




ELSEVIER
MASSON

Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
 EM|consulte
www.em-consulte.com

JOURNAL DE
TRAUMATOLOGIE
DU SPORT

Journal de Traumatologie du Sport 28 (2011) 153–158

Mémoire

Fixation des reconstructions du ligament croisé antérieur aux ischiojambiers par un « crosspin » unique (étude biomécanique)

Fixation of ACL reconstruction with hamstrings by a single “crosspin” (biomechanical study)

M.A. Benhima^{a,*}, F. Ait Essi^a, I. Abkari^a, Y. Najeb^a, M. Latifi^a, J.-F. Potel^b,
F. Molinier^b, M. Boussaton^b

^a Service de traumatologie orthopédie (B), CHU Mohamed VI, université Cadi Ayyad, Marrakech, Maroc

^b Centre de chirurgie orthopédique et sportive, médipole Garonne, 31100 Toulouse, France

Résumé

Introduction. – La rééducation postopératoire et la reprise des activités après reconstruction du ligament croisé antérieur (LCA) nécessitent une fixation primaire aux caractéristiques mécaniques adéquates. L'objet de l'étude est de déterminer les propriétés de la fixation, par un « crosspin » RigidFix[®] unique par tunnel lors d'une ligamentoplastie en double faisceaux.

Hypothèse. – Ce montage serait-il compatible avec une rééducation postopératoire et une reprise précoce de l'activité ?

Matériel et méthodes. – Vingt-quatre pièces anatomiques humaines (12 fémurs et 12 tibias) ont été préparés, dans lesquels ont été fixés avec un « crosspin » unique des transplants tendineux de même diamètre (5, 6, 7 et 8 mm). Deux types de test ont été effectués : test cyclique (500 cycles entre 50 et 150 N) et test à la rupture (charge croissante à 5 mm/min).

Résultats. – L'allongement moyen après 500 cycles était de $1,89 \pm 0,84$ mm. La résistance maximale élastique moyenne était de 262 ± 60 N avec un allongement de $4,61 \pm 1,68$ mm. La rigidité du montage était de 61 ± 16 N/mm et la résistance maximale à la rupture de 295 ± 79 N. Les résistances (maximale élastique et maximale à la rupture) étaient plus importantes au fémur (283 et 320 N) qu'au tibia (239 et 261 N).

Discussion. – La contrainte supportée par la fixation fémorale est moins importante qu'au tibia compte tenu de l'angle d'application lorsque le genou est en extension. La résistance maximale élastique obtenue remplit donc parfaitement le cahier des charges. Au tibia, la résistance mécanique constatée est limitée pour autoriser une rééducation intensive.

Conclusion. – L'utilisation d'un « crosspin » unique par tunnel lors d'une reconstruction anatomique du LCA est possible au fémur avec des diamètres de transplant supérieurs ou égaux à 6 mm, mais non souhaitable au tibia.

© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Reconstruction du ligament croisé antérieur ; Double faisceau ; Tendons ischiojambiers ; Fixation ; Résistance ; Tests cycliques

Abstract

Introduction. – Postoperative reeducation and the retaking of precocious activities after the reconstruction of the anterior cruciate ligament (ACL) require a primary fixation to the adequate mechanic characteristics. The aim of the study is to determine the fixation properties with a unique RigidFix[®] crosspin of the tendinous transplants in tiny diameter tunnels simulating a double bundle reconstruction.

Material and methods. – On six adult fresh frozen cadavers (12 femurs and 12 tibias dissected), 48 bone tunnels were prepared in which were fixed with a single “crosspin” RigidFix[®] a tendon with adequate diameter to tunnels (5, 6, 7 and 8 mm). Two types of tests were performed: cyclic test (sinusoidal load between 50 N and 150 N for 500 cycles) and ultimate load test (increasing load with a controlled speed 5 mm/min).

Results. – The mean lengthening after 500 cycles was $1,89 \pm 0,84$ mm. The yield load was 262 ± 60 N with a lengthening of $4,61 \pm 1,68$ mm. The stiffness of the whole mounting was 61 ± 16 N/mm and the max load is 295 ± 79 N. The resistances (yield load and max load) were more important in the femur than in the tibia.

Discussion. – The stress supported by the femoral fixation is less important than the tibia, in view of the application angle when the knee is extended. The yield load result fulfilled the specifications in the femur. At the tibia, the ultimate strength is not enough to allow intensive rehabilitation.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : m.a.benhima@gmail.com (M.A. Benhima).

Conclusion. – The use of a single “crosspin” in an anatomic reconstruction of anterior cruciate ligament is possible at the femur with diameters of the transplant greater than or equal to 6 mm, but not desirable in the tibia.

© 2011 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Reconstruction of anterior cruciate ligament; Hamstrings; Double bundle; Fixation; Ultimate load; Cycling

1. Introduction

La connaissance des propriétés du moyen de fixation est un préalable indispensable à toute reconstruction du ligament croisé antérieur (LCA), afin de permettre une bonne tenue du transplant durant l'intervalle critique situé en postopératoire immédiat, avant l'intégration de la greffe, où la qualité du résultat de la ligamentoplastie passe par une rééducation importante et la satisfaction du patient par une reprise rapide des activités sportives [1,2].

Notre travail est une évaluation des propriétés de la fixation obtenue par l'utilisation d'une broche résorbable (Rigidfix®) unique par tunnel tibial et fémoral (de 5 à 8 mm de diamètre) dans la perspective d'utiliser ce moyen dans la reconstruction du LCA en double faisceaux.

2. Matériel et méthode

Sur 24 extrémités osseuses (12 extrémités distales de fémur et 12 extrémités proximales de tibia) prélevées sur six sujets anatomiques humains (trois femmes et trois hommes) d'un âge moyen de 87,5 ans, nous avons réalisé deux tunnels par extrémité (un tunnel par tubérosité au niveau du tibia et un tunnel borgne par condyle au niveau du fémur). Au niveau de ces tunnels nous avons procédé à la mise en place d'un transplant tendineux de même diamètre fixé par une seule broche « crosspin » RigidFix® (crosspins biorésorbable en L-lactide/D-lactide polymère (PLLA) longueur : 4,2 mm ; diamètre : 3,3 mm stérilisés aux rayons gamma) à l'aide de l'ancillaire de pose habituel. L'autre extrémité du transplant a été tressée sur un mousqueton sur lequel la traction a été exercée durant les tests mécaniques (Fig. 1).

Les transplants tendineux étaient prélevés chez les mêmes spécimens. Ces tendons étaient aléatoirement : sartorius, semitendinosus, tibialis anterior, extensor hallucis longus, extensor digitorum longus ou flexor digitorum longus. La multiplicité des sites de prélèvement avait pour principal but d'avoir un choix suffisant en diamètre de transplants et de tunnels.

Une fois prélevés, les tendons étaient débarrassés de leur tissu musculaire, tressés selon la technique standard puis calibrés.

Les pièces osseuses sur lesquelles ont été fixés les transplants tendineux étaient congelées à -20° puis décongelées et maintenus à température ambiante 12 heures avant, ainsi que durant les tests.

Le but de notre travail était d'étudier la tenue initiale et le comportement d'un montage utilisant un transplant tendineux maintenu dans un tunnel de même diamètre (exact fit) au niveau des épiphyses tibiale et fémorale, maintenu par une broche RigidFix® transperçant le transplant. Nous avons testé ce montage sur des tunnels de 5 mm de diamètre (18 tunnels), 6 mm

(huit tunnels), 7 mm (11 tunnels), 8 mm (huit tunnels), 9 mm (un tunnel) et 10 mm (deux tunnels) au niveau du tibia et du fémur.

Les tests étaient réalisés à l'institut supérieur de l'aéronautique et de l'espace de Toulouse (INSAE) sur une presse pour analyse de fatigue INSTRON 8501 avec une cellule 10KN pilotée en effort. Les acquisitions ont été faites sur un Oscilloscope YOKOGAWA DC 708 E avec module tension 12 bits.

Deux types de tests étaient appliqués aux montages :

- test cyclique : après une précharge de 100 N durant cinq minutes, le transplant était soumis à une charge cyclique de 50 à 150 N à une fréquence de 0,5 Hz durant 500 cycles. L'allongement du transplant était enregistré avec un rythme de 20 acquisitions par seconde permettant de déterminer l'allongement de chaque montage tout au long des 500 cycles et d'établir une courbe continue d'allongement moyen de tous les transplants ;
- test à la rupture : après le test cyclique, le transplant était soumis à une charge croissante à une vitesse de 5 mm/min. Durant ce test, la force appliquée au montage et l'allongement de celui-ci étaient enregistrés à un rythme de deux acquisitions par seconde permettant de déterminer : la rigidité du montage, sa limite élastique (yield load), l'allongement à cette limite élastique et la charge à la rupture.

3. Résultats

Un total de 45 montages sur 48 ont été testés (trois montages avaient servis à la mise en place du protocole de l'étude) : 22 au fémur et 23 au tibia ; 24 tunnels étaient sur des extrémités de spécimens de sexe féminin et 21 de sexe masculin.

3.1. Incidents techniques

Sur les 77 tests réalisés (tests cycliques et tests à la rupture), nous avons noté sept erreurs de manipulation ayant abouti à des défauts d'enregistrement (9,1 %), cinq dilacérations de transplants au niveau de leurs fixations sur le mousqueton (6,5 %) et 11 échecs de la fixation proprement dite (14,3 %) avec (Fig. 2) :

- une rupture de broche à 170 N ;
- deux balayage de broche au niveau de l'os : ces deux fixations étaient situées toutes les deux sur le même os (tibia) ;
- huit défauts de fixation où le « crosspin » ne transperçait pas le transplant. Cela a été noté avec six transplants de 5 mm, 1 transplant de 6 mm et 1 transplant de 7 mm. Le taux d'échec était en relation avec le diamètre des tunnels ($p=0,068$ au test

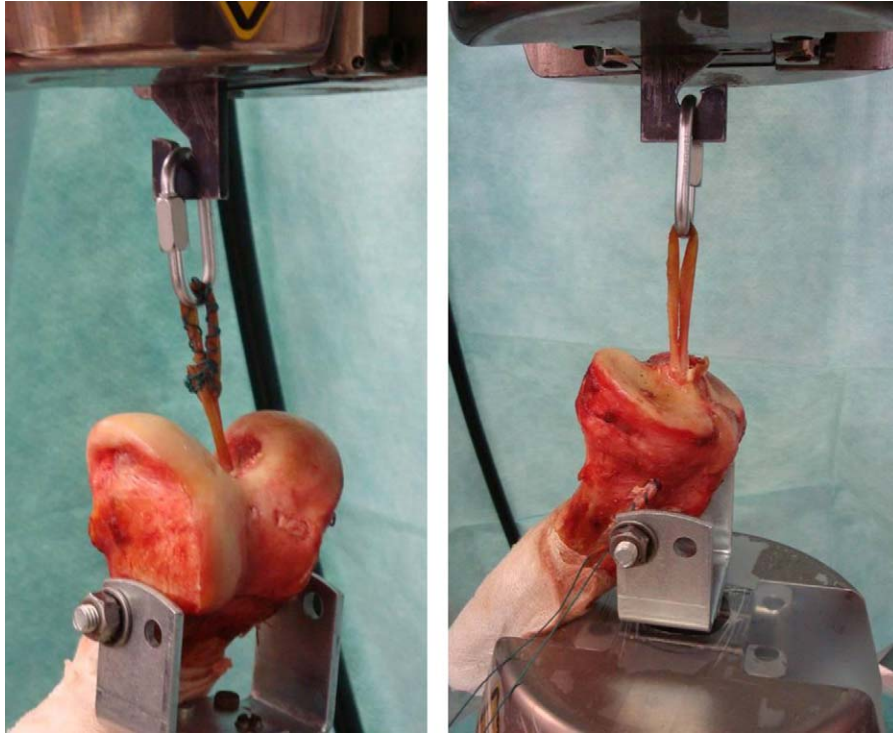


Fig. 1. Pièces montées pour les tests.

