

**UNIVERSITE DE NANTES**

**FACULTE DE MEDECINE**

Année 2011

N° 73

**THESE**

pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**Qualification en Chirurgie Générale**

par

**Claude GUILLARD**

Né le 7 juillet 1980 à Vannes, Morbihan

---

**Présentée et soutenue publiquement le 4 octobre 2011**

**EFFET DE LA PRECONTRAINTES DES TRANSPLANTS DANS LA  
RECONSTRUCTION DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR**

**Une étude en Microscopie Electronique à Balayage**

Directeur de thèse : **Monsieur le Docteur H.ROBERT**

Président de jury: **Monsieur le Professeur F.GOUIN**

Membres du jury :

Mr le Professeur N.Passuti

Mr le Professeur D.Chapard

Mr le Docteur F.Lintz

*« Un pessimiste voit la difficulté dans chaque opportunité,  
un optimiste voit l'opportunité dans chaque difficulté »*

Sir Winston Leonard Spencer Churchill

# Liste des abréviations

DT : Demi-Tendineux

FDA : Food And Drug Administration

ICC : Coefficient de Corrélacion Intraclasse

LCA : Ligament Croisé Antérieur

MEB : Microscopie Electronique à Balayage

N : Newton

PET : Polyéthylène Téréphtalate

TLS : Tape LockingScrew

UFML : UltimateFailureatMaximum Load

# Sommaire

<b>I. Introduction .....</b>	<b>11</b>
a. Etat des connaissances.....	11
b. Structure et propriétés biomécaniques du tendon.....	15
c. Hypothèse.....	21
d. Niveau de preuve.....	21
<b>II. Matériels et Méthodes.....</b>	<b>22</b>
a. Protocole scientifique.....	22
b. Technique et ancillaire Tape LockingScrew (TLS).....	23
c. Technique de prélèvement des échantillons.....	27
d. Traitement des prélèvements en MEB.....	29
e. Interprétation.....	30
f. Etude statistique.....	32
<b>III. Résultats.....</b>	<b>33</b>
a. Démographie de la série.....	33
b. Caractéristiques des transplants.....	33
c. Microscopie électronique à balayage.....	35
d. Résultats statistiques.....	42

<b>IV. Discussion.....</b>	<b>47</b>
a. Interprétation des résultats.....	47
b. Points forts de l'étude.....	47
c. Points faibles de l'étude.....	48
d. Comparaison avec la littérature.....	49
<b>VI. Conclusion.....</b>	<b>52</b>
<b>VII. Bibliographie.....</b>	<b>53</b>

# I. Introduction

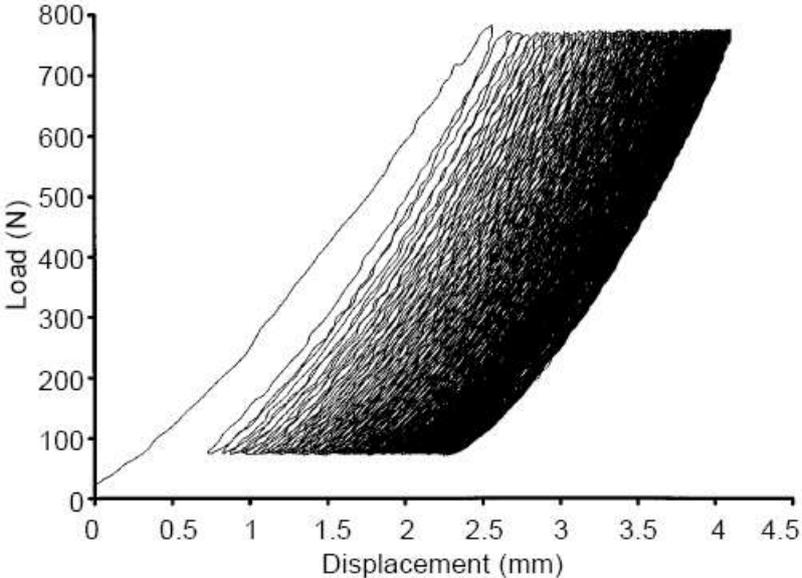
## a. Etat des connaissances

Les résultats fonctionnels des reconstructions ligamentaires du Ligament Croisé Antérieur (LCA) rapportés dans la littérature sont bons à excellents dans plus de 80 % des cas[4,16,30,31,43]. Cependant les auteurs ont rapporté l'existence d'un Lachman avec arrêt dur, ou d'une laxité résiduelle par des mesures objectives à long terme, dans 5 à 20% des cas [4,16,30,31,43]. La détente secondaire du transplant, est une des explications rapportées pour ce phénomène [2,3,8,13,20,24,37,46].

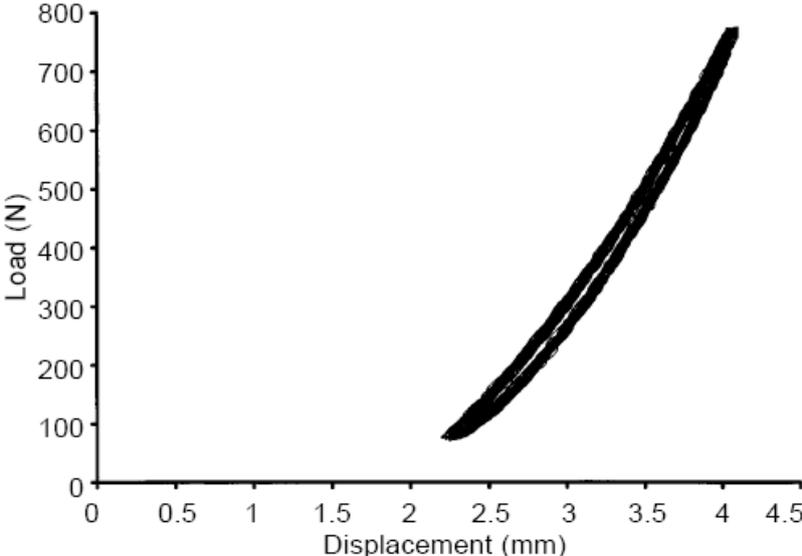
Dans la vie courante, le transplant est soumis à des forces de traction allant de 150N lors de la marche à 450N pour la course à pied [27,28,45], la répétition de ces contraintes a été mise en cause dans la détente secondaire du transplant par phénomène d'allongement. Parmi les solutions proposées pour y pallier, la technique de précontrainte peropératoire selon divers protocoles utilisant la propriété d'hystérésis du transplant est largement répandue [9,13,25,29,42,46,48] et permettrait d'éviter la détente secondaire liée aux propriétés viscoélastiques du transplant [3,8,13,20,23-25,29,32,37,46,47] et un glissement secondaire au sein des différentes interfaces du transplant[3,18,19,36].

L'hystérésis est la propriété qui permet de demeurer dans un état modifié lorsque la cause extérieure qui a produit ce changement d'état a cessé. Comme le montre les courbes d'hystérésis de Schatzmann et al., le transplant garde une élévation résiduelle lors de la relaxation, ainsi après avoir subi 150 cycles de traction/relaxation la réponse devient stable[37] (figure 1 & 2). Tout l'enjeu de la prétension du transplant est de fixer celui-ci en place lors de cette

phase, i.e. lorsque le travail d'hystérésis est stable, au maximum de l'élongation viscoélastique du transplant et sans passer en phase plastique.



**Figure 1. Courbe d'hystérésis pendant 200 cycles (Schatzmann et al.).**



**Figure2. Courbe d'hystérésis en phase stable lors des 50 derniers cycles (Schatzmann et al.).**

L'aire sous la courbe reflète l'énergie absorbée par le transplant ou énergie d'hystérésis correspondant au travail d'hystérésis. L'hystérésis est majeure durant les premiers cycles de contrainte puis diminue à chaque cycle. Lors des 50 derniers cycles, un état stable sans fluage supplémentaire est obtenu, l'état d'hystérésis constant est obtenu.

Cependant, cette technique reste controversée [7-9,20,22,26,32,41,43,48] notamment parce que les études s'y étant intéressées ont été réalisées in vitro, sur sujet anatomique ou modèle animal et selon des protocoles difficilement comparables à ceux utilisés in vivo en peropératoire [3,8,13,23,37,48].

Pour certains auteurs, la prétention serait même délétère [7,8,20,22,26,32,41,43,48]. En effet l'altération des propriétés biomécaniques par overloading [7,41,43] serait à l'origine du passage en phase de déformation plastique du transplant [22,43]. De plus, l'épuisement de leurs qualités viscoélastiques serait à l'origine de lésions de surcontrainte [20,22,32,48] notamment chondrale [48] et de raideur [8,22,26] (figure 4). La prétension a aussi été incriminée dans l'altération du remodelage [7,8,32] ou de la revascularisation [22,32,48].

Cabaud et al. dans leur étude biomécanique du ligament croisé antérieur montraient une progression non linéaire de l'élongation avec apparition de lésions dès la limite d'élasticité dépassée amenant rapidement à la défaillance du transplant en phase plastique [5] (figure 3).

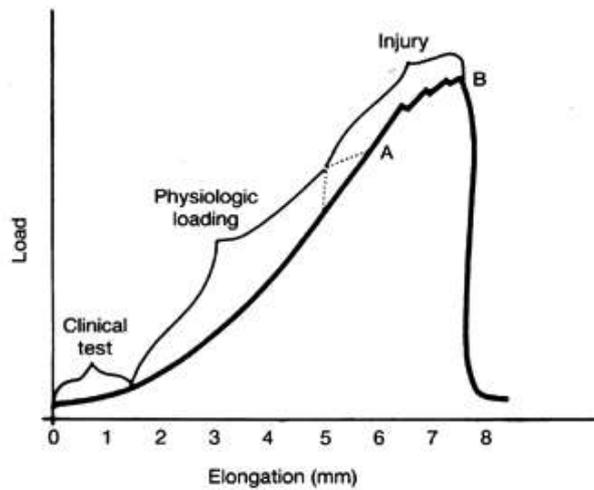


Figