

Anatomia e Biomecânica do Ligamento do Cruzado Anterior
Anatomy and Biomechanic of the Anterior Cruciate Ligament

José Olavo Moretzsohn de Castro
Paulo Paes Pereira
Adriano Marchetto
Arthur Cleber Telini

RESUMO

Os autores descrevem a anatomia do ligamento cruzado anterior e sua biomecânica funcional em relação a articulação do joelho, bem como as características anatômicas macro e microscópica do ligamento cruzado anterior.

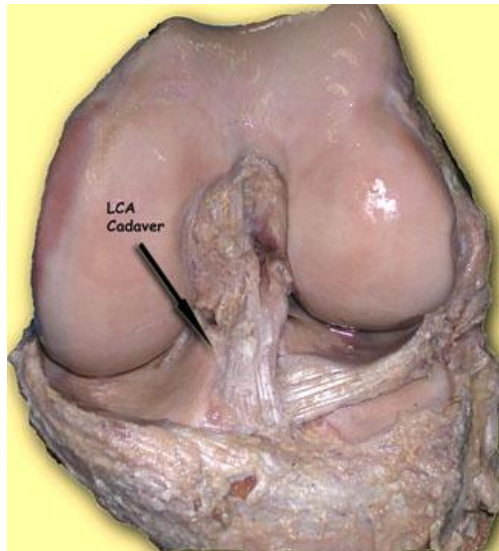
DESCRITORES: anatomia. ligamento cruzado anterior. biomecânica

The authors describe the anatomy of the anterior cruciate ligament and his functional biomechanic in respect to the knee joint, the macro and microscopic anatomical characteristics of the anterior cruciate ligament.

KEYWORD: anatomy. anterior cruciate ligament. biomechanics

Introdução

Os ligamentos cruzados são estruturas ligadas a estabilidade do joelho e estão localizados no centro da articulação (Fig.1). O ligamento cruzado anterior (LCA) assim como o posterior (LCP), são extra sinoviais, apesar de intra-articulares (Fig.2). Eles recebem esta denominação de acordo com sua inserção tibial, e por se cruzarem no centro do joelho.



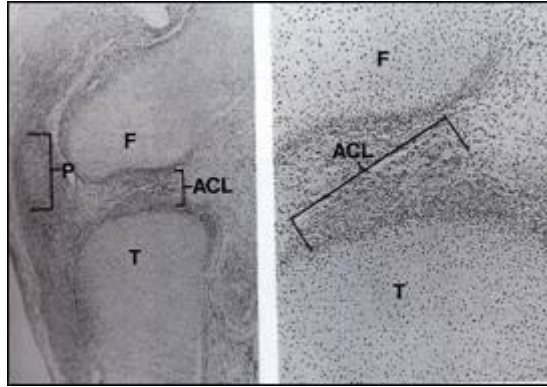
**Figura 1- Aspecto anatômico.
Anatomic view.**

**Figura 2-Origem posterior
do LCA.**

**Posterior insertion
of the ACL.**

Embriologia

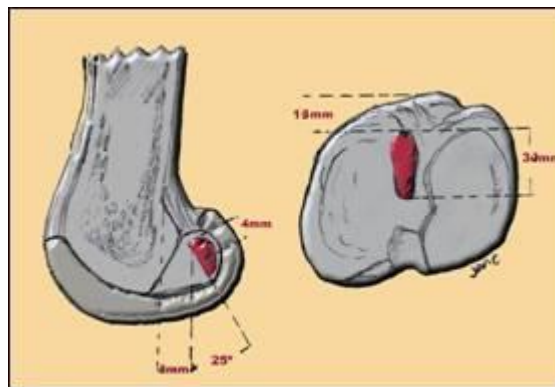
Os ligamentos cruzados surgem no embrião por volta do 45º dia, juntamente com os ligamentos colaterais, aparecendo como um conjunto de células orientadas, simulando os ligamentos cruzados na forma adulta (Fig.3).⁽¹⁾



