA nas amostras testadas.

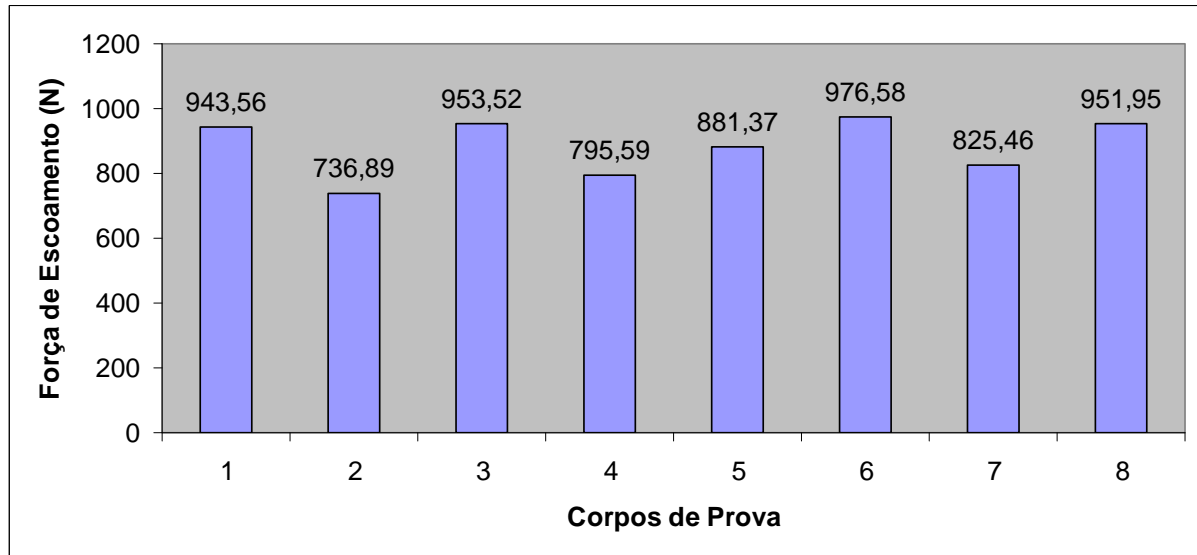


Figura 15 – Forças suportadas, em Newton, no limite de elasticidade, pelos corpos de prova.

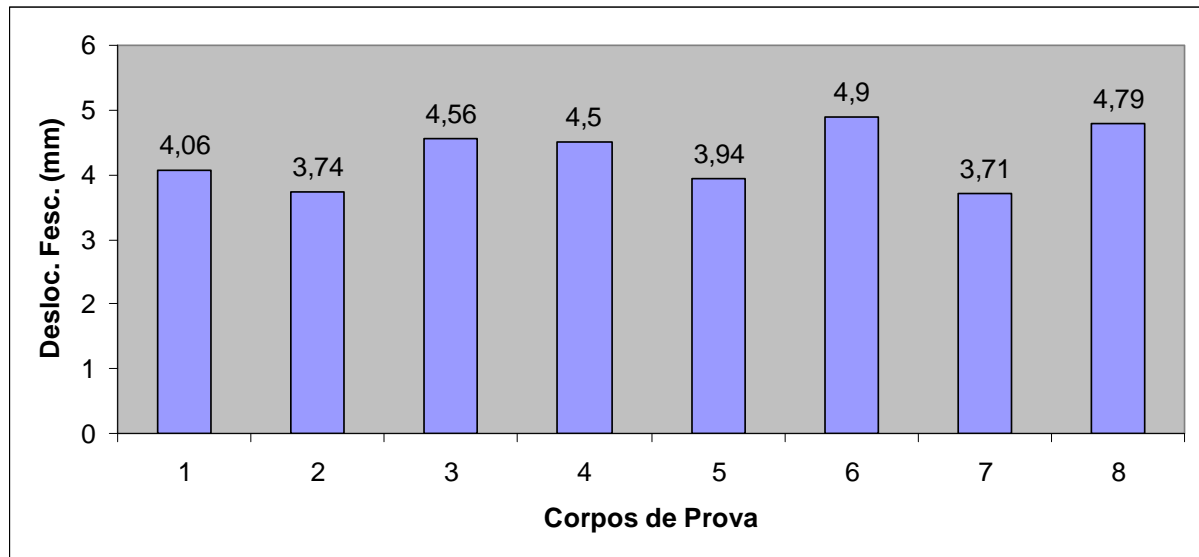


Figura 16 – Deslocamentos dos corpos de prova no momento em que o sistema fêmur-LCA-tíbia atinge o seu limite de elasticidade (força de escoamento).

