

# LIGAMENTOPLASTIE DU LIGAMENT CROISÉ ANTÉRIEUR (LCA) : TENDON ROTULIEN OU ISCHIO-JAMBIERS ?

Alain MANDRINO<sup>1</sup>

“ **La connaissance de l'évolution du transplant dans les premiers mois postopératoires est capitale, principalement pour nous guider dans les protocoles de rééducation à mettre en place** ”

Depuis leur apparition, les techniques de reconstruction du LCA ont été très nombreuses. Les travaux expérimentaux, les séries publiées dans la littérature, et surtout l'expérience clinique au quotidien des chirurgiens du sport et des rééducateurs ont permis de dégager les techniques les plus intéressantes, ce qui aboutit à la convergence à laquelle nous assistons depuis une dizaine d'années.

Elle est bien illustrée par deux études de 1994 et de 1999, réalisées par la Société française d'arthroscopie, sur l'évolution des "habitudes chirurgicales" des chirurgiens du sport.

L'utilisation de l'arthroscopie s'est généralisée (94 % en 1999 contre 68 % en 1994). Le tendon rotulien est utilisé dans 79 % des cas et les ischio-jambiers dans 20 % des cas. Les autres transplants ne sont quasiment plus utilisés (13 % en 1994 pour 1 % en 1999).

Le positionnement des tunnels tibiaux et fémoraux ne prête plus à discussion. Les plasties extra-articulaires associées de type Lemaire sont de moins en moins utilisées.

On assiste donc depuis une dizaine d'années à une diminution de l'utilisation du tendon rotulien qui reste encore le transplant le plus utilisé avec une augmentation progressive de l'utilisation des ischio-jambiers, au détriment de toutes les autres techniques.

**MOTS CLÉS**

??  
??  
??  
??  
??

Les qualités biomécaniques de ces deux transplants, que nous verrons dans le premier chapitre, et l'amélioration des techniques de fixation, expliquent cette évolution. Ces deux transplants possèdent leurs qualités et leurs inconvénients propres.

Nous détaillerons la qualité mécanique des modes de fixation dans les tunnels, l'évolution biologique de cette fixation dans les mois suivant l'intervention, les résultats cliniques comparés de ces transplants et de leurs séquelles au niveau des zones de prélèvement.

**VALEURS BIOMÉCANIQUES  
DES TRANSPLANTS**

Depuis l'étude de Noyes en 1984 [1], ces valeurs ont largement été documentées par des études cadavériques. Elles sont exposées dans le tableau 1. Les valeurs marquées par un astérisque représentent des valeurs calculées.

Ainsi, l'étude de Noyes avait été faite avec un tendon rotulien de 14 mm de large. La valeur réelle pour la totalité du fascia lata est sans doute inférieure à la valeur extrapolée par règle de 3, car la partie périphérique du fascia est moins épaisse que sa partie centrale.

La résistance des ischio-jambiers varie de manière très importante selon que les quatre



<sup>1</sup> Clinique Belvédère, Nice (06)

	Résistance (N)		Raideur (N/mm)
<b>LCA</b>	1 725 2 160 2 200	Noyes, 1984 Woo, 1991 Rowden, 1997	182 242 306
<b>Tendon rotulien (10 mm)</b>	2 100* 2 980 2 650 2 380	Noyes, 1984 Cooper, 1994 Mac Kernan, 1995 Staubli, 1997	455 621
<b>Tendon quadricipital (10 mm)</b>	2 350	Staubli, 1997	325
<b>DI-DT 4 faisceaux</b>	4 110* 4 304 2 740 (T. inég.) 4 590 2 830 (T. inég.) 4 600	Noyes, 1984 To, 1996 Hamner, 1995  Brown, 1997	954  455 861
<b>F.L.</b> Prox. (16 mm) Dist. (18 mm) Prox. (45 mm) Dist. (25 mm)	630 770 1 800* 1 070*	Noyes, 1984	117

▲ **Tableau 1**

Résistance mécanique et raideur des différents transplants

faisceaux sont tendus de manière équivalente ou de manière inégale, ce qui est le cas de figure le plus fréquent. Cette valeur reste comparable ou supérieure à celle du tendon rotulien.

