

## Évaluation mécanique d'un système de fixation ligamentaire pour la reconstruction du LCA au niveau du tibia sur un modèle canin cadavérique

S. LEDUC, L'H. YAHIA, F. BOUDREAU, J.C. FERNANDES, N. DUVAL

LEDUC S., YAHIA L'H., BOUDREAU F., FERNANDES J.C., DUVAL N. – Évaluation mécanique d'un système de fixation ligamentaire pour la reconstruction du LCA au niveau du tibia sur un modèle canin cadavérique.  
*Ann Chir*, 1999, 53, n° 8, 735-741.

**RÉSUMÉ :** *But :* La qualité de la fixation du ligament artificiel à l'os est le déterminant principal pour la stabilité mécanique initiale de la reconstruction du ligament croisé antérieur (LCA). La reconstruction du LCA à l'aide du ligament artificiel LARS (Ligament Advanced Reinforcement System) est vouée à un échec précoce si l'ancrage à l'os est inadéquat. L'os métaphysaire spongieux du tibia proximal est peu propice à une fixation adéquate du ligament. L'objectif de cette étude est d'évaluer la stabilité mécanique initiale de deux techniques de fixation utilisant une vis d'interférence sur le côté tibial de la reconstruction du LCA avec la prothèse ligamentaire LARS. *Méthodes :* Six tibias gauches, provenant de chiens bâtards âgés de 1 à 3 ans et pesant de 20 à 26 kg, ont été utilisés pour la reconstruction. Nous avons utilisé la technique de reconstruction anatomique du LCA LARS, telle que décrite par J.P. Laboureau, à l'aide d'une mèche de 4,5 mm de diamètre. Deux tunnels furent percés pour chacun des tibias, l'un oblique, l'autre transverse, ce dernier à 2 cm en dessous du premier. Le ligament LARS 30-fibres fut utilisé pour la reconstruction. Une vis d'interférence canulée conique en titane (5,2 mm x 15 mm) a été choisie pour l'ancrage. Pour le groupe I (n = 6), la vis fut positionnée dans le tunnel oblique et pour le groupe II (n = 6), la vis fut positionnée dans le tunnel transverse. Les ligaments reconstruits ont été soumis, à l'aide

(Suite du résumé page suivante)

LEDUC S., YAHIA L'H., BOUDREAU F., FERNANDES J.C., DUVAL N. – Mechanical evaluation of a ligament fixation system for ACL reconstruction in the tibia on a canine cadaver model. (In French).  
*Ann Chir*, 1999, 53, n° 8, 735-741.

**SUMMARY :** *Object :* Excellent fixation of an artificial ligament in bone is mandatory for initial stability. ACL reconstruction with the LARS artificial ligament may fail if anchorage to bone is inadequate. The weak metaphyseal bone of the proximal tibia is prone to inadequate fixation. This study evaluates the initial mechanical stability of two techniques with an interference screw on the tibial side of an ACL reconstruction with the LARS ligament. *Methods :* Six left tibias were obtained from 1 to 3 year old mongrel dog weighing 20 to 26 kg. ACL straight line reconstruction according to the technique described by J.P. Laboureau was performed with a 4.5 mm drill. Two tunnels were created in the tibia, one oblique and one transverse, the latter 2 cm below the former. Reconstruction was done with a 30-fiber LARS ligament and a 5.2 mm x 15 mm conical titanium cannulated interference-screw. Group I had an interference screw in the oblique tunnel and group II had an interference screw in the transverse tunnel. Pull-out tests were performed parallel to the oblique tunnel on an Instron 8521 machine at a speed of 5 mm per minute until failure. The oblique tunnel was tested first then the transverse tunnel. *Results :* Group I (n = 6): sliding value = 238 ± 115 N. Group II (n = 6): sliding value = 998 ± 148 N. This is statistically significant (p < 0.001, student t - test). *Conclusion :* One interference screw

(Summary continued on next page)

Service d'Orthopédie, CHUM, Campus Notre-Dame, 1560, rue Sherbrooke Est, porte G-4132, MONTRÉAL, Québec, H2L 4M1 (Canada).

Correspondance : Dr N. Duval (adresse ci-dessus).

Manuscrit reçu à la Rédaction le 12 juillet 1999.

Journée Scientifique du Département de Chirurgie, Montréal, 1998.  
En association avec l'École Polytechnique de Montréal.