Chi²) : plus le diamètre était petit plus il y avait de risque que la broche ne transperce pas le transplant et ne le fixe donc pas.

Les montages sujets à ces incidents n'ont pas été incorporés dans notre étude statistique.

3.2. Test cyclique

Durant les tests cycliques, l'allongement moyen du montage après 500 cycles était de 1,89 mm ($\pm 0,84$) sans différence significative de cet allongement en fonction de l'extrémité, ni en fonction du diamètre des tunnels.

La courbe moyenne (Fig. 3) objectivait une stabilisation de cet allongement tout au long du test aux sollicitations cycliques. L'allongement était maximal durant les 25 à 30 premiers cycles.

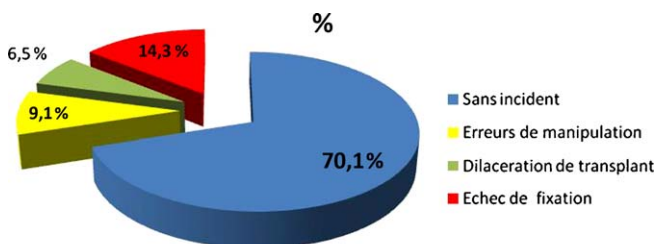


Fig. 2. Diagramme représentant les différents incidents techniques durant notre étude.

3.3. Test à la rupture

3.3.1. Limite élastique (Yield load)

La limite élastique moyenne était de 261,99 N ($\pm 60,41$). Elle était supérieure pour les fixations fémorales ($p=0,06$). La limite élastique augmentait avec le diamètre du tunnel (différence significative ($p=0,04$) entre le diamètre 5 et 8 mm).

3.3.2. L'allongement à la limite élastique

L'allongement moyen du transplant à la limite élastique était de 4,61 mm ($\pm 1,69$) sans différence significative en fonction de l'extrémité ou du diamètre des tunnels.

3.3.3. Seuil de rupture : (Max load)

Le seuil de rupture moyen était de 295,46N ($\pm 79,68$). Il était significativement supérieur pour les fixations fémorales ($p=0,049$): (fémur: 390,9 N [$\pm 80,4$]/Tibia: 261,53N [$\pm 67,64$]).

Le mode de défaillance a toujours été la rupture de la broche dont le claquement était audible durant le test. Nous n'avons pas noté de différence significative du seuil de rupture en fonction du diamètre du transplant.

3.3.4. Rigidité

La rigidité moyenne du montage était de 61,05 N/mm ($\pm 16,21$) sans différence statistiquement significative en fonction de l'extrémité ou du diamètre des tunnels.

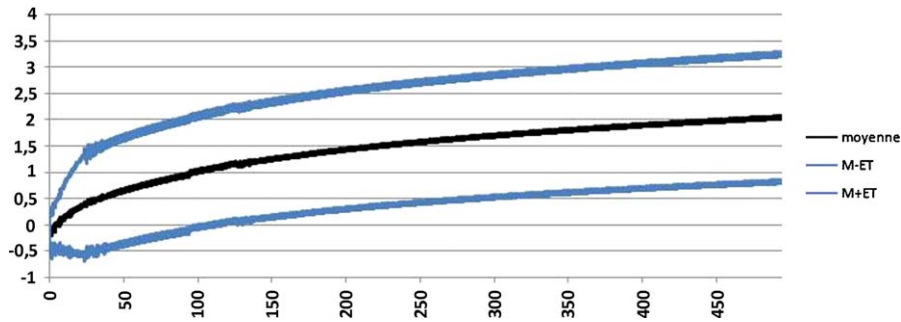


Fig. 3. Courbe d'allongement moyen durant les 500 cycles.

4. Discussion

La connaissance des caractéristiques mécaniques d'un procédé de fixation du transplant lors d'une ligamentoplastie du LCA est un a priori à la validation de celui-ci. Cette fixation est soumise à des forces estimées entre 30 et 450 N en fonction de l'activité [3–5] (Tableau 1).

Théoriquement, seule une fixation qui résisterait à une force supérieure à 450 N devrait permettre une rééducation agressive ; cependant, Shelbourne et Gray [6] rapportent l'utilisation d'un bouton dont la force de rupture n'est que de 248 N pour fixer le tendon patellaire (TP) au fémur et au tibia. Une rééducation accélérée et agressive est entreprise en postopératoire immédiat sans que la stabilité ne soit compromise. Cela peut être expliqué par le fait que la majorité des études biomécaniques ne tiennent pas compte de l'angle que prennent les transplants à l'entrée du tunnel osseux et qui protège la fixation, principalement au fémur [1,2,6–9].

Depuis quelques années nous utilisons le RigidFix® pour fixer les transplants DI-DT. La technique originale consiste à tresser le transplant (quatre brins), à le calibrer et à le passer dans un tunnel fémoral et tibial de même diamètre (exact-fit) puis de le transpercer par deux broches RigidFix® au niveau du tunnel fémoral et tibial. Cela a pour effet de suspendre le transplant et l'étendre dans le tunnel avec un effet press-fit secondaire [10–15]. Cela procure une fixation de type intermédiaire anatomique à faible encombrement permettant un contact optimal sur 360° entre le transplant et le tunnel favorisant la formation de fibres de collagène au niveau de l'interface tunnel os-tendon et des fibres de Sharpey. Le contact serré entre la greffe et le tunnel favorise cette intégration [2,8,16,17]. Dans notre expérience, ainsi que dans la littérature, ce moyen de fixation nous a permis d'obtenir de bons résultats comparables à ceux obtenus par vis d'interférences ou par TransFix® (Arthrex) [10–12,16–20].

Tableau 1
Estimation des forces subites par le LCA durant l'activité quotidienne.

Marche	169 N
Montée des escaliers	67 N
Descente des escaliers	445 N
Montée de rampe	27 N
Descente de rampe	93 N

Ces dernières années, de plus en plus d'équipes chirurgicales optent pour la reconstruction anatomique (en double faisceau) du LCA, et ce afin de reproduire la stabilité rotatoire propre au faisceau postérolatéral (PL) du LCA natif [21–26], et se trouvent confrontées à la question du moyen de fixation du transplant. À notre connaissance aucun travail ne s'est intéressé à cette question. La plupart des chirurgiens, forts de leur expérience et utilisent les mêmes moyens de fixation (vis d'interférence, EndoButton® CL...), sauf que leur nombre double ainsi que leur encombrement au moment où le diamètre des transplants diminue [21–26].

Toutes les études réalisées sur le Rigidfix® rapportent l'utilisation de deux broches et il n'existe pas à notre connaissance d'évaluation de l'utilisation d'une seule broche par tunnel, option qui est séduisante dans le cadre d'une ligamentoplastie anatomique du LCA en double faisceau : elle permet, avec le même nombre de broches (deux au tibia et deux au fémur à raison d'une broche par tunnel), de bénéficier des avantages cités précédemment. Mais pour que cette option soit retenue, il faut qu'elle assure une tenue initiale suffisante pour résister aux sollicitations jusqu'à l'intégration du greffon.