La surface de section d'une plastie 4 faisceaux DI-DT (13,6 mm<sup>2</sup> pour le DT) est proche de celle du LCA (50 mm<sup>2</sup>) et supérieure à celle du tiers moyen du tendon rotulien (36,9 mm<sup>2</sup>) [2].

On peut espérer une revascularisation plus rapide à partir de la périphérie pour 4 petits faisceaux.

Ces deux transplants possèdent les propriétés biomécaniques les plus intéressantes, tant au niveau de la résistance qu'au niveau de la raideur, avec des valeurs comparables ou supérieures à celles du LCA normal.

Le tendon quadricipital paraît lui aussi intéressant mais nécessite une incision beaucoup plus longue et n'est utilisé qu'en chirurgie de reprise.

### LES MODES DE FIXATION

Au-delà de la résistance mécanique propre de chacun des transplants, se pose le problème de la solidité des ancrages. C'est l'amélioration des systèmes d'ancrage qui a permis une plus large utilisation des plasties aux ischio-jambiers.

#### La fixation du tendon rotulien

Depuis les premiers travaux de Kurozaka en 1987 [3], l'ancrage par vis interférentielle a fait la preuve de sa résistance et de sa fiabilité. Ces valeurs, de l'ordre de 500 Newtons, sont influencées par différents facteurs :

- la densité de l'os spongieux toujours plus importante au niveau fémoral qu'au niveau tibial ;
- la divergence entre la vis et le plot osseux en évitant les divergences de plus de 20° [4] ;
- le diamètre de la vis rapporté à l'espace libre entre le bloc osseux et le tunnel, une vis de 7 mm avec un espace de 2 mm aura une tenue équivalente à une vis de 9 mm pour un espace de 3 à 4 mm [5, 6] ;
- les vis résorbables ont des valeurs mécaniques équivalentes aux vis métalliques.

#### La fixation des ischio-jambiers

Ce problème est beaucoup plus difficile à gérer, ce qui explique le très grand nombre de matériels disponibles. Ils peuvent être rangés en trois catégories :

- les systèmes d'ancrage direct intra-spongieux représentés par les vis d'interférences métalliques ou résorbables : ces systèmes permettent une fixation anatomique, c'est-à-dire proche de l'interligne articulaire, tant au niveau fémoral qu'au niveau tibial. Un système d'ancrage direct par vis à expansion a été récemment développé au niveau tibial ;
- les systèmes cortico-spongieux qui assurent un ancrage à la partie médiane des tunnels, légèrement à distance de l'articulation, les deux tendons passant en boucle au-dessus d'un axe perpendiculaire à l'axe du tunnel borgne. Ces systèmes peuvent être métalliques ou résorbables (Transfix, Bone mulch screw, Rigidifix). ils assurent une fixation intermédiaire en laissant libre une partie du

transplant entre la fixation et l'orifice du tunnel. Ces systèmes n'existent qu'au niveau fémoral ;

– *les systèmes à appui cortical* : ils ancrent le transplant à distance de l'articulation, aboutissant à une fixation non anatomique puisque le transplant peut rester mobile dans le tunnel sur toute sa longueur (Endobutton, ancrures osseuses, vis avec rondelles à la sortie du tunnel tibial).

Les vis d'interférence assurent des résistances de l'ordre de 400 à 500 Newtons (à l'exception du système de vis à expansion Intrafix avec une résistance de l'ordre de 1 400 Newtons). Les systèmes à appui cortico-spongieux donnent des valeurs entre 600 et 1 100 Newtons, les systèmes à appui corticaux entre 700 et 1 000 Newtons.

### Analyse globale de la fixation

Au-delà de ces valeurs mécaniques brutes, de nombreux autres facteurs entrent en ligne de compte.

La fixation fémorale pose beaucoup moins de problème que la fixation tibiale car les forces de traction sur le transplant s'exercent avec un angle de 40° par rapport à l'axe du tunnel, ce qui diminue d'autant la sollicitation mécanique de l'ancrage.

La sollicitation mécanique du transplant dans l'axe du tunnel au niveau tibial sur un os spongieux de moindre densité rend plus fragile cette fixation, ce qui doit faire préférer une post-fixation associée à la fixation par vis interférentielle.

Outre la résistance à la rupture propre de chaque ancrage, l'importance de la raideur globale du transplant réalisé est un facteur très important.

Scheffler [7] a bien montré que la raideur globale du système fémur-transplant-tibia est nettement supérieure si l'on utilise une fixation anatomique, c'est-à-dire par vissage interférentiel à la limite de l'articulation. La longueur de transplant libre est ainsi nettement inférieure (de l'ordre de 35 mm), ce qui, pour une sollicitation mécanique équivalente, donne une distension globale du système nettement moins importante.

Ainsi, si les systèmes à appui cortical non anatomique peuvent être utilisés, car ils fournissent la meilleure résistance mécanique à l'arrachement, il faut envisager de leur

associer un vissage interférentiel direct, de manière à être sûr de l'ancrage du transplant à l'orifice intra-articulaire des tunnels, principalement au niveau tibial.

Dans le cas contraire, peuvent se produire un effet de mobilité axiale du transplant dans le tunnel ("*Bungee effect*") et un effet de balayage à l'orifice du tunnel, entraînant une ostéolyse ("*Windshield-wiper motion*").

Enfin, au-delà de la résistance à l'arrachement, se pose le problème notamment pour les fixations anatomiques par vissage direct de la valeur à partir de laquelle apparaît un glissement de l'ancrage, entraînant une laxité résiduelle.

Ainsi, Adam a montré, sur une étude animale, que pour des valeurs mécaniques comparables par vissage interférentiel (500 Newtons pour les ischio-jambiers, 650 Newtons pour tendon rotulien), le glissement de l'ancrage apparaissait à seulement 80 Newtons pour les ischio-jambiers et à 430 Newtons pour le tendon rotulien.

Une rotation de 90° des fibres du tendon rotulien augmente la résistance mécanique du transplant. L'orientation parallèle des quatre faisceaux des ischio-jambiers est un montage mécanique supérieur à tous les autres (faisceau tressé, spiralé). Une mise en tension la plus égale possible des quatre faisceaux est en revanche très importante pour la valeur mécanique globale du transplant.

De l'ensemble de ces notions expérimentales, il ressort qu'il faut s'assurer d'une fixation du transplant la plus proche possible de l'articulation. Si l'on utilise les systèmes de fixation cortico-spongieux ou à appui cortical, il est préférable d'y associer un vissage interférentiel, de manière à être sûr que le transplant va se fixer à l'orifice intra-articulaire du tunnel.

Une fixation par vis interférentielle isolée au niveau tibial est le point le plus faible de la fixation des ischio-jambiers. Il est préférable d'y ajouter une post-fixation.

## ÉVOLUTION BIOLOGIQUE DE LA FIXATION DU TRANSPLANT DANS LES TUNNELS

La connaissance de l'évolution du transplant dans les premiers mois postopératoires est capitale, principalement pour nous guider dans les protocoles de rééducation à mettre en place.

Rodeo [8], en 1993, après implantation de tendon extenseur dans un tunnel osseux, ne montrait plus d'arrachement au niveau du tunnel après le deuxième mois postopératoire.

Granna [9], chez le lapin, a montré que la rupture d'un transplant aux ischio-jambiers se situe dans la portion intra-articulaire et non plus dans le tunnel dès la troisième semaine postopératoire.

Tomita [10], chez le chien, après fixation des sutures sur vis, montre que la consolidation osseuse est acquise à la

troisième semaine pour un transplant au tendon rotulien, et que des fibres de Sharpey apparaissent dès le troisième mois pour une plastie aux ischio-jambiers. La résistance de la plastie aux ischio-jambiers était de 45 % de celle du tendon rotulien à trois semaines, et de 85 % à six semaines postopératoires.

Weiller [11], chez le mouton, étudie une plastie au tendon d'Achille avec fixation anatomique par vis interférentielle. Dès le sixième mois, la rupture se fait par avulsion ostéo-cartilagineuse du transplant, témoignant d'une fixation mature sur le plan mécanique. Sur le plan histologique, la

maturation de la fixation commence à partir de la neuvième semaine, reproduisant une insertion ligamentaire normale. L'auteur attribue cette évolution histologique au vissage interférentiel.

Pinczewski [12], en 1997, retrouve chez deux patients réopérés pour rupture traumatique, des fibres de Sharpey dans le tunnel après reprise chirurgicale à la douzième et à la quinzième semaines postopératoires.