(Suite du résumé)

d'une machine d'essai Instron 8521, à un chargement de 5 mm/min jusqu'à ce qu'un glissement se produise (test de traction). Le tunnel oblique a été testé en premier suivi du tunnel transverse. **Résultats:** Groupe I (n = 6): valeur de glissement =  $238 \pm 115$  N, Groupe II (n = 6): valeur de glissement =  $998 \pm 148$  N. La différence est statistiquement significative ( $p < 0,001$ , student *t*-test). **Conclusion:** Une vis d'interférence insérée dans le tunnel tibial transverse pour la reconstruction du LCA avec le ligament LARS est quatre fois plus résistante au glissement qu'une vis d'interférence insérée dans le tunnel tibial oblique.

MOTS-CLÉS: Orthopédie.

(Summary continued)

in a transverse tibial tunnel for ACL reconstruction with the LARS ligament is 4 times more resistant on loading and impact than an oblique screw.

KEY-WORDS: Artificial ligament. - Anterior cruciate ligament. - Bone anchorage. - Mechanic.

## INTRODUCTION

La rupture des ligaments croisés du genou est une pathologie fréquente. En 1998, on estime à 160 000 le nombre de reconstructions ligamentaires du genou réalisées aux États-Unis et on prévoit que ce nombre atteindra 175 000 en l'an 2000 [1]. Le ligament le plus souvent opéré est le ligament croisé antérieur (LCA).

Il existe trois principaux types de reconstruction du LCA, soit la reconstruction du ligament avec un tendon autogène, allogreffe et artificiel. Ces techniques peuvent également être combinées. Actuellement, le traitement privilégié pour une chirurgie du LCA est la reconstruction autogène, avec le tendon rotulien, qui donne des résultats satisfaisants (50 à 80%) à 10 ans [2].

La reconstruction par ligament artificiel, dans les années 80, a été suivie d'un nombre important d'échecs de cette technique [2, 3], ce qui a dissuadé les chirurgiens de son utilisation. Les trois causes d'échec des ligaments artificiels sont: 1) matériel de mauvaise qualité; 2) structure ligamentaire non-efficace, et 3) mauvaise technique chirurgicale [4]. La reconstruction ligamentaire avec le ligament artificiel LARS est actuellement à l'étude comme alternative à l'utilisation d'un tendon autogène ou allogène.

Le ligament LARS est fait de fibres de polyester tersuisses et sa configuration avec des fibres intra-articulaires longitudinales et des fibres intra-osseuses tricotées lui confère un aspect particulier évitant la friction entre les fibres intra-articulaires (fig. 1).

La réadaptation postopératoire suite à la chirurgie avec le ligament LARS est nettement plus rapide que lors d'une chirurgie avec le tendon rotulien [5]. D'autres avantages sont aussi reliés à un implant artificiel, tels que l'apport illimité, l'élimination des risques reliés au prélèvement d'une autogreffe et la stabilisation immédiate éliminant la nécessité de protéger le genou par une orthèse postopératoire. Les désavantages sont reliés aux risques de réaction à corps étranger, synovite et récurrence de l'instabilité par bris de l'implant.

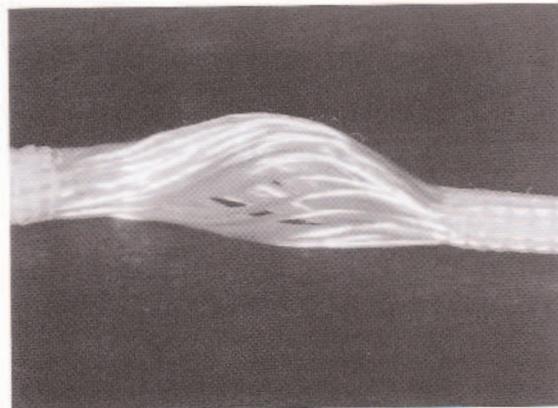


Fig. 1. - Ligament LARS : Configuration avec des fibres intra-articulaires longitudinales (partie centrale) et des fibres intra-osseuses tricotées (parties externes).

Fig. 1. - LARS ligament: Configuration with longitudinal intra articular fibers (central part) and knitted intraosseus fibers (external parts).

