



Disponible en ligne sur
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

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



Mémoire original

Résistance à l'arrachement de quatre systèmes de fixation tibiale dans les reconstructions du ligament croisé antérieur[☆]



Pull-out strength of four tibial fixation devices used in anterior cruciate ligament reconstruction

M. Chivot^{a,b}, S. Harrosh^{a,b}, F. Kelberine^c, M. Pithioux^{a,b}, J.-N. Argenson^{a,b}, M. Ollivier^{a,b,*}

^a CNRS, ISM UMR 7287, Aix-Marseille université, 13288 Marseille cedex 09, France

^b Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, institut du mouvement et de la locomotion, hôpital Sainte-Marguerite, 270, boulevard Sainte-Marguerite, BP 29, 13274 Marseille, France

^c Clinique La-Provençale, 67, Cours-Gambetta, 13100 Aix-en-Provence, France

INFO ARTICLE

Historique de l'article :

Reçu le 10 octobre 2017

Accepté le 16 janvier 2018

Mots clés :

Biomécanique

Fixation

Tibia

Reconstruction du ligament croisé antérieur

Résistance à l'arrachement

RÉSUMÉ

Introduction. – Dans les reconstructions du ligament croisé antérieur (LCA), la fixation au tibia représente le point faible du montage en phase postopératoire précoce. Le but de cette étude était de comparer la résistance à l'arrachement de 4 systèmes de fixation tibiale utilisés pour la reconstruction du ligament croisé antérieur.

Hypothèse. – Notre hypothèse était que chaque dispositif offrait une résistance à l'arrachement supérieure ou égale à 450 N et que les quatre systèmes présentaient des caractéristiques biomécaniques à la rupture similaires.

Matériel et méthodes. – Dans cette étude expérimentale, un modèle mécanique a été utilisé afin de réaliser des tractions axiales. Il s'agissait d'un ligament synthétique (cordon de polypropylène plié en quatre) implanté dans un tibia artificiel (Sawbones Proximal Tibia # 1116-2, modèle : anatomie normale, mousse solide, taille : moyenne) à l'aide de 4 différents systèmes de fixation tibiale. Pour chaque système (vis d'interférence Ligafix[®] [SBMTM], Bio-Intrafix[®] [MitekTM], Translig[®] [SBMTM], RIGIDfix[®] [SBMTM]), 4 modèles ont été testés à l'aide d'une machine de traction Instron 5566[®] (permettant un étirement de 100 mm/min) avant la rupture. Les paramètres étudiés étaient la charge maximale, l'allongement maximal du montage dans son ensemble et la rigidité à rupture ainsi que le mode de rupture.

Résultats. – La charge maximale moyenne était de 450 ± 24 N (421–488 N) pour Ligafix[®], 415 ± 60 N (327–454 N) pour Bio-Intrafix[®], 539 ± 66 N (449–636 N) pour RigidFix et 1067 ± 211 N (736–1301 N) pour Translig[®]. La charge maximale était significativement plus élevée pour Translig[®] par rapport aux autres dispositifs ($p = 0,02$). Il n'y avait aucune différence significative entre les trois autres dispositifs. La charge maximale attendue de 450 N était atteinte dans 100 % des cas avec Translig[®] et RIGIDfix[®] et dans 50 % des cas avec Bio-Intrafix[®] et Ligafix[®]. Il n'existait pas de différence significative sur la rigidité. Ligafix[®] était le système avec lequel le montage s'allongeait significativement le moins ($p = 0,006$) et son mode de rupture était le glissement du ligament entre os et implant.

Discussion. – Dans notre étude in vitro, le dispositif de fixation Translig[®] a une meilleure résistance à l'arrachement que les autres dispositifs testés.

Type d'étude et niveau d'évidence scientifique. – Étude expérimentale contrôlée. Niveau 2.

© 2018 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

1. Introduction

Lors des chirurgies reconstructrices du ligament croisé antérieur (LCA), une fixation mécanique stable du greffon est primordiale pour permettre son intégration biologique et éviter une distension précoce [1–3].

DOI de l'article original : <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2017.12.011>.

[☆] Ne pas utiliser, pour citation, la référence française de cet article, mais celle de l'article original paru dans *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, en utilisant le DOI ci-dessus.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : ollivier.mt@gmail.com (M. Ollivier).

<https://doi.org/10.1016/j.rcot.2018.01.011>

1877-0517/© 2018 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Lors de la phase postopératoire précoce, la fixation au tibia représente le point faible du montage, en particulier en raison de la faible densité osseuse de la métaphyse tibiale [4–6]. Les études utilisant le modèle animal suggèrent que 12 semaines sont nécessaires pour une incorporation correcte [7]. Les contraintes excessives sur la greffe peuvent donc entraîner un échec de la reconstruction du LCA. Les essais mécaniques s'intéressant à la résistance des montages pour la ligamentoplastie du LCA montrent qu'au moment de l'implantation, tous les types de greffes possèdent une meilleure résistance à l'arrachement que le LCA natif [8–13]. Cette propriété permet aux transplants de résister aux contraintes qui lui sont transmises, notamment lors des activités de la vie quotidienne. La littérature s'accorde à situer les contraintes imposées par la réhabilitation fonctionnelle autour de 450–500 N [14,15]. Les propriétés mécaniques de différents dispositifs de fixation ont déjà fait l'objet de nombreuses publications [16–18]. Cependant, la grande diversité des conditions expérimentales et des spécimens utilisés (spécimens anatomiques ou modèles animaux) rendent difficile la comparaison des valeurs de paramètres obtenues pour un dispositif et un protocole expérimental donné. Les os artificiels en SawbonesTM sont des modèles synthétiques, utilisés pour certaines études biomécaniques [19–21]. Ils présentent l'avantage de donner des résultats très reproductibles à la différence, par exemple, des spécimens humains.