Les paramètres mécaniques évalués pour tester les performances des systèmes d'ancrage ligamentaires sont : l'allongement lors d'une sollicitation cyclique, la rigidité, la limite élastique, l'allongement à la limite élastique et la charge à la rupture. La limite élastique est un paramètre très important : c'est le point à partir duquel la déformation du système n'est plus réversible. La valeur de la limite élastique peut être très différente de celle de la charge à la rupture. Enfin, le type de faillite de la reconstruction doit être précisé [9].

La comparaison des valeurs obtenues lors de l'évaluation du moyen de fixation avec les valeurs de forces subies par le LCA natif et la greffe après ligamentoplastie lors des gestes de rééducation et ceux de la vie courante permet de valider ou non sa fiabilité.

Dans la même perspective, et pour un montage prévu pour une reconstruction en double faisceau comme dans le cas de notre travail, l'idéal serait d'avoir comme référence une estimation des forces subies par chacun des faisceaux (AM et PL) durant ces mêmes activités. Cependant, en dehors des études qui évaluent la tension au niveau des faisceaux du LCA sur un genou soumis à un tiroir antérieur [3] (Fig. 4), nous n'avons trouvé aucune

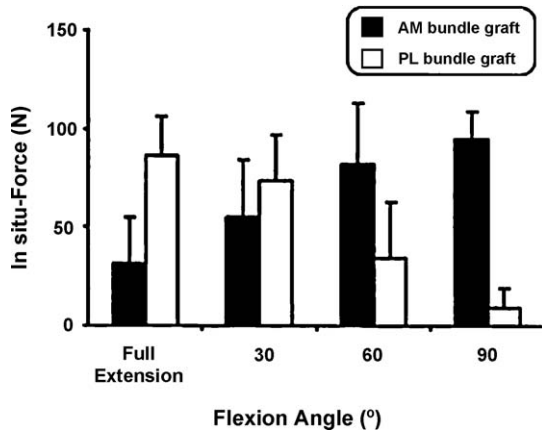


Fig. 4. Mesure des forces au niveau des faisceaux AM et PL du LCA en fonction des degrés de flexion du genou et en réponse à un tirage antérieur de 134 N. Selon Sakane et al. [3]

estimation de ces forces. De ce fait, il nous semble judicieux de comparer nos résultats à ces valeurs et à ceux obtenus par d'autres implants utilisés pour fixer les transplants lors de la ligamentoplastie mono-faisceau.

4.1. Test cyclique

Dans notre étude, l'allongement du montage aux sollicitations cycliques entre 50 et 150 N qui est la meilleure simulation d'une activité postopératoire légère [1,4,9,13,20,27] comme la marche, est en moyenne de 1,89 mm ($\pm 0,84$). Il est de 2,09 mm ($\pm 0,89$) au fémur et de 1,51 mm ($\pm 0,65$) au tibia sans que cette différence ne soit significative ($p=0,11$). Ces résultats sont comparables à ceux obtenus pour le TransFix[®] et l'EndoButton[®] qui sont respectivement de 1,5 mm ($\pm 0,1$) et 0,66 mm ($\pm 0,19$) à 1000 cycles. Il est de 4,81 mm ($\pm 2,5$) pour les vis d'interférences résorbables et de 4,62 mm ($\pm 1,13$) pour le RigidFix[®] en montage classique (deux broches) à 1000 cycles [8,11–13,15,17,19,20]. Cet allongement, qui est maximal durant les 25–30 premiers cycles (Fig. 2), pourrait être source d'échec relatif de la ligamentoplastie. Afin de le limiter, une attention particulière doit être accordée à la prétension initiale et au cyclage du transplant recommandé par plusieurs auteurs lors de la ligamentoplastie du LCA aux ischiojambiers.

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative d'allongement aux sollicitations cycliques en fonction des diamètres des transplants.

4.2. Test à la rupture

4.2.1. Limite élastique et allongement à la limite élastique

La limite élastique moyenne est de 261,99 N ($\pm 60,409$), sans différence significative entre la fixation fémorale 283,10 N ($\pm 61,38$) et tibiale 239,28 N ($\pm 53,36$) ($p=0,06$). Cette limite élastique augmente avec le diamètre du transplant.