Les ligaments artificiels LARS et Trevira rapportent des résultats encourageants pour les reconstructions des ligaments du genou [6, 7, 8]. La difficulté de bien fixer la prothèse à l'os au moment de la reconstruction et dans les suites postopératoires immédiates demeure la principale cause de l'échec précoce de ces ligaments. À l'aide d'une méthode diagnostique utilisant l'imagerie par résonance magnétique avec gadolinium élaborée par notre équipe [9], nous avons démontré que certains échecs sont effectivement causés par la défaillance du système de fixation.

Un meilleur système de fixation des prothèses ligamentaires à l'os pourrait améliorer les résultats cliniques à court terme. Notre étude vise à comparer deux systèmes de fixation des prothèses ligamentaires à l'os.

## MATÉRIEL ET MÉTHODES

Six membres inférieurs gauches cadavériques frais de chiens bâtards âgés de 1 à 3 ans et pesant de 20 à 26 kg furent prélevés. Les prélèvements et l'expérimentation ont été approuvés par le comité scientifique, le comité d'éthique et le comité de protection des animaux. Les membres inférieurs furent enveloppés dans une serviette imbibée de salin physiologique et ensuite congelés à  $-20^{\circ}\text{C}$  Celsius. Vingt-quatre heures avant l'expérimentation, les spécimens furent décongelés à l'air ambiant (température :  $23^{\circ}\text{C}$  Celsius). Une première dissection pour séparer la jambe de la cuisse fut effectuée immédiatement après la décongélation puis les tissus mous ont été enlevés. Après avoir positionné le tibia avec une pince, nous avons procédé à la reconstruction du LCA avec le ligament LARS pour la partie tibiale d'après la technique décrite par J.P. Laboureau [10]. Une première broche guide de 2 mm de diamètre fut introduite dans le tibia pour percer le tunnel tibial en débutant à l'insertion tibiale du LCA pour se rendre sur la face antéro-médiale du tibia légèrement distal à la tubérosité antérieure. Nous avons repassé une mèche canulée de 4,5 mm de diamètre (Synthes (Canada) LTD, 111 Brunel Road, Suite 110, Mississauga, Ontario, L4Z 1X3) sur la mèche guide de l'extérieur vers l'intérieur pour agrandir le tunnel osseux oblique. A 2 cm en distal de la sortie du tunnel osseux oblique en parallèle à la diaphyse, le tunnel transverse fut perforé avec le même système en perforant de médial en latéral. La diaphyse du tibia fut coupée afin d'en conserver les 12 cm proximaux. Afin d'encastrer solidement le tibia, deux broches de Kirschner ont été insérées en distal perpendiculairement à la diaphyse. Avant l'encastrement, afin de s'assurer que les ligaments sont soumis à une traction dans le même axe que le tunnel oblique, nous avons inséré préalablement la mèche canulée dans le tunnel oblique. Le tibia fut suspendu verticalement dans un moule puis encastré avec de l'alliage à bas point de fusion de Wood (température de fusion =  $70^{\circ}\text{C}$  Celsius). La fin de la reconstruction fut effectuée selon les deux configurations proposées, soit la mise en place du ligament LARS 30 fibres (LARS, France) dans chacun des deux tunnels osseux et la mise en place des deux systèmes de fixation : Groupe I : vis d'interférence canulée conique en titane 5,2 mm x 15 mm (LARS, France) dans le tunnel oblique (fig. 2); Groupe II : vis d'interférence canulée conique en titane 5,2 mm x 15 mm dans le tunnel transverse (fig. 3).

Pour chaque spécimen, le test de traction fut d'abord effectué sur la fixation du tunnel oblique et ensuite sur la fixation du tunnel transverse. Pour les tests de traction, le tibia fut positionné sur la machine Instron 8521. Le test de traction s'est fait à une vitesse de 5 mm/minute jusqu'à l'échec du système de fixation, soit le glissement du ligament. La valeur de l'échec fut pour ce fait nommé la valeur de glissement.