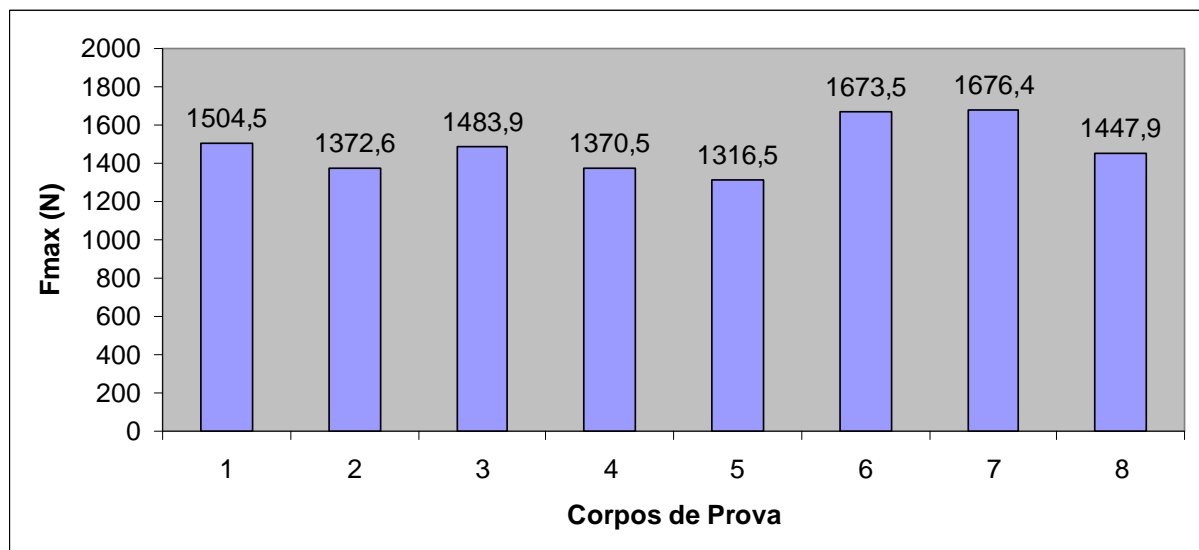


Figura 17 – Picos dos valores das forças, em Newton, obtidas nas curvas de força-deslocamento de cada corpo de prova.

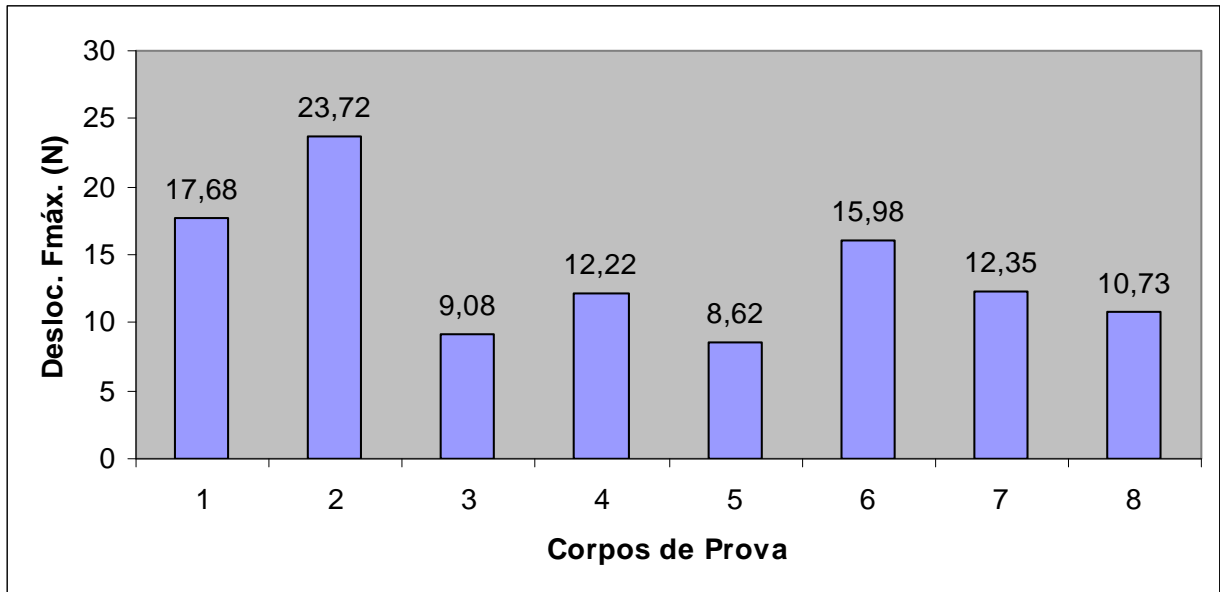


Figura 18 - Deslocamentos dos corpos de prova do sistema fêmur-LCA-tíbia na força máxima.



Figura 19 – Ruptura do sistema fêmur-LCA-tíbia do CP4 no local referente à fise femural.



Figura 20 – Imagem radiográfica do CP4 ilustrando a ruptura da fise femural.

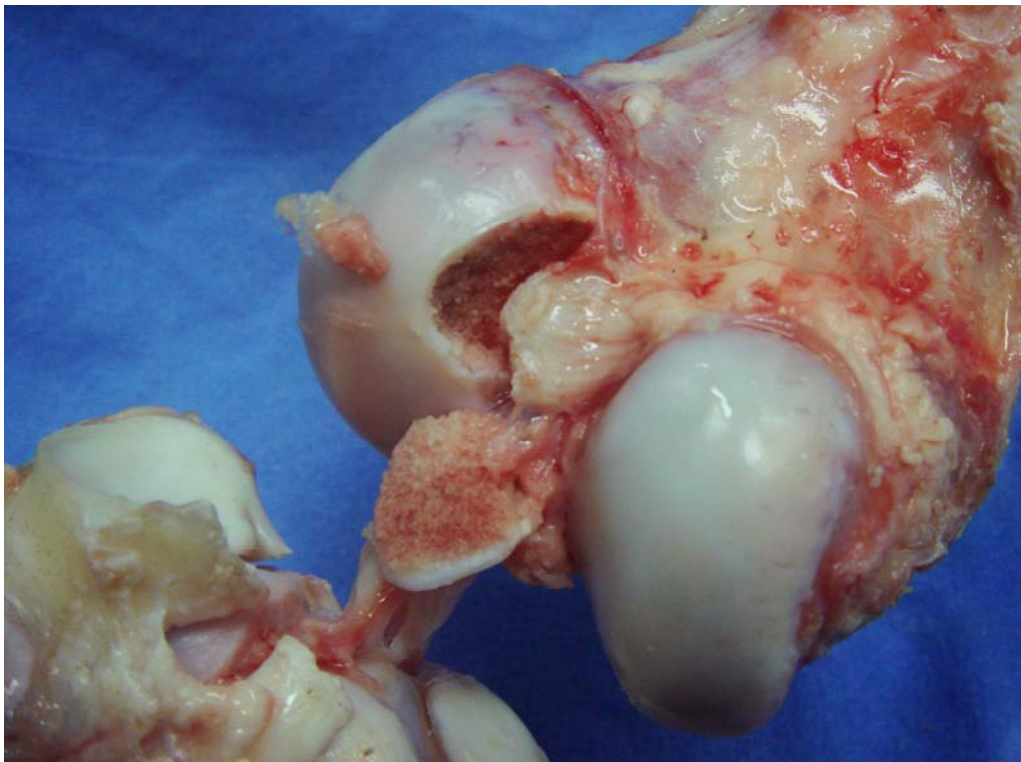


Figura 21 – Ruptura do sistema fêmur-LCA-tíbia por arrancamento ósseo em região de inserção femural do LCA. Essa figura refere-se ao modo de falha de todos os corpos de prova a exceção do CP4.



Figura 22 – Imagem radiológica do CP6 mostrando que, também, não houve ossificação da fise femural, apesar do modo de falha ter ocorrido na inserção femoral do ligamento cruzado anterior.

Tabela 1 – Valores das médias e dos desvios padrões das propriedades mecânicas das amostras testadas.

	Rigidez (N/mm)	Fesc. * (N)	Desloc. Fesc. † (mm)	Fmáx. ‡ (N)	Desloc. Fmáx. § (mm)
Média	205,61	883,11	4,27	1.480,72	13,79
DP	17,89	88,19	0,47	135,17	5,08

*Fesc – Força de escoamento.

†Desloc.Fesc. – Deslocamento na força de escoamento.

‡Fmáx – força máxima.

§Desloc. Fmáx. – Deslocamento na força máxima.

||DP – Desvio padrão.

5. DISCUSSÃO

Lesões de ligamentos do joelho são um problema de saúde que afetam não só o homem, mas também muitos animais, como cavalos, cachorros, gatos, coelhos e porcos⁴. A determinação das propriedades mecânicas desses ligamentos é um fator essencial para o entendimento da sua influência na cinemática do joelho, para avaliar os mecanismos associados com as lesões de joelho e para o desenvolvimento de técnicas de tratamento. Muitas das propriedades mecânicas dos ligamentos podem ser obtidas por ensaios de tração uniaxial⁴.

A escolha de modelos porcinos para realização dos ensaios biomecânicos no presente trabalho teve como objetivo uma maior uniformidade dos corpos de provas (CPs) e conseqüentemente uma diminuição do viés de amostra nos resultados. Há mais facilidade de obtenção dessa espécie, em relação a cadáveres humanos, pelo grande número de abates diários desta espécie em frigoríficos em Santa Catarina. De fato, joelhos porcinos são os modelos mais utilizados para testes de métodos de fixação do LCA, apesar de sua densidade mineral óssea volumétrica (DMOV) ser maior do que a do humano⁶.