Cette valeur est comparable à celle obtenue avec une vis RCI[®] au fémur (268,4 \pm 32,9 N) ou au tibia (226,2 \pm 85,1 N) ainsi qu'à celle d'une vis spongieuse + rondelle à picot au niveau du tibia (270,1 \pm 56,3 N), mais reste nettement

en dessous de l'Endobutton[®] (544,7 \pm 105,7 N) ou du Transfix[®] (833,0 N \pm 156,5) au niveau du fémur ou d'une vis d'interférence + agrafe à picots au niveau du tibia (415 \pm 88,7 N) [8,11–13,15,17,19,20].

L'allongement moyen du transplant à la limite élastique a été de 4,61 mm ($\pm 1,69$). Il n'existe pas de différence d'allongement en fonction de l'extrémité étudiée (fémur ou tibia) ni en fonction du diamètre du transplant.

4.2.2. Seuil de rupture

Le seuil de rupture moyen a été de 295,46 N ($\pm 79,68$). Cette valeur est significativement supérieure au niveau du fémur 320,9 N ($\pm 80,39$) comparée au tibia où elle a été de 261,53 N ($\pm 67,64$) ($p=0,049$). La défaillance s'est produite à chaque fois au niveau de la broche qui s'est rompue, ce qui explique que la valeur du seuil de rupture est indépendante du diamètre du transplant.

Les valeurs de rupture obtenues avec les vis RCI sont de 332,1 N ($\pm 56,1$) au niveau du fémur et de 250,7 N ($\pm 98,4$) au niveau du tibia. Celles obtenues avec le Transfix[®] et l'Endobutton[®] sont nettement supérieures et sont respectivement de 889,6 N (± 175) et 612,3 N ($\pm 121,7$) au niveau du fémur. Au niveau du tibia, la vis RCI et la vis spongieuse avec rondelle à picots permettent d'obtenir des valeurs assez proches de notre montage, respectivement 250,7 N ($\pm 98,4$) et 290,1 N ($\pm 110,2$) nettement en dessous des 425,8 N ($\pm 83,1$) obtenues par vis d'interférence + agrafe à picots [8,11–13,15,17,19,20].

4.2.3. Rigidité

La rigidité moyenne du montage a été de 61,05 N/mm ($\pm 16,21$). La différence en fonction de l'extrémité testée ou en fonction du diamètre n'est pas significative. Ces valeurs sont comparables à celles obtenues avec l'Endobutton[®] et la vis d'interférence.

4.3. Au total

La relation entre les données biomécaniques et l'os concerné (tibia/fémur) montre une différence significative pour la limite élastique et le seuil de rupture avec une supériorité pour les fixations fémorales. De plus, les contraintes supportées par la fixation fémorale sont moins importantes qu'au tibia compte tenu de l'angle d'application lorsque le genou est en extension.

La résistance maximale élastique obtenue remplit donc parfaitement le cahier des charges au niveau du fémur. Au niveau du tibia, compte tenu de la contrainte dans l'axe du tunnel, la résistance mécanique constatée est limitée pour assurer une rééducation intensive et donc non souhaitable.

En ce qui concerne les diamètres des transplants, il semble que la limite élastique ainsi que l'allongement à la limite élastique augmentent avec le diamètre du montage ($p=0,04$). L'allongement au test cyclique, la rigidité, le seuil de rupture restent constants et ne dépendent pas du diamètre du transplant. Un autre élément à considérer : le taux d'échec de fixation qui augmente significativement avec le diamètre 5 mm, et justifie

une précaution particulière [10,14] lors de son utilisation quand elle n'est pas évitable.