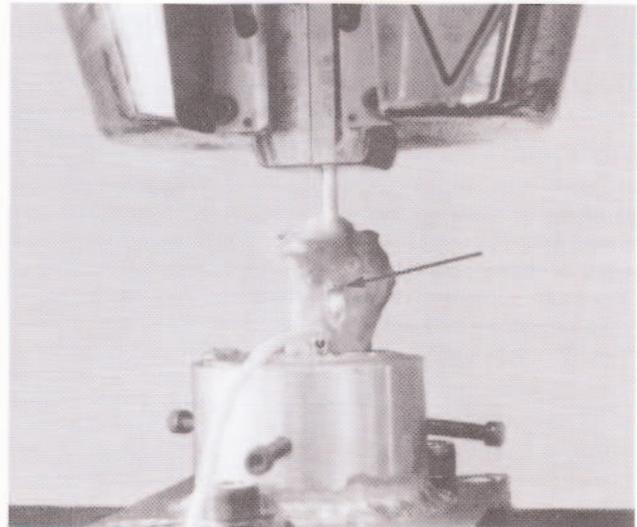


Fig. 2. – Application d'une force de chargement par l'appareil Instron 8521 sur la fixation du tunnel oblique (flèche).

Fig. 2. – Application of a loading force using Instron 8521 apparatus on the oblique tunnel fixation (arrow).

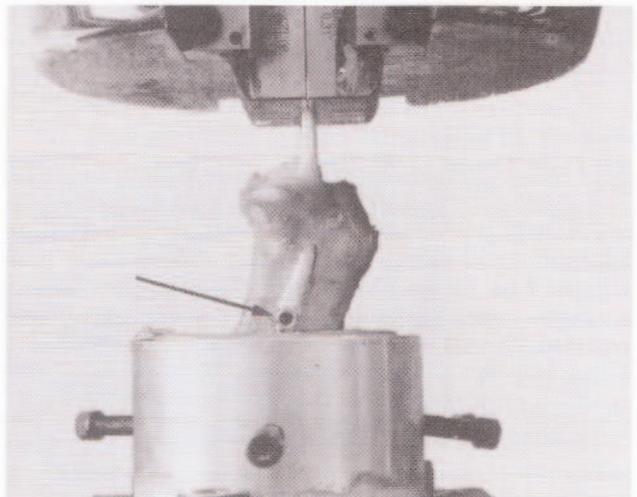


Fig. 3. – Application d'une force de chargement par l'appareil Instron 8521 sur la fixation du tunnel transverse (flèche).

Fig. 3. – Application of a loading force using Instron 8521 apparatus on the transverse tunnel fixation (arrow).

## RÉSULTATS

La figure 4 présente une courbe typique des résultats obtenus lors des tests. La valeur maximale avant le glissement se nomme la valeur de glissement. La figure 5 illustre les valeurs de glissement obtenues

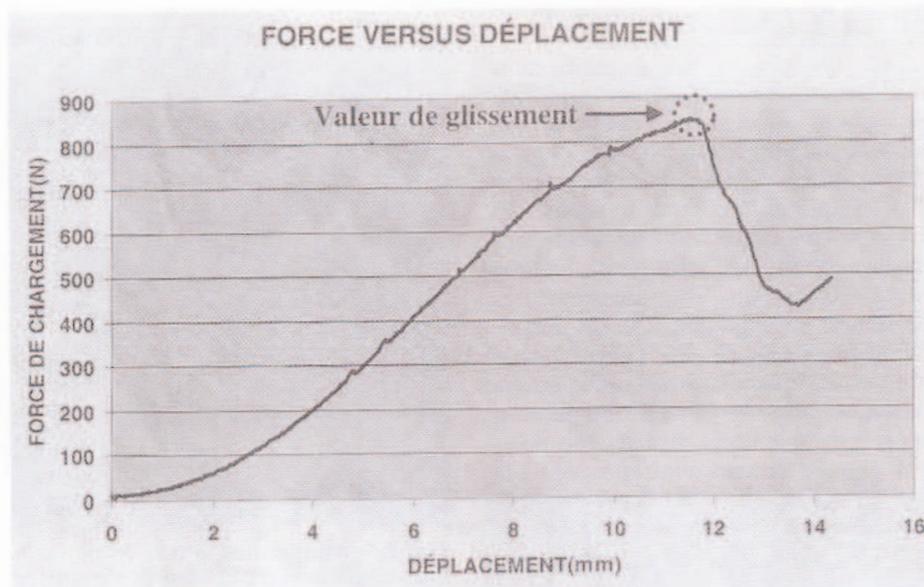


Fig. 4. – Résultats d'un test de traction représentés sur une courbe. La valeur maximale de la force de chargement avant la défaillance du système de fixation se nomme valeur de glissement.

Fig. 4. – Results of a pull out test represented on a curve. The maximum value before failure of the fixation device is called sliding value.

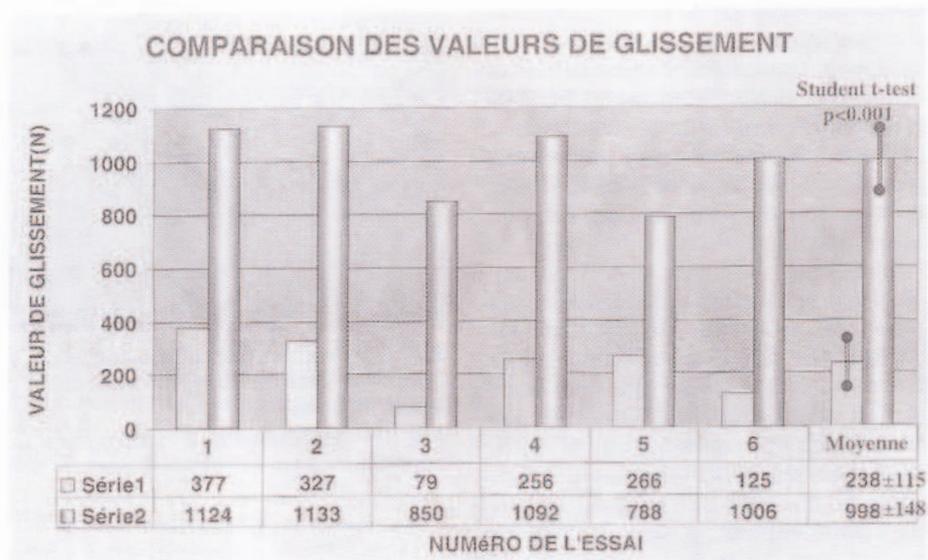


Fig. 5. – Représentation graphique des valeurs de glissement obtenues pour la fixation dans le tunnel oblique (groupe I) et pour la fixation dans le tunnel transverse (groupe II). La différence entre la moyenne de chaque groupe (à droite) est statistiquement très significative.

Fig. 5. – Graphic representation of the sliding values obtained for the oblique tunnel fixation (group I) and for the transverse tunnel fixation (group II). The difference between the average of each group (right) is statistically very significant.

pour chaque groupe. Les spécimens du groupe I ont résisté au glissement jusqu'à une valeur maximale de  $238 \pm 115$  N (valeur minimale: 79 N; valeur maximale: 377 N) et les spécimens du groupe II ont résisté au glissement jusqu'à une valeur maximale de  $998 \pm 148$  N (valeur minimale: 788 N; valeur maximale: 1133 N). Le système de fixation dans le tunnel transverse (groupe II) est 4,2 fois plus résistant au chargement que le système de fixation dans le tunnel oblique (groupe I) ( $p < 0,001$ , student *t* - test). Macroscopiquement, lors des tests de traction pour évaluer la fixation du tunnel transverse, nous avons noté que 2 à 3 des 30 fibres du ligament se rupturent au niveau de la fixation, soit à l'endroit où la vis comprime à angle droit le ligament contre l'os. Cette rupture a lieu dans les valeurs de 500-600 N, soit des valeurs supérieures à la valeur maximale obtenue par la fixation dans le tunnel oblique.

## DISCUSSION

La technique de reconstruction du LCA avec le ligament LARS mise au point par le Dr J.P. Laboureau inclut la fixation du ligament avec une vis d'interférence tibiale avec ou sans agrafe complémentaire. Ce choix se base sur son expérience personnelle sans publication scientifique à l'appui. La cause d'échec à court terme de cette chirurgie est une récurrence d'instabilité par insuffisance de la fixation du ligament. Cette observation a stimulé la tenue de la présente étude sur le système de fixation du ligament artificiel LCA LARS.

La reconstruction du LCA met en jeu de multiples facteurs nécessaires à l'obtention du succès clinique. L'un de ces facteurs est la qualité de la fixation du substitut à l'os. Pour ce qui est de la reconstruction avec du tissu biologique, une ostéo-intégration se fera et par conséquent, l'utilité du système de fixation ne sera que temporaire, soit le temps nécessaire à une ostéo-intégration complète. La physiologie normale de la jonction os-ligament naturel consiste en quatre couches successives: ligament - fibrocartilage - fibrocartilage calcifié - os. Cette physiologie permet un excellent mécanisme physiologique naturel de fixation pour le ligament [11].

Deux études ont démontré que le ligament artificiel, même s'il est biocompatible, ne devient pas intégré à l'os [11, 12]. À la place d'une ostéo-intégration, le ligament artificiel se retrouve entouré d'un tissu fibreux. Comme le ligament artificiel n'a pas un mécanisme physiologique naturel de fixation, il nécessite un système de fixation à long terme.

Contrairement à la reconstruction avec le tendon patellaire, la reconstruction avec le ligament artificiel

nous permet d'avoir un implant suffisamment long pour permettre une configuration de la fixation du ligament dans un deuxième tunnel distal au premier et transverse au tibia.

Le genou bovin est un modèle utilisé fréquemment pour l'étude des reconstructions ligamentaires auto-gènes [13, 14, 15]. Cependant, nous avons opté pour le modèle canin, car Fernandes *et al.* [16, 17] ont démontré que le genou de chien était un bon modèle pour l'arthrose post-rupture du LCA. La rupture du LCA chez ce modèle provoque une instabilité mécanique qui conduit à l'arthrose en 8 semaines [16, 17, 18]. Après la présente étude *in vitro*, nous prévoyons procéder à une étude complémentaire *in vivo* de la fixation ligamentaire avec ce même modèle. La petite dimension des genoux canins nous empêche d'utiliser les mêmes dimensions de reconstruction ligamentaire du LCA que chez l'humain. Nous avons utilisé le ligament LARS 30, une vis d'interférence conique de 5,2 mm de diamètre et une mèche de 4,5 mm de diamètre pour cette raison. Un ratio surface de la vis/surface du tunnel osseux comparable à celui de l'humain a été maintenu. Il faut être prudent dans l'extrapolation des données à l'humain car la vis conique utilisée dans notre étude n'a peut-être pas les mêmes caractéristiques mécaniques que la vis cylindrique que l'on utilise chez l'humain. Dans les deux cas, il s'agit d'une vis non tranchante afin d'éviter d'endommager le ligament artificiel fait en polyester.

Nous avons voulu évaluer le système de fixation dans la situation la moins favorable possible, soit celle où la fixation subit la plus grande mise en charge avec le moins de force exercée ailleurs. Steiner *et al.* stipulent que le mécanisme de contrainte physiologique n'est pas une contrainte parallèle à l'os [19]. Ils croient que le système de fixation subit une contrainte physiologique postopératoire dans le sens d'une translation tibiale antérieure, c'est pourquoi ils ont utilisé une technique différente de la nôtre. Cette technique permet de mieux refléter la réalité mais ne permet pas de transmettre la force entière à la fixation, ceci s'expliquant par les forces de friction additionnelles.

Nous avons choisi de tester nos systèmes de fixation en mode continu et non en mode cyclique. Notre méthodologie visait à évaluer la qualité de la fixation lors de la mise en charge initiale, reproduisant ainsi la situation clinique postopératoire immédiate. La stimulation selon un mode cyclique représente la situation clinique au-delà des premiers jours postopératoires. Un modèle représentant un mode cyclique de mise en charge comparable à la sollicitation des ligaments en clinique à long terme nous apparaît impossible à reproduire *in vitro*. Le remodelage et la fibrose qui se créent *in vivo* autour du ligament réduisent avec le temps la mise en charge exercée sur le système de fixation. La meilleure simulation de la fixation à long terme fait appel à un protocole canin *in vivo*.

Plusieurs auteurs considèrent la vis d'interférence comme la meilleure façon de fixer les ligaments lors de la reconstruction, que ce soit pour les ligaments autogènes, allogreffés ou les ligaments artificiels [20, 21, 22]. Notre étude a permis de démontrer la variation de la qualité de la fixation selon la configuration utilisée avec une vis d'interférence. Nos valeurs nous permettent de conclure à la supériorité de la configuration de la fixation dans le tunnel transverse lors d'une mise en charge statique continue. D'un point de vue anatomique, le cortex au niveau du tunnel transverse, étant plus distal, est plus épais que le cortex du tunnel oblique. L'efficacité du système de fixation est influencée par l'épaisseur de l'os cortical [21]. Par conséquent, il est préférable de fixer le ligament plus loin de l'interligne articulaire, où l'os cortical est le plus épais.

Bien que nous ayons obtenu des résultats statistiquement très significatif ( $p < 0,001$ , student  $t$  - test), nous insistons sur le fait que seules les valeurs relatives sont intéressantes pour l'extrapolation chez l'humain. Il n'est pas possible d'extrapoler à l'humain les valeurs absolues qui ont été obtenues.

Selon la littérature, la grande variabilité dans nos résultats pourrait s'expliquer par de nombreux facteurs : densité osseuse [20, 23, 24], force de torsion lors de l'insertion [23, 25], qualité de l'os [23, 26] et le préconditionnement [20, 21].

Nous avons minimisé l'erreur sur les facteurs de la qualité de l'os et de la densité osseuse car nos spécimens étaient frais et provenaient de chiens de même âge et de même poids. Les os post-mortem ont été conservés à  $-20^{\circ}\text{C}$  Celsius ce qui permet de maintenir leurs propriétés mécaniques selon Sedlin et Hirsch (1966). Nous avons évalué les deux systèmes de fixation sur chacun des spécimens pour obtenir des résultats comparables pour chaque tibia.

L'importance du préconditionnement lors des tests de traction est abordée dans la littérature [20, 21]. Le préconditionnement va influencer la rigidité. Dans notre expérience, il n'y a pas eu de préconditionnement car il ne s'agissait pas de mesurer la rigidité du système mais bien la valeur de glissement. Nous avons gardé la même vitesse de traction pour tout les tests pour ne pas influencer les résultats de la valeur de glissement.

Une des limites de notre étude est l'impossibilité de s'assurer que chaque vis soit parallèle dans son tunnel mais il a été démontré qu'il n'y a pas de différence dans la qualité de la fixation entre des vis positionnées à 0 degré et des vis positionnées à 10 degrés [27].

Une autre limite de notre étude est l'extrapolation à la hausse des valeurs relatives chez l'humain. En raison de la petite dimension des tibias canins utilisés, la fixation du tunnel transverse est bicorticale comparée à la fixation chez l'humain où elle est monocorticale. Compte tenu que l'os cortical permet un meilleur ancrage que l'os spongieux, une fixation bicorticale est plus résistante au glissement qu'une fixation monocorticale. Nos résultats relatifs sont ainsi légèrement surestimés lorsqu'on extrapole chez l'humain.

De façon théorique, il serait intéressant de vérifier si le positionnement du second tunnel à 45 degrés au lieu de 90 degrés, permettrait d'avoir une bonne fixation sans pour autant que quelques fibres du ligament se rupturent par coincement à angle droit.

D'un point de vue clinique, la fixation dans un tunnel transverse est avantageuse dans l'éventualité d'une réopération. En cas d'échec, il est possible de se présenter devant une ostéoformation par-dessus la vis d'interférence du tunnel oblique. Pour réutiliser le tunnel oblique, il faut éliminer l'os pour ensuite enlever la vis, ce qui peut compliquer davantage une chirurgie déjà complexe.

## CONCLUSION

Actuellement, une vis d'interférence au niveau d'un tunnel oblique tibial est préconisée pour la reconstruction du LCA. La nouvelle configuration de fixation que nous proposons, soit une vis d'interférence dans un tunnel transverse au niveau du tibia, s'est révélée plus résistante au chargement lors des tests statiques. Pour améliorer la qualité initiale de la résistance au chargement de la reconstruction ligamentaire du LCA avec le ligament LARS, la reconstruction au niveau du tibia nécessite deux tunnels, l'un oblique et l'autre transverse, ce dernier étant distal au tunnel oblique. La fixation du ligament à l'os tibial doit se faire au niveau du tunnel transverse.

## RÉFÉRENCES

1. GOTTLÖB. – Communication personnelle, AAOS 1998.
2. CHAPUT C., DUVAL N. – The history of ligament substitutes. In : Yahia éd. – *Ligaments and Ligamentoplasties*. 1<sup>er</sup> éd., Heidelberg, Allemagne : Springer Verlag, 1997 : 143-165.
3. SCHROVEN *et al.* – Experience with the Leeds-Keio artificial ligament for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1994 ; 2 : 214-218.
4. DUVAL N., CHAPUT C. – A classification of prosthetic ligament failures. In : Yahia éd. – *Ligaments and Ligamentoplasties*. 1<sup>er</sup> éd., Heidelberg, Allemagne : Springer Verlag, 1997 : 167-191.
5. DUVAL N. – Communication personnelle, PCL Study Group 1998.
6. LABOUREAU J.P. – Communication personnelle, Symposium International des Biomatériaux Avancés (SIBA), 1997.
7. DUVAL N. – Communication personnelle, Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et Traumatologie, 1999.
8. KRUIDWIG W. – Communication personnelle, SIBA 1997.
9. LEDUC S., DUVAL N., BERTHIAUME M.J. – Communication personnelle, PCL Study Group, 1997.