Vários trabalhos que utilizaram porcinos para estudos biomecânicos no joelho (estudos do LCA e de suas possíveis reconstruções cirúrgicas) foram relatados na literatura médica^{1, 2, 6, 9, 14-16}.

Em seu estudo, Kousa *e cols.*⁶ reforçaram a idéia de que os joelhos de porcos têm maior uniformidade na qualidade das amostras, sendo uma alternativa ao uso do osso humano, especialmente quando a comparação é feita entre varias técnicas de reconstrução cirúrgica do LCA. Em outro estudo, entretanto, esses autores observaram que o maior valor da densidade mineral óssea do porco em comparação ao humano, gera efeitos nos testes que não podem ser negligenciados, sendo que os resultados desse estudo erram por serem otimistas em comparação com a situação em humanos¹⁶. Em contra partida, Lee *e cols.*² relataram que os resultados de trabalhos anteriores de fixações do LCA em joelhos de porcos não foram significativamente diferentes daqueles em que se usou ossos humanos jovens.

Em outro estudo, Miyata *e cols.*¹⁴ afirmaram que, devido à extrema variabilidade das propriedades mecânicas em seres humanos, há uma possibilidade de haver resultados falso-negativos quando se comparam diferentes técnicas. Para eles as propriedades biomecânicas dos porcinos são relativamente uniformes, o que é uma vantagem desse modelo quando a

intenção é a comparação de procedimentos de reconstrução ligamentar do LCA. Miyata *e cols.*¹⁴, entretanto, fizeram um alerta de que as propriedades mecânicas dos porcinos diferem das humanas e que, por isso, os valores absolutos obtidos no estudo não podem ser extrapolados para procedimentos de reconstrução do LCA na prática médica.

Yamanaka *e cols.*¹⁵ em um estudo sobre alternativas de enxertos para reconstrução do LCA, citaram, entretanto, o uso de modelos porcinos como uma limitação do estudo. Para eles o uso de cadáveres humanos seria um melhor modelo, desde que se obtivesse um número suficiente de amostras de doadores saudáveis e jovens. Entretanto, as propriedades mecânicas de ossos e ligamentos humanos são extremamente variáveis, dependendo de muitos fatores, incluindo idade, nutrição e integridade mecânica no momento da doação. Por esses motivos os autores sugeriram que seja aceitável o uso de modelos porcinos em testes do LCA, reconhecendo-se o fato de que os valores absolutos mostrados nestes estudos não são completamente equivalentes àqueles obtidos de sistemas fêmur-enxerto-tibia em humanos. Essa ausência de possibilidade de extrapolação dos valores obtidos em ensaios biomecânicos com uso de modelos porcinos para os ensaios em que se utilizaram cadáveres humanos, também foi relatada por Espejo-Baena *e cols.*⁹ Esses autores, entretanto, indicaram o uso dos modelos porcinos, porque ele proporciona uma satisfatória reprodução de um joelho humano em tamanho, forma e qualidade óssea, além de possuir amostras mais uniformes, o que pode ajudar a minimizar as variáveis relacionadas à espécie.

No presente estudo, a opção do congelamento dos copos de prova como forma de armazenamento, foi tomada, baseada no conhecimento prévio de que não há alteração significativa das propriedades mecânicas de osso e ligamentos quando submetidos a esse processo^{12, 13}. Na literatura pode-se encontrar muitos estudos que utilizaram essa forma de armazenamento das amostras^{1, 6, 9, 14-16}. O congelamento dos CPs foi necessário pela impossibilidade de se realizar todos os testes em mesmo um dia.

Segundo Trudel *e cols.*¹³ o congelamento vigoroso (temperaturas inferiores a -12 graus Celsius) de espécies animais por até dois meses não alterou suas propriedades biomecânicas. Eles alertaram, entretanto, que o processo de congelamento e descongelamento repetidos da mesma amostra, pode influenciar em sua densidade mineral óssea, modificando assim as características do osso.

Com base nesses fatos, não houve recongelamento dos membros inferiores traseiros dos porcos em nosso estudo, sendo que, a opção por descongelamento em temperatura

ambiente por um período de vinte e quatro horas mostrou-se adequada para não haver nenhum resquício de congelamento na amostra, e facilitou sua dissecação.