**Figura 3: Aspecto embrionário do LCA.
Embryonic view of the ACL.**

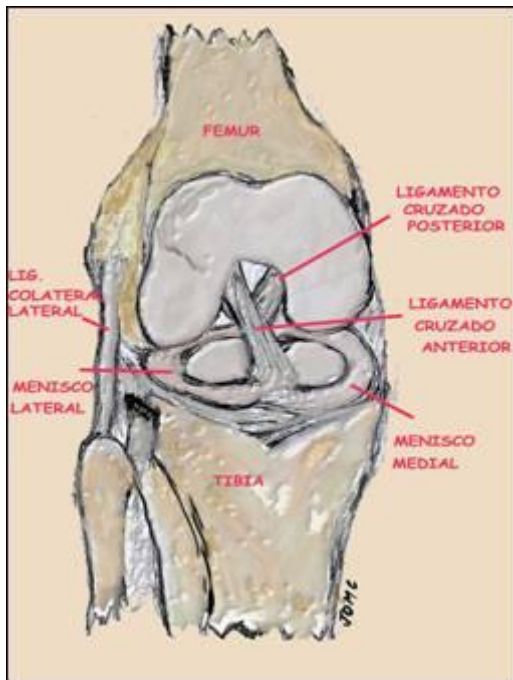
Anatomia

A origem femoral do ligamento cruzado anterior, esta localizada na porção postero-lateral do intercondilo. A origem femoral tem uma forma convexa, tendo sua porção ovalada posteriormente e uma porção plana anteriormente. O ligamento se dirige para frente até sua inserção tibial, anterior a espinha da tíbia (Fig.4).



**Figura 4: Inserções do LCA.
ACL Insertions .**

A inserção tibial ocupa uma área de aproximadamente 30mm, é bem mais resistente que a femoral, tem ramificações para o corno anterior do menisco medial, assim como fibras que se dirigem para o corno anterior do menisco lateral. (Fig.5)



joelho.

Figura 5: Visão intra-articular do

Intra-articular view of the knee.

As bandas do LCA são constituídas de fibras de colágeno, multifasciculares e paralelas, estão em diferentes graus de tensão conforme o grau de flexão do joelho. Com o joelho em extensão, as fibras estão paralelas; com o joelho em flexão as fibras anteriores cruzam sobre as fibras posteriores (Fig.6). As fibras giram externamente no plano coronal aproximadamente 90°, se todos os ligamentos do joelho forem seccionados e deixado apenas o LCA intacto e a perna solta, esta ficaria em rotação interna de 90°. ⁽²⁾ O ângulo do LCA em relação ao fêmur no plano coronal é de 28°.

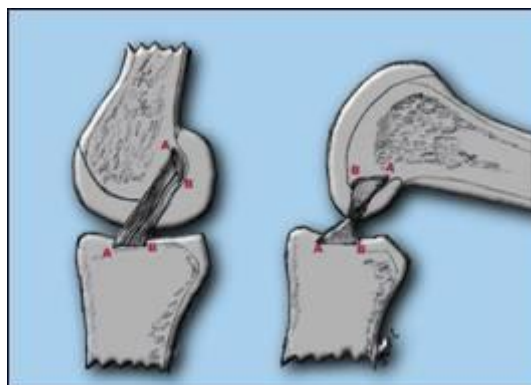


Figura 6: Bandas do LCA em flexão e extensão do joelho.
ACL Bundles in flexion and extension of the

knee.

Estas fibras são classicamente divididas em duas bandas, a banda antero-medial que se origina na porção mais proximal da LCA e se insere na porção mais antero-medial da sua inserção tibial. A banda postero-lateral se origina mais distal em relação à origem femoral e se insere mais postero-lateral na inserção tibial, esta banda é o componente mais curto e de maior volume do LCA, e ainda uma terceira banda é descrita, a banda intermediária ⁽³⁾.

O ligamento cruzado anterior tem em média um comprimento de 38mm e uma espessura de 11mm, que varia em sua extensão, sendo maior na porção mais distal. Tem como principal função evitar a anteriorização da tíbia, mas participa também como estabilizador das rotações do joelho.

Diversos estudos mostram estruturas mecano-receptoras no interior do ligamento, como corpúsculos de Golgi, que estão alinhados com as fibras colágenas. Outros três tipos de estruturas sensitivas estão localizadas próximas aos vasos e terminações nervosas, ocupando uma área de aproximadamente 1% do total da estrutura ligamentar. De acordo com Schutte et al. ⁽⁴⁾, um certo número de fibras sensitivas é encontrada no interior do ligamento, levando a crer que este é sensível a dor.

A irrigação dos ligamentos cruzados é dependente da artéria genicular média assim como da bolsa de gordura anterior e sua intrínseca ligação com a membrana sinovial que o envolve. A inervação provem do plexo poplíteo, que se origina principalmente do nervo tibial posterior (Fig.7)

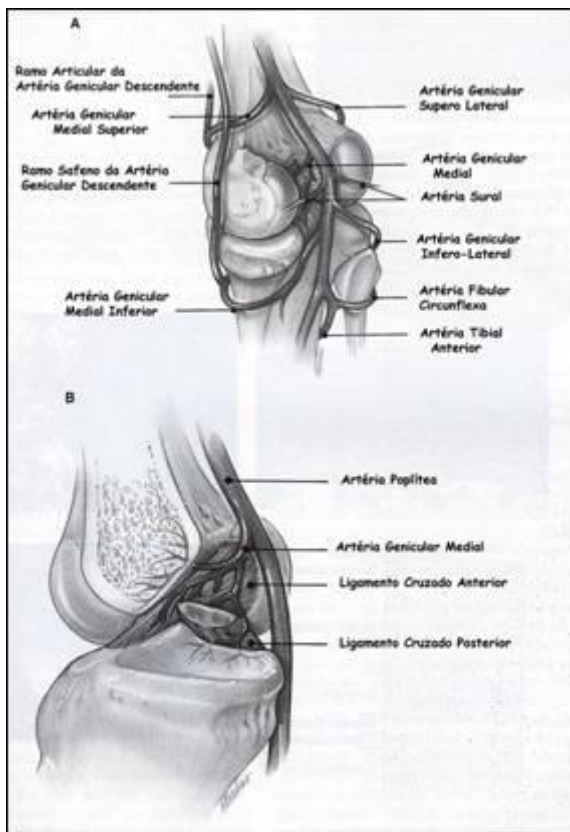


Figura 7: Irrigação vascular do joelho.
Vascular supply of the knee.

Histologia

Histologicamente ligamentos são similares a tendões: são bandas de colágeno denso com pouco material celular. Eles são preparados para suportar tensões lineares. Em contraste com os tendões, os ligamentos possuem fibras não tão paralelas e uma quantidade de elastina superior aos tendões, podendo suportar alongamentos maiores, sem causar danos à sua estrutura.

Os ligamentos se diferenciam entre si pela relação de matriz colágena e material celular e na aparência do núcleo dos fibroblastos.

Os ligamentos colaterais possuem fibroblastos que são mais similares aos tendões patelares, enquanto o LCP e o LCA possuem uma estrutura celular mais parecida com as células da cartilagem articular. Estas diferenças entre os ligamentos devem-se as suas diferentes funções.

BIOMECÂNICA DO LCA

As principais funções dos ligamentos do joelho são: estabilização, controle da cinemática e prevenção dos deslocamentos e rotações anormais que podem causar lesões da superfície articular. O seu conhecimento é fundamental para o planejamento cirúrgico e reabilitação.

O LCA é um restritor primário do joelho e sua principal função é impedir a translação anterior da tíbia em relação ao fêmur. Ele atua secundariamente na restrição da rotação tibial e em menor grau na angulação varo-valgo quando o joelho está estendido, o que não ocorre em flexão. O LCA não possui ação na restrição da translação posterior da tíbia.⁽⁶⁾

Anatomicamente, o LCA é dividido em duas bandas: a banda antero-medial que está tensa em flexão e a banda póstero-lateral que está tensa em extensão. São também descritas fibras que se mantêm tensas em todo arco de movimento do joelho. Estas fibras se torcem de acordo com a posição do joelho.