De nombreux auteurs, et notamment Jackson en 1991 [13], ont montré que les conditions mécaniques de fonctionnement du transplant étaient capitales pour sa maturation. Un bon positionnement permet en effet d'éviter les surcontraintes liées à un positionnement non isométrique.

L'ensemble de ces études suggère qu'il faut plus protéger une plastie aux ischio-jambiers lors du premier mois postopératoire.

### RÉSULTATS CLINIQUES

Les principales séries publiées sont regroupées dans le tableau 2. Nous n'avons retenu que les séries les plus importantes et les séries prospectives randomisées récentes.

La tendance qui semble se dégager est qu'il existe des laxités antérieures résiduelles légèrement supérieures dans le groupe des plasties aux ischio-jambiers sans que ces différences soient statistiquement significatives, peut-être du fait

Nom	Type	Eff.	Recul	Plastie	Résultats
MARDER 1991	Prosp. Rand.	80	> 2 ans	TR Dhs-Dds 4 fx DI-DT	1,6 ± 1,4 mm (ns) 1,9 ± 1,3 mm
OTERO 1993	Rétro	91 60	32 mois	TR 4 fx DI-DT	1,5 mm (ns) 1,7 mm
AGLIETTI 1994	Prosp. Rand.	30 30	28 mois	TR 4 fx DI-DT	53 % < 3 mm (ns) 40 % < 3 mm
S.F.A. 1999	Rétro Multicentr.	655 403	18 ± 5 mois	TR-TB 4 fx DI-DT	0,5 ± 2,5 mm 3,4 ± 2,7 mm
CORRY 1999	Prosp.	90 90	2 ans	TR-TB 4 fx DI-DT	1 mm (ns) 1,7 mm
O'NEILL 2001	Prosp. Rand.	225	102 mois	TR-TB TR Dhs-Dds 4 fx DI-DT	80 % < 3 mm (*) 81 % < 3 mm 75 % < 3 mm
ERIKSSON 2001	Prosp./Rand. Multicentr.	84 80	33 mois	TR-TB 4 fx DI-DT	60 % IKDC A-B 55 % (ns)
AUNE 2001	Prosp. Rand.	37 35	2 ans	TR-TB 4 fx DI-DT	2,7 ± 2,2 mm (ns) 2,7 ± 2,1 mm
ANDERSON 2001	Prosp. Rand.	102	35 mois	TR-TB 4 fx DI-DT DI-DT + pl. EA	71 % < 3 mm (*) 52 % < 3 mm 62 % < 3 mm
SHAIB 2002	Prosp. Rand.	33 37	2,5 ans	TR-TB 4 fx DI-DT	1,8 mm (ns) 2,8 mm
PINCZEWSKI 2002	Prosp. Rand.	90 90	> 5 ans	TR-TB 4 fx DI-DT	82 % < 3 mm (ns) 72 % < 3 mm
EJERHED 2003	Prosp. Rand.	32 34	2 ans	TR-TB 4 fx DI-DT	2,0 mm (ns) 2,3 mm
JANSSON 2003	Prosp. Rand.	99	> 21 mois	TR-TB 4 fx DI-DT	1,7 mm (ns) 1,2 mm
BEYNNON 2003	Prosp. Rand.	28 28	36 mois	TR-TB 4 fx DI-DT	1,1 mm (*) 4,4 mm

▲ **Tableau 2**  
Résultats cliniques (\* : différences statistiquement significatives)

d'effectifs insuffisants. Les résultats fonctionnels objectifs (IKDC) et subjectifs sont, dans la plupart des cas, semblables pour les deux techniques.

Eriksson [14], dans une étude sur 527 plasties au tendon rotulien à 38 mois de recul, publié en 1999, souligne lui aussi que si les résultats fonctionnels objectifs appréciés par différentes classifications (IKDC, Lysholm) sont corrélés aux résultats subjectifs, l'ensemble de ces résultats fonctionnels, objectif et subjectif, n'est pas corrélé à la laxité résiduelle mesurée par arthromètre ou radiographies dynamiques.

Deux méta-analyses publiées [15, 16] dégagent des éléments statistiquement intéressants car supportés par des effectifs beaucoup plus importants (4 études/424 patients pour Yunes, 34 études pour Freedman).