Le but de cette étude était de comparer les propriétés biomécaniques de quatre types de dispositifs de fixation tibiale en utilisant un modèle mécanique in vitro. Notre hypothèse était que les quatre types de dispositifs présentaient des caractéristiques biomécaniques à rupture similaires et offraient une résistance à l'arrachement supérieure ou égale à 450 N.

2. Matériel et méthodes

Quatre dispositifs de fixation tibiale ont été testés dans cet essai in vitro via un protocole de mise en traction jusqu'à rupture du montage. Nous avons utilisé un modèle mécanique afin de réaliser des essais de traction avec une force vectorielle dans l'axe du greffon. Il s'agissait de ligament synthétique (cordon de 3,5 mm de diamètre en polypropylène, StandersTM, Lezennes, France) à 4 brins fixé dans des tibias artificiels (SawbonesTM Proximal Tibia # 1116-2, modèle : anatomie normale, mousse solide, taille : moyenne, SawbonesTM, Malmö, Suède) (Fig. 1). Le greffon synthétique était fixé au moyen des quatre différents systèmes.



Fig. 1. Ligaments synthétiques préparés.

2.1. Dispositifs de fixation

Ces dispositifs étaient les suivants.

2.1.1. Des vis d'interférence ostéoconductrices et résorbables

Ligafix[®] (SBMTM, Lourdes, France) et Bio-Intrafix[®] (MitekTM, Chesterfield, Missouri). Les deux implants avaient un diamètre de 8 mm et une longueur de 30 mm. Ligafix[®] vise in vivo à une fixation intraspongieuse en *pressfit*, tandis que Bio-Intrafix[®] à une fixation spongieuse en *pressfit* intra-tendineuse. Le principe est d'écraser les quatre brins du transplant sur les parois du tunnel avec un contact à 360° du greffon sur l'os pour favoriser l'intégration osseuse.

2.1.2. Des systèmes de fixation transperçants et transversaux, résorbables

Les broches RigidFix[®] (MitekTM, Chesterfield, Missouri) d'un diamètre de 3,3 mm et résorbables et les broches Translig[®] (SBMTM, Lourdes, France), d'un diamètre de 6 mm, transfixiant le greffon positionné dans le tunnel avec des trajets convergents. Ces systèmes visent in vivo à une fixation cortico-spongieuse.

2.2. Préparation des échantillons

Seize montages ont été effectués par un chirurgien junior, assisté par un chirurgien senior. Quatre échantillons par dispositif de fixation ont été testés.

Chaque cordon de polypropylène était plié en 4 pour former un transplant de 8 mm de diamètre constitué de 4 brins. Les deux extrémités libres de la greffe étaient fauflées sur une longueur de 20 mm avec 5 points, en utilisant un fil de suture à haute résistance (Polyglactine 910 Vicryl[®], EthiconTM, Somerville, New Jersey, taille 2) (Fig. 1).

Pour chaque échantillon, la fixation du ligament synthétique était effectuée selon les directives des fabricants en utilisant les instruments dédiés à chaque système. Le ligament artificiel était placé à travers un tunnel osseux tibial de 8 mm de diamètre, foré préalablement, de l'extérieur vers l'intérieur au site d'insertion tibial du LCA. La réalisation des tunnels était identique pour tous les échantillons. Nous avons utilisé un ancillaire de visée tibiale avec une angulation de 55° et la longueur des tunnels était suffisante pour sortir au niveau du plateau, c'est à dire, 40 mm. Le ligament synthétique était inséré dans le tunnel tibial et les parties fauflées étaient laissées en dehors des tunnels osseux.

La vis Ligafix[®] était insérée au ras de la corticale antéromédiale.

La vis Bio-Intrafix[®] était insérée après séparation et individualisation des quatre brins.

Les broches Rigidifix[®] étaient positionnées après méchage de deux trous transversaux et parallèles sur le versant médial du tibia en utilisant le guide dédié. Les broches Translig[®] étaient positionnées par méchage de deux trous transversaux sur le versant médial du tibia en utilisant le guide de forage dédié. Les broches étaient insérées dans un axe convergent et transfixiaient le transplant.

2.3. Essais biomécaniques

Une base de résine (polyuréthane) était moulée sur le tibia proximal orienté à 45° dans le plan sagittal (Fig. 2) afin que la greffe et le tunnel soient alignés avec l'axe de traction. Cette résine moulée était ensuite montée dans le dispositif expérimental. L'orientation utilisée dans cette étude représentait le « pire cas » concernant la force de traction.

L'extrémité distale osseuse de chaque spécimen était fixée à la base de la machine d'essai. L'extrémité libre du ligament synthétique était fixée dans des mors auto-serrants sur la partie dynamique de la machine d'essai (INSTRON 5566, Instron Ltd, High Wycombe, Royaume-Uni). La longueur du spécimen (12 cm), le

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/8803451>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/8803451>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)