Não há uma padronização da inclinação do joelho em ensaios de tração em máquina universal, entretanto, a maioria dos estudos sobre o LCA e suas reconstruções cirúrgicas, sejam eles em cadáveres humanos ou animais, utilizavam a posição anatômica como a de escolha ¹⁷. No presente estudo, optou-se por uma flexão de 45 graus dos joelhos porcos, pois, segundo Harvey *e cols.*⁷ os valores da rigidez e da força máxima foram significativamente maiores em estudos realizados em joelhos de cadáveres humanos em posição estendida (posição anatômica). Hoje em dia, há uma tendência a flexão do joelho nesse tipo de estudo. Lee *e cols.*² e Miyata *e cols.* ¹⁴ utilizaram em seus trabalhos de testes biomecânicos de reconstrução do LCA uma inclinação de 30 graus do sistema fêmur-enxerto-tíbia, o que permitiu que o enxerto ficasse alinhado com o eixo da célula de carga. Já nos estudos de Espejo-Baena *e cols.*⁹ e no de Yamanaka *e cols.*¹⁵ o ângulo de flexão do joelho de escolha foi o de 45 graus, o que permitiu, segundo aqueles autores, uma simulação do ângulo entre o LCA e o fêmur correspondente a uma flexão de 90° do joelho, que é a utilizada no exame físico nos testes de gaveta.

Além do fator flexão do joelho, outro fator que merece esclarecimento é a posição do sistema na máquina universal. Woo *e cols.*¹⁸ em um ensaio sobre a resistência mecânica do LCA em cadáveres humanos com uma flexão de 30 graus, posicionaram um joelho orientado anatomicamente (orientação anatômica), e o contralateral orientado de modo que a tíbia fique alinhada verticalmente (orientação tibial). Eles perceberam que nos testes com orientação tibial, os valores de cada grupo são inferiores aos obtidos na orientação anatômica. Por esse motivo no presente trabalho optamos pelo posicionamento do fêmur alinhado com o eixo de aplicação de cargas da máquina (orientado verticalmente), procurando manter o ligamento cruzado anterior em posição anatômica.

Ensaio de tração são comumente empregados para determinação das propriedades mecânicas do LCA e de suas possíveis reconstruções cirúrgicas ^{1, 2, 4-6, 9, 14-17, 19}. No presente estudo, utilizamos uma pré-carga para que houvesse uma acomodação do sistema fêmur-LCA-tíbia e após, uma carga com velocidade de aplicação lenta foi realizada no sistema, possibilitando uma melhor visualização dos locais de falha.

Em seu trabalho, Resende *e cols.*⁴ afirmaram que na aplicação da tração, a taxa de deslocamento é um parâmetro do teste muito importante na resposta mecânica das fibras de colágeno do ligamento. Eles explicaram esse fato através das propriedades viscoelásticas do

LCA, enfatizando que esses materiais são muito sensíveis a velocidade de aplicação da carga. Além disso, para Resende *e cols.*⁴ a técnica de agarre da amostra com parafusos nas partes ósseas demonstraram ser eficientes apenas em cargas com taxa de aplicação lentas.

Para Kousa *e cols.*¹⁶ testes de tração não são suficientes para avaliar os métodos de fixação com os tendões estudados, e por isso, os autores sugeriram a utilização de testes cíclicos de baixa e de alta carga para imitar movimentos de caminhada e corrida, respectivamente. Em outro artigo, Kousa *e cols.*¹ reforçaram essa idéia, falando que embora haja um consenso geral de que os testes de tração são poucos representativos das forças que agem no LCA em vivos, esse tipo de teste tem sido usado isoladamente em vários estudos para medir a resistência de diferentes métodos de fixação do LCA. Esses autores enfatizaram a importância de se incluir testes cíclicos em protocolos de testes mecânicos, pois seriam mais representativos da situação a que é imposto o LCA logo após cirurgias para sua reconstrução.

No presente trabalho, avaliamos a força de escoamento (limite de elasticidade) do sistema. Esse valor pode ser considerado como a falha funcional do sistema fêmur-LCA-tíbia, pois uma vez ultrapassado, mesmo que interrompida a força sobre o LCA, ele não mais retorna ao ponto inicial. Essa teoria é usada por Kousa *e cols.*⁶ que utilizaram a força de escoamento como indicador de falha em reconstruções do LCA. Para eles essa força é mais importante do que a força máxima, pois a primeira deformação permanente do enxerto de LCA ocorre tipicamente após o limite de elasticidade que é o início de uma distensão anormal sem volta ao ponto de base.

Esse valor também foi utilizado por Espejo-Baena *e cols.*⁹ como método de comparação entre quatro sistemas usados para fixar tendões ao fêmur em técnicas de reconstrução do LCA. Para esses autores houve um importante valor de estiramento antes do momento de força máxima e esse valor é o mais importante para determinar a falha de sistemas de fixação em teste.

No trabalho de Moré¹⁷ esse valor de força no limite de elasticidade, em ensaios biomecânicos de joelhos humanos, teve uma média 91,63 Kgf (Quilograma-força), com um desvio padrão de 24,12 Kgf. O uso desse valor foi justificado pelo autor, pois, para ele, a mínima deformação que ocorre quando esse limite é ultrapassado, provoca aumento permanente do comprimento da porção intra-articular do enxerto, criando instabilidade articular o que poderia levar a cirurgia de reconstrução ligamento ao insucesso.

O valor da média da força de escoamento foi semelhante ao encontrado em nosso trabalho (88,31 Kgf), embora saibamos que não é possível a comparação direta desses valores

devido à diferença das características mecânicas entre espécies. O nosso valor de desvio padrão da força de escoamento foi bastante inferior ao obtido no trabalho de Moré¹⁷, o que deve-se possivelmente a maior homogeneidade das amostras dos modelos porcinos utilizados no presente estudo. O valor da deformação média do sistema fêmur-LCA-tíbia foram semelhantes nos dois trabalhos, embora o desvio padrão desse valor foi quase quatro vezes menor no nosso estudo.

A maioria dos autores, entretanto, opta pela força máxima como o valor de referência para a resistência do LCA e suas possíveis reconstruções^{1, 2, 9, 14, 15, 19}. Em um trabalho sobre as propriedades mecânicas do LCA de nove joelhos de porco com um ano de idade, Lee *e cols.*² obtiveram o valor de 1.027,4 N com um desvio padrão de 283,0 N para a força máxima do sistema fêmur-LCA-tíbia, com um deslocamento médio de 3,7 mm (com 0,2 de desvio padrão). Esses valores foram obtidos mediante ensaios com o joelho em trinta graus de flexão e sobre uma taxa de aplicação da força de 150 mm/min.

Em nosso trabalho, o valor da média da força máxima foi relativamente maior que os de Lee *e cols.*², o que deve estar associado a menor velocidade de aplicação da força na nossa metodologia de ensaio. Isso pode ser explicado da seguinte maneira: quanto maior é essa taxa de aplicação da força, maior é a tendência ao comportamento frágil do material, ou seja, maior resistência à tração e menor deformação elástica, obtendo-se assim maiores valores da força máxima. Isso também serve para explicar o maior deslocamento médio no momento da força máxima em nosso estudo, com valores cerca de seis vezes maior do que os obtidos por Lee *e cols.*² Além disso, o desvio padrão da força máxima no presente trabalho foi inferior à metade da encontra por esses autores, embora ambos tenham número semelhante de amostras, o que indica uma melhor reprodutibilidade em nosso estudo.

Em joelhos humanos, Harvey *e cols.*⁷ em pesquisas da força máxima do LCA obtiveram valores típicos de 2160 N. O autor ressalta, entretanto, que as forças estimadas que agem nesse ligamento no dia-a-dia não superam 20% da força máxima do ligamento. Em um estudo com 20 (vinte) joelhos de cadáveres humanos com média de idade de 50,8 anos, Rossi *et al*²⁰ observaram que a resistência máxima do ligamento cruzado anterior é em média de 90,12 Kgf.

Para Müller *e cols.*⁵ a resistência máxima a tração é o valor de menor interesse do ponto de vista funcional do LCA, embora seja importante para determinação das propriedades do material em estudo. Eles ainda sugerem que se de uma maior atenção à energia necessária

para ruptura do ligamento, pois ela é indicativa da capacidade do tecido resistir à impactos, característica que a força máxima e o deslocamento não são capazes de determinar.

Deve-se observar, entretanto que no presente trabalho o valor da força máxima do LCA não foi determinado, pois no momento que se registrou esse valor, ocorreu a avulsão da inserção femoral desse ligamento e não a ruptura da substância do LCA propriamente dita. Isso nos leva a crer que a força máxima do LCA de porcos é superior aos valores aqui encontrados.

A rigidez dos sistemas fêmur-LCA-tíbia obtidas em nosso trabalho é mais que o dobro daquela relatada no estudo de Lee *e cols.*² No estudo desses autores o valor médio da rigidez foi de 97,4 N/mm com um desvio padrão de 46,6 N/mm. Não sabemos explicar essa diferença, pois, como mencionado anteriormente, as propriedades dos materiais viscoelásticos variam de acordo com a taxa de deslocamento, sendo que, em taxas maiores de aplicação, maiores valores de rigidez seriam esperados. Portanto, como esses autores utilizaram uma taxa de deslocamento bastante superior a do nosso estudo, seria esperado que eles tivessem valores de rigidez superiores aos nossos. Uma possível explicação para o fato, seria a de que em nosso estudo os modelos animais eram porcos com cinco meses de idade e, portanto, mais jovens do que os usado por Lee *e cols.*², (porcos adultos com cerca de um ano de idade) embora não tenha sido encontrado nenhum trabalho na literatura explicando essa diferença. O desvio padrão do nosso estudo foi novamente inferior ao encontrado por Lee *e cols.*²