Yunes souligne que les plasties au tendon rotulien sont plus stables de manière statistiquement significative (73 % < 3 mm dans le groupe TR, 60 % dans le groupe IJ), et fournissent au patient 20 % de plus de chance de retourner au niveau préopératoire (75 % dans le groupe TR, 64 % dans le groupe IJ).

Freedman retrouve un pourcentage de rupture des plasties aux ischio-jambiers supérieur à celles au tendon rotulien (1,9 % contre 4,9 %), un pourcentage de laxité différentielle inférieure à 3 mm plus importante pour le tendon rotulien (70 % contre 73 %), avec un pourcentage de douleur antérieure malheureusement plus important (17,4 % contre 11,5 %), toutes ces différences étant statistiquement significatives.

## SÉQUELLES DU PRÉLÈVEMENT

Le pourcentage de douleurs rotuliennes varie de manière surprenante (de 4 à plus de 50 % selon les séries). Ces douleurs semblent diminuées de manière très significative par les nouveaux protocoles de rééducation dits "accéléérés" [17].

Les dernières séries randomisées publiées avec des protocoles de rééducation plus récents retrouvent des pourcentages de douleurs rotuliennes analogues dans les deux groupes, allant de 15 à 25 %.

La gêne à l'agenouillement est différente de la douleur antérieure d'origine rotulienne. Cette douleur à l'age-

nouillement est présente de manière significativement plus importante dans le groupe tendon rotulien (de 30 à 50 % dans le groupe TR, de 15 à 30 % dans le groupe IJ).

La plupart des études ne retrouvent pas, après un délai de six mois à un an, de différence significative sur la récupération musculaire, tant au niveau de la flexion que de l'extension mesurée par les tests isocinétiques.

## CONCLUSION

À ce jour, l'ensemble des données de la littérature semble montrer un meilleur contrôle de la laxité par les plasties au tendon rotulien au prix de douleurs résiduelles un peu supérieures. Ceci explique l'attitude de certains chirurgiens réservant les plasties au tendon rotulien aux sportifs de compétition pratiquant des sports avec pivot et contact, aux laxités préopératoires importantes et aux hyperlaxités constitutionnelles en l'absence de pathologie préexistante de l'appareil extenseur.

L'amélioration des techniques de fixation des ischio-jambiers permettra d'améliorer les résultats de cette technique sur le contrôle de la laxité antérieure. ■

### Indexation Internet :

Genou  
Ligament  
Rééducation  
Sport

Bibliographie page suivante

## Bibliographie

- NOYES F.R., BUTLER D.L., GROOD E.S., ZERNICKE R.F., HEFZY M.S. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J. Bone Joint Surg.* 1984;66-A:344-52.
- Mc KERNAN D.J., WEISS J.A., DEFFNER K.T. Tensile properties of gracilis, semi-tendinous and patellar tendons from the same donor. *Trans. Orthop. Res. Soc.* 1995; 20:39.
- KUROSAKA M., YOSHIYA S., ANDRISH J.T. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 1987;15:225-9.
- JOMHA N.M., RASO V.J., LEUNG P. Effect of varying angles on the pull-out strength of interference screw fixation. *Arthroscopy* 1993;9:580-3.
- BROWN Jr C.H., BRAND Jr J., WEILER A., CABORN D.N.M., JOHNSON D.L. Current concepts : graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.*
- BUTLER D.L., NOYES F.R., GROOD E.S. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J. Bone Joint Surg.* 1980;62-A:259-70.
- SCHUEFFLER S.U., SUDKAMP N.P., HOFFMANN R.F., WEILER A. Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendograft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2002;18(3):304-25.
- RODEO S.A., ARNOCKY S.P., TORZILLI P.A. and al. Tendon healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. *J. Bone Joint Surg.* 1993; 75-A:1795-1803.
- GRANA W.A., EGGLE D.M., MAHNKEN R. and al. An analysis of autograft fixation after anterior cruciate ligament reconstruction in a rabbit model. *Am. J. Sports Med.* 1994;22:344-51.
- TOMITA F., YASUDA K., MIKAMI S. and al. Comparisons of intra-osseous graft healing between the doubled flexor tendon graft and the bone-patellar tendon-bone graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2001;17:461-76.
- WEILER A., WINDHAGEN H.J., RASCHKE M.J. and al. Biodegradable interference screw fixation exhibits pull-out force and stiffness similar to titanium screws. *Am. J. Sports Med.* 1998;26:119-26.
- WEILER A., PEINE R., PASHMINEH-AZAR A., HOFFMANN R.F. and al. Tendon healing in a bone tunnel. Part I : Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 2002;18:113-23.
- WEILER A., HOFFMANN R.F., BAIL H.J. and al. Tendon healing in a bone tunnel. Part II : Histological analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 2002;18:124-34.
- PINCZEWSKI L.A., CLINGELEFFER A.J., OTTO D.D. and al. Integration of hamstring tendon graft with bone in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 1997;13:641-3.
- JACKSON D.W., GROOD E.S., GOLDSTEIN J.D. and al. A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. *Am. J. Sports Med.* 1993;21:176-85.
- ERIKSSON K., ANDERBERG P., HAMBERG P. and al. A comparison of quadruple semi-tendinous and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg.* 2001;83-B:348-54.
- YUNES M., RICHMOND J.C., ENGELS E.A., PINCZEWSKI L.A. Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction : a meta-analysis. *Arthroscopy* 2001;17(3):248-57.
- FREEDMAN K.B., D'AMATO M.J., NEDEFF D.D., KAZ A., BACH Jr B.R. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A meta-analysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am. J. Sports Med.* 2003;31:2-11.
- SHELBOURNE D.K., RUBINSTEIN R.A., VAN METER C.D., MCCARROLL J.R., RETTIG A.C. Correlation of remaining patellar tendon with quadriceps strength after autogenous bone-patellar tendon-bone anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 1994;22:774-824.
- SHELBOURNE D.K., NITZ P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 1990;18:292-9.