O joelho apresenta seis tipos movimentos: três translações (antero-posterior, médio - lateral, céfalo-caudal), e sobre estes três eixos ocorrem três rotações (flexo-extensão, rotação interna-externa, varo-valgo), criando um movimento complexo ao joelho (Fig.8). A mobilidade do joelho ocorre simultaneamente em mais de um eixo, por exemplo, a translação anterior e a rotação ocorrem conjuntamente no plano sagital e são, obrigatoriamente, associadas a rotações em outro eixo.⁽⁷⁾

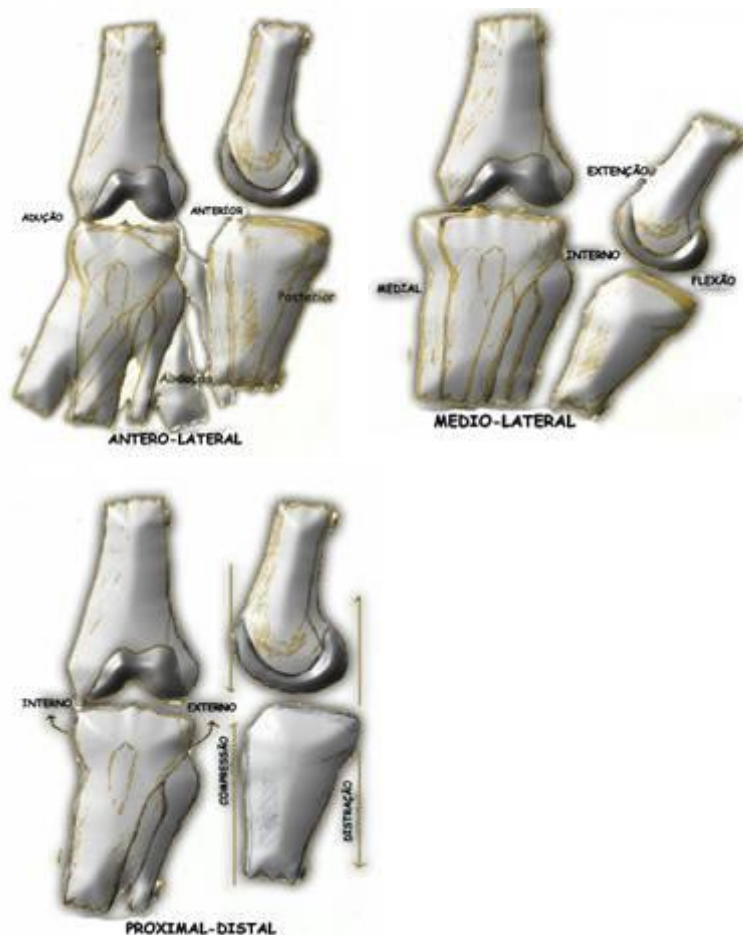


Figura 8 A,B eC: Translações e rotações articulares nos três eixos

de

coordenada.

The joint translation and rotation occur along each of

the

three coordinate axes.

Butler et al. (1980)⁽⁸⁾ constataram que o LCA recebe 75% da força anterior com o joelho em extensão completa e 85% com o joelho em flexão de 30° e 90°. A secção do LCA aumenta a frouxidão do joelho em todos os ângulos de flexão. O LCA restringe 25% do stress em varo e o LCA e o LCP juntos são responsáveis por 25% da restrição em valgo quando o joelho está em extensão.

Em 1917 Strausser⁽⁹⁾ descreveu o sistema de quatro barras do joelho formado pelos: LCA, LCP, fêmur e tíbia, que ainda hoje é utilizado para explicar os princípios da cinemática da flexo-extensão do joelho e a interação dos ligamentos cruzados com a geometria óssea. As quatro barras representam as conexões formadas pelas inserções tibiais e femorais dos ligamentos cruzados: anterior (**A - B**) e posterior (**C - D**) e por suas fibras neutras hipoteticamente isométricas, isto é, fibras que não alteram ou quase não alteram seu comprimento durante o movimento de flexo-extensão. No LCA essas fibras são mais anteriores e no LCP mais posteriores (Fig.9).

Durante a flexo-extensão, o centro instantâneo de rotação articular (ponto de cruzamento dos ligamentos) move-se posteriormente forçando uma combinação de rolamento e deslizamento entre as superfícies articulares. Este é o único mecanismo que evita que o fêmur role posteriormente para fora do planalto tibial durante a flexão do joelho. Para permitir a flexo-extensão normal, cada barra do sistema deve estar fixa dentro da sua própria relação, restringindo a área de

realização dos túneis ósseos na cirurgia de reconstrução dos ligamentos cruzados, criando assim um conceito de isometria.^(10,11)

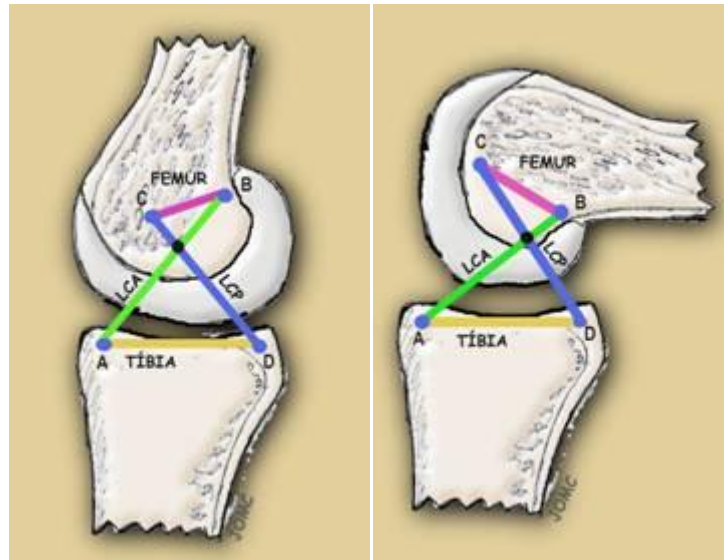


Figura 9: Modelo de 4 barras.
Four-Bar linkage model.

O conceito de isometria é reconhecido como um componente fundamental na reconstrução do LCA. A banda ântero-medial apresenta maior tensão durante a flexo-extensão do joelho, devido sua origem e inserção serem mais próximas dos pontos de isometria. Provavelmente, nenhuma fibra ou ponto específico são totalmente isométricos durante todo o arco de movimento, mas existe uma zona mais próxima da isometria que corresponde a banda ântero-medial.⁽⁷⁾

O LCA é submetido a cargas em todo arco de flexo-extensão do joelho, resistindo às forças que anteriorizam a tíbia em relação ao fêmur, e em menor grau, às forças e momentos que causam rotação tibial e abdução durante a flexão do joelho. Para isto, diferentes fibras são recrutadas conforme o joelho se move. A resistência de cada fibra no momento da lesão é diferente da resistência máxima do LCA que não deve assumir um valor fixo, pois depende das fibras solicitadas, posição dos ossos e da direção da carga aplicada.

RESISTÊNCIA DO LCA

O LCA apresenta propriedade viscoelástica que o permite dissipar a energia, ajustar seu comprimento e distribuir a carga aplicada. Alterações na viscoelasticidade podem facilitar o alongamento do enxerto.

A resistência do LCA varia conforme a idade. Uma análise da resistência do LCA em grupos de idades diferentes verificou que o grupo mais jovem (20 a 35 anos / 2160 ± 157 N) apresentou resistência 50% maior que o 2º grupo (40 a 50anos / 1503 ± 83 N) e três vezes maior que o terceiro grupo (60 a 97 anos / 658 ± 129 N). O LCA suporta carga de aproximadamente 2500N em adultos jovens e em atividades diárias recebe carga de somente 20% do seu limite de resistência máxima⁽¹²⁾. Alguns traumas podem lesar a ultra-estrutura das fibras de colágeno, enquanto o LCA permanece macroscopicamente intacto, porém as fibras de colágeno passam a suportar cargas inferiores às forças fisiológicas⁽¹³⁾.

EXERCÍCIOS FÍSICOS

As propriedades mecânicas dos ligamentos cruzados do joelho, tanto em sua substância quanto em suas inserções aumentam com a prática de exercícios físicos, gerando, um aumento de 20% no seu limite de resistência e 10% no seu limite de elasticidade.

A lesão do LCA pode resultar em uma instabilidade articular. O fortalecimento muscular pode trazer alguma compensação, mas geralmente não se consegue retornar ao nível de atividade inicial.

A imobilização articular diminui as propriedades mecânicas do LCA. O restabelecimento destas propriedades geralmente ocorre, porém é lento. Segundo Noyes⁽¹⁴⁾ em estudo realizado em macacos, após oito semanas de imobilização foram necessários 12 meses para recuperar as características mecânicas iniciais.

Bibliografia

1. Hosea T M ,Tria A J Jr., Bechler J R., Embriology of the Knee – In: Scott W N . – The Knee , Mosby ,1994 ,p. 03-13
2. Burks R T. Gross anatomy. In Daniel D M , Akeson W H , and O'Connor J J.(Eds.),Knee Ligaments: Structure, Function, Injury, and Repair. New York, Raven Press, 1990, pp. 59-76.
3. Norwood L A Jr , Cross M J. : Anterior cruciate ligament : Functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities, Am J Esports Med ,7:23,1979.
4. Schutte M J,et al: Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament.- J.Bone Joint Surg [Am] 69:243-247,1987
5. Arnoczky S P.: Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament – Clinical Orthopedics and Related Research,n.172, Jan-Feb-1983
6. Fu F H , Harner C D , Johnson D L, Miller M D, Woo S L Y. Instructional course lectures, the American academy of orthopaedic surgeons. Biomechanics of knee ligaments. Basic concepts and clinical application. JBJS,75-A: 1716-1727, November 1993.
7. Hefzy M S, Grood E S, Noyes F R. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments, II The anterior cruciate ligament. Am J Sports Med 1989;17:208-216.
8. Butler D L; Noyes F R; and Grood E S: Ligamentous Restraints to Anterior-Posterior Drawer in the Human Knee. A Biomechanical Study. J. Bone and Joint Surg., 62-A: 259-270, March 1980.
9. Strausser H. Lerhbuch der muskelund Gelenkmechanick, Vol. 3.Berlin,springer, 1917.
10. Beynnon B D, Johnson R J ,Knee ,In: DeLee J C, Drez D Jr. Orthopaedic Sports Medicine-1ª ed. Vol.2 1994 section H pag 1113-1133.
11. Daniel D M, Fritschy D ,Anterior Cruciate Ligament Injuries, In: DeLee J C, Drez D Jr. Orthopaedic Sports Medicine-1ª ed. Vol.2 1994 section H pag 1318-1319.

12. Woo S L , Hollis J M , Adans D J , Lyon R M , Takay S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament complex. Am J Sports Med 1991;19:217-225.
13. Kennedy J C, Hawkins R J, Willis R B, Danylchuk K D. Tension studies of human knee ligaments . J Bone Joint Surg 1976; 58A:350-355.
14. Noyes, F R. functional properties of knee ligaments and alterations induced by immobilization: a correlative biomechanical and histological study in primate. Clin Orthop 1977;123:210-242.

AUTORIZAÇÃO DAS FIGURAS:

- 1-Figuras 3 e 7 : Autorizada reprodução por : Scott W N .- The Knee , Mosby ,1994 .
- 2- Figura 2 – Autorizada reprodução por : Prof. Jean-Luc LERAT – Diapothèque Traumatologie –Ortopédie em CD-ROM.
- 3- Figura 1 – Foto de Dr.Paulo Paes e adaptação artística de Dr.Olavo Moretzsohn.
- 4- Outras figuras autoria de Dr.Olavo Moretzsohn.