Em estudo com modelos de cadáveres humanos, Harvey *e cols.*⁷, acharam o valor médio de 242 N/mm para a rigidez do LCA. Segundo esses autores, a posição do joelho influenciou nos valores da rigidez, sendo que, em estudos realizados em humanos com LCA intacto, maiores valores de rigidez foram observados nas amostras em orientação anatômica (joelho estendido). No trabalho de John *e cols.*¹⁹ eles referiram que a rigidez do sistema fêmur-LCA-tíbia em cadáveres humanos previamente hígidos tem sido reportada com valores entre 182 N/mm e 303 N/mm.

O local de falha do sistema fêmur-LCA-tíbia em nosso trabalho foi bastante homogêneo para os corpos de prova ensaiados, com exceção do CP4, onde houve o arrancamento da fise femoral. Não sabemos a idade exata que ocorre a ossificação da fise em modelos porcos, mas observamos através da radiografia do joelho do CP4 e do CP6, que esse evento ainda não havia ocorrido. No trabalho de Lee *e cols.*², eles referiram ter usado modelos porcos adultos de 1 (um) ano de idade. Outros artigos estudados, também, relataram que utilizaram modelos porcos adultos, entretanto não informaram a idade dos

porcos no momento do abate e nem mencionaram qualquer critério de como classificaram esses animais como adultos^{1, 6, 9, 14, 16}.

No nosso trabalho houve o rompimento da inserção femural do LCA nos demais corpos de prova. No estudo de Lee *e cols.*², entretanto, houve o rompimento do LCA. Uma das explicações para esta diferença está na taxa de deslocamento utilizada por esses autores (150 N/mm), que pode alterar o modo de falha da amostra em estudo. Sabe-se que as lesões nos ligamentos ocorrem sob elevada taxa de deslocamento.

No trabalho de Liu *e cols.*²¹, entretanto, o sistema osso-ligamento-osso de 20 porcos com 1 ano de vida o local de falha do LCA foi na junção com o osso, tanto da tíbia quanto do fêmur, mesmo utilizando uma velocidade de deslocamento de 420 mm/mim . Em seu estudo, nenhum ligamento rompeu completamente; sendo que em 4 (quatro) corpos de prova foram detectados rasgos parciais no ligamento.

Uma das limitações do presente estudo foi a de que as espécies animais utilizadas foram as mais jovens dentre os trabalhos consultados. Por isso, um melhor esclarecimento sobre o desenvolvimento ósseo em porcinos seria recomendado. Outra limitação foi o baixo numero de amostra utilizada.

Yamanaka *e cols.*¹⁵, referem em seu trabalho, que apesar de ter sido controlado e mensurado o alongamento total do sistema, não foi possível determinar qual foi o contribuição de cada constituinte do sistema para esses valores. O autor sugere utilização, em futuros estudos, de mini-sensores de deslocamento para resolução dessa limitação. No nosso trabalho não conseguimos determinar em qual constituinte do sistema fêmur-LCA-tíbia ocorreu a falha no limite de elasticidade. Já para a força máxima, observamos que a falha ocorreu na inserção femural do LCA em sete casos.

Salientamos a importância do estudo dos parâmetros biomecânicos estudados no presente trabalho para termos referencias para futuros estudos de resistência de fixações ligamentares para reconstrução do LCA.

6. CONCLUSÕES

As propriedades mecânicas do sistema fêmur-LCA-tíbia dos modelos porcos estudados são:

1. A rigidez média é de 205,61 N/mm com desvio padrão de $\pm 17,89$ N/mm;
2. A média da força no limite de elasticidade é de 883,11 N com desvio padrão de $\pm 88,19$ N;
3. A média do deslocamento no limite de elasticidade é de 4,27 mm com desvio padrão de 0,47 mm;
4. A média da força máxima é de 1.480,72 N com desvio padrão de $\pm 135,17$ N;
5. A média do deslocamento na força máxima é de 13,79 mm com desvio padrão de 5,08 mm;
6. A maioria das falhas no sistema fêmur-LCA-tíbia ocorrem na inserção femural, com o arrancamento ósseo nesse local.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kousa PM, Järvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Ahvenjärvi P, Kaikkonen A, *et al.* A bioabsorbable plug in bone-tendon-bone reconstruction of the anterior cruciate ligament: introduction of a novel fixation technique. *Arthroscopy*. 2001 February;17(2):144-50.
2. Lee CH, Huang GS, Chao KH, Wu SS, Chen Q. Differential pretensions of a flexor tendon graft for anterior cruciate ligament reconstruction: A biomechanical comparison in a porcine knee model. *Arthroscopy*. 2005 may;21(5):540-6.
3. Zantop T, Petersen W, Freddie HF. Anatomy of the anterior cruciate ligament. operative techniques in orthopaedics. 2005 january;15(1):20-8.
4. Resende JL, Faria MTC, Las Casas EB, Oliveira EA, Gomes PTV. Mechanical properties characterization of knee cruciate ligaments through tensile tests. *18 th International Congress of Mechanical Engineering* Ouro Preto, MG 2005.
5. Müller SS, Silveiras PRA, Pereira HR, Silva MAM, Sardenberg T, Leivas TP. Análise comparativa das propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo. Botucatu: Faculdade de Medicina de Botucatu (FMB - UNESP); 2003.
6. Kousa P, Järvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The Fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction Part I: Femoral site. *Am J Sports Med*. 2003;31(2):174-81.
7. Harvey A, Thomas NP, Amis AA. Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg [Br]*. 2005 may;87-B(5):593-603.
8. Castro JOM, Pereira PP, Marchetto A, Telini AC. Anatomia e biomecânica do ligamento do cruzado anterior. *Revista da Sociedade Brasileira de Cirurgia do Joelho*. 2003 janeiro-abril/2003;3(1):11.

9. Espejo-Baena A, Ezquerro F, De la Blanca AP, Nadal F, Serrano-Fernandez J, Montañez-Heredia E. Comparison of initial mechanical properties of 4 hamstring graft femoral fixation systems using nonpermanent hardware for anterior cruciate ligament reconstruction: An in vitro animal study. *Arthroscopy*. 2006 April;22(4):433-40.
10. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: Potential implications for in vivo bone research *Endocrinology*. 1998;139(2):663-70.
11. Newman E, Turner AS, Wark JD. The potential of sheep for the study of osteopenia: Current status and comparison with other animal models. Elsevier Inc. 1995 April;16(4):277-84.
12. Gaynor EF. Mechanical properties of bone. 1° ed. Springfield: Charles C. Thomas 1973.
13. Trudel G, Koike Y, Dinh L, Uthoff HK. Thawing of frozen calcaneus bone specimens has no effect on the bone mineral density using dual energy x-ray absorptiometry: a study in rabbits and humans*. *Physiol Meas*. 2005;26:769–77.
14. Miyata K, Yasuda K, Kondo E, Nakano E, Kimura S, Hara N. Biomechanical comparisons of anterior cruciate ligament: reconstruction procedures with flexor tendon graft. *J Orthop Sci*. 2000;5:585-92.
15. Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, Wada T. The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med*. 1999;27(No 6):772-7.
16. Kousa P, Järvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction Part II: Tibial site. *Am J Sports Med*. 2003;31(No. 2):182-8.

17. Moré ADO. Estudo experimental da resistência de fixações do enxerto de tendão patelar na reconstrução do ligamento cruzado anterior. São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo; 1995.
18. Woo SLY, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takay S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med.* 1991;19:217-25.
19. John T T, Howell LCS, Hull ML. Contributions of femoral fixation methods to the stiffness of anterior cruciate ligament replacements at implantation. *Arthroscopy* 1999 May-June;15 (No 4):379-87.
20. Rossi JDMBA, Leivas TP, Moré ADO, Camanho GL, Campos LAN, Medeiros FW. Estudo mecânico do ligamento cruzado anterior e do tendão patelar humano. *Rev Bras Ortop.* 1990;27:197-201.
21. Liu SH, Kabo JM, Osti L. Biomechanics of two types of bone-tendon-bone graft for ACL reconstruction. *J Bone Joint Surg.* 1995(77-B):232-5.

NORMAS ADOTADAS

Este trabalho foi elaborado seguindo a normatização para trabalhos de conclusão do Curso de Graduação em Medicina, aprovada em reunião do Colegiado do Curso de Graduação em Medicina da Universidade Federal de Santa Catarina, em 27 de Novembro de 2005.

FICHA DE AVALIAÇÃO

A avaliação dos trabalhos de conclusão do Curso de Graduação em Medicina obedecerá os seguintes critérios:

- 1º. Análise quanto à forma;
- 2º. Quanto ao conteúdo;
- 3º. Apresentação oral;
- 4º. Material didático usado na apresentação;
- 5º. Tempo de apresentação:
 - 15 minutos para o aluno;
 - 05 minutos para cada membro da Banca;
 - 05 minutos para réplica.

DEPARTAMENTO DE: _____

ALUNO: _____

PROFESSOR: _____

NOTA

1. FORMA
2. CONTEÚDO.....
3. APRESENTAÇÃO ORAL.....
4. MATERIAL DIDÁTICO UTILIZADO.....

MÉDIA: _____ (_____)

Assinatura: _____