5. Conclusion

L'utilisation d'un « crosspin » unique par tunnel lors d'une reconstruction anatomique du LCA est possible au niveau du fémur avec des diamètres de transplants supérieurs ou égaux à 6 mm, mais non souhaitable au niveau du tibia. Pour les diamètres de 5 mm au niveau du fémur il est impératif de s'assurer du bon centrage du « crosspin » avant de mettre en place la greffe dans le tunnel.

Déclaration d'intérêts

Les implants Rigidfix® ont été fournis par la société Dupuy® Mitek.

Remerciements

Nous tenons à remercier messieurs M. Lorrain, M. Chevallier et M. Chartrou de l'ISAE de Toulouse pour leur aide et efforts durant la réalisation des tests biomécaniques et analyse des résultats.

Références

- [1] Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 1997;79A:1556–76.
- [2] Brand Jr J, et al. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000;28:761–74.
- [3] Sakane M, et al. In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 1997;15:285–93.
- [4] Morrison JB. Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng* 1969;4:573–80.
- [5] Gabriel MT, et al. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 2004;22:85–9.
- [6] Shelbourne KD, Gray T. Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year follow-up. *Am J Sports Med* 1997;25:786–95.
- [7] Woo SL, et al. 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.
- [8] Fabbriani C, et al. Mechanical analysis of fixation methods for anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon graft. An experimental study in sheep knees. *Knee* 2005;12:135–8.
- [9] Beynon BD, Amis AA. In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6(Suppl. 1):S70–6.
- [10] Said HG. RigidFix femoral fixation. *Arthroscopy* 2008;24:853–4 [author reply 854].
- [11] Milano G, et al. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis. *Arthroscopy* 2006;22:660–8.
- [12] Kamelger FS, et al. Suspensory fixation of grafts in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical comparison of 3 implants. *Arthroscopy* 2009;25:767–76.
- [13] Harilainen A, Sandelin J. A prospective comparison of 3 hamstring ACL fixation devices – Rigidfix, BioScrew, and Intrafix – randomized into 4 groups with 2 years of follow-up. *Am J Sports Med* 2009;37:699–706.
- [14] Clark R, et al. Cross-pin femoral fixation: a new technique for hamstring anterior cruciate ligament reconstruction of the knee. *Arthroscopy* 1998;14:258–67.
- [15] Ahn JH, et al. Femoral bioabsorbable cross-pin fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2007;23:1093–9.
- [16] Kousa P, et al. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: tibial site. *Am J Sports Med* 2003;31:182–8.
- [17] Caborn DN, et al. A biomechanical comparison of initial soft tissue tibial fixation devices: the Intrafix versus a tapered 35-mm bioabsorbable interference screw. *Am J Sports Med* 2004;32:956–61.
- [18] Zantop T, et al. Initial fixation strength of two bioabsorbable pins for the fixation of hamstring grafts compared to interference screw fixation: single cycle and cyclic loading. *Am J Sports Med* 2004;32:641–9.
- [19] Kurosaka M, Yoshiya S, Andrich JT. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1987;15:225–9.
- [20] Giurea M, et al. Comparative pull out and cyclic-loading strength tests of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1999;27:621–5.
- [21] Zhang C, et al. Arthroscopic double-tunnel double-strand anterior cruciate ligament reconstruction using multi-strand hamstring autograft. *Zhong Nan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban* 2009;34:216–20.
- [22] Wang J, Ji AP. Clinical evaluation of root canal obturation of GuttaFlow. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2009;18:380–2.
- [23] Sbihi A, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical comparison on cadaver specimens using a single or double hamstring technique. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2004;90:643–50.
- [24] Sastre S, et al. Double-bundle versus single-bundle ACL reconstruction using the horizontal femoral position: a prospective, randomized study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;18:32–6.
- [25] Muneta T, et al. Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results. *Arthroscopy* 1999;15:618–24.
- [26] Bellier G, Djian P, Christel P. Reconstruction à double faisceaux du LCA avec un transplant d'ischio-jambiers/Résultats à 18 mois d'une étude prospective. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2005;91:74.
- [27] Yagi M, et al. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2002;30:660–6.