## Pour en savoir plus

- AGLIETTI P., BUZZI R., ZACCHEROTTI G., De BIASE P. Patellar tendon versus doubled semi-tendinous and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 1994;22:211-8.
- ANDERSON A.F., SNYDER R.B., LIPSCOMB A.B. Jr. Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods. *Am. J. Sports Med.* 2001;29:272-9.
- AUNE A.K., HOLM I., RISBERG M.A., KROGSTAD-JENSEN H., STEEN H. Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction : a randomized study with two years follow-up. *Am. J. Sports Med.* 2001;29:722-8.
- COOPER D.E., DENG X.H., BURSTEIN A.L., WARREN R.F. The strength of the central third patellar tendon graft. *Am. J. Sports Med.* 1993;21:818-24.
- CORRY I.S., WEBB J.M., CLINGELEFFER A.J. and al. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament : a comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft. *Am. J. Sports Med.* 1999;27:444-54.
- EJERHED L., KARTUS J., SERNERT N., KÖHLER K., KARLSSON J. Patellar tendon or semi-tendinous tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction : a prospective randomized study with two years follow-up. *Am. J. Sports Med.* 2003;31: 19-25.
- HAMNER D.L., BROWN C.H. Jr, STEINER M.E. and al. Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament : biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J. Bone Joint Surg.* 1999;81-A: 549-57.
- JANSSON K.A., LINKO E., SANDELIN J., HARILAINEN A. A prospective randomized study of patellar versus hamstring tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 2003;31:12-8.
- MARDER R.A., RASKIND J.R., CARROLL M. Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction. Patellar tendon versus semi-tendinous and gracilis tendons. *Am. J. Sports Med.* 1991;19:478-84.
- O'NEILL D.B., BAY N. Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg.* 1996;78-A:803-13.
- PINCZEWSKI L., DEEHAN D.J., SALMON L.J., RUSSELL V.J., CLINGELEFFER A. A five years comparison of patellar tendon versus four-strand hamstring tendon autograft for arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med.* 2002;30:523-36.
- SHAIEB M.D., CHANG S.K., MARUMOTO J.M., RICHARDSON A.B., KAN D.M. A prospective randomized comparison of patellar tendon versus semi-tendinous and gracilis tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 2002;30:214-20.
- TO J.T., HOWELL S.M., HULL M.L. Contributions of femoral fixation methods to the stiffness of anterior cruciate ligament replacements at implantation. *Arthroscopy* 1999;15:379-87.
- WOO S., HOLLIS L.Y., ADAMS J.M., LYON R.M., TAKAI 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.

www.ks-mag.com