10. Brochure « Technique de plastie du ligament croisé antérieur en trajet direct de Dr Jacques-Philippe Laboureau » distribuée par LARS, 5, rue de la Fontaine, 21560 Arc-sur-Tille (France).
11. PANNI C. - The bone-ligament junction : a comparison between biological and artificial ACL reconstruction. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy* 1993 ; 1 : 9-12.
12. BOSS J.H., SHAJRAWI L., MENDES D.G. - Intraosseous anchorage of the carbon fiber composite ligament by bone ingrowth. *J Appl Biomaterials* 1991 ; 2 : 241-242.
13. KOUSA, P., JÄRVINEN T.L., POHJONEN T., KANNUS P., KOTIKOSKI M., JÄRVINEN M. - Fixation strength of a biodegradable screw in anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg* 1995 ; 77-B : 901-905.
14. BROWN G.A., PENA F., GRONTVEDT T., LABADIE D., ENGEBRETTSEN L. - Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human, and elderly human cadaver knees : influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, and interference. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996 ; 3 : 238-244.
15. BRYAN J.M., BACH B.R. Jr, BUSH-JOSEPH C.A., FISHER L.M., HSU K.Y. - Comparison of «inside-out» and «outside-in» interference screw fixation for anterior cruciate ligament surgery in a bovine knee. *Arthroscopy* 1996 ; 12 : 76-81.
16. FERNANDES J.C., MARTEL-PELLETIER J., OTTERNESS I.G. *et al.* - Effects of tenidap on canine experimental osteoarthritis : I. Morphologic and metalloprotease analysis. *Arthritis Rheum* 1995 ; 38 : 1290-1303.
17. FERNANDES J.C., JOVANOVIĆ D., DEHNADE F., MARTEL-PELLETIER J., PELLETIER J.P. - La section du ligament croisé antérieur du genou par arthroscopie induit l'arthrose chez le chien. Validation du modèle Pond-Nuki. *Ann Chir* 1998 ; 52 : 768-775.
18. MARSHALL K.W., CHAN A.D. - Bilateral canine model of osteoarthritis. *J Rheumatol* 1996 ; 23 : 344-350.
19. STEINER M.F., MIZRAHI J., HECKER A.T., CHAYET B., MYER F.R., BROWN C., HAYES W.C. - Strength of graft fixation in ACL reconstruction. Abstracts of the 37<sup>th</sup> Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, 1991 : 599.
20. GOOD L., TARLOW S.D., ODENSTEN M., GILLQUIST J. - Load tolerance, security, and failure modes of fixation devices for synthetic knee ligaments. *Clin Orthop Rel Res* 1990 ; 253 : 190-196.
21. ROBERTSON D.B., DANIEL D.M., BIDEN E. - Soft tissue fixation to bone. *American Orthopaedic Society for Sports Medicine* 1986 ; 11 : 398-403.
22. AMIS A.A. - The strength of artificial ligament anchorages : A comparative experimental study. *J Bone Joint Surg* 1988 ; 70-B : 397-403.
23. REZNIK R. - Optimizing interference fixation for cruciate ligament reconstruction. Abstracts of the 36<sup>th</sup> Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, 1990 : 519.
24. STAPLETON T.R., ROYSTER R.M. - Biomechanical analysis of soft tissue anchors. Abstracts of the 38<sup>th</sup> Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, 1992 : 673.
25. FRANCE E.P., HEALEY J.E., ROSINBERG T.J.D. - The effect of interference screw design on anterior cruciate ligament autograft fixation strength. Abstracts of the 17<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society for Biomaterial, 1991 : 30.
26. IVEY M., LI F. - Tensile strength of soft tissue fixations about the knee. *Am J Knee Surgery* 1991 ; 4 : 18-23.
27. JOMHA M.N., RASO V.J., LEUNG P. - Angles on the pullout strength of interference screw fixation. *Arthroscopy* 1993 ; 9 : 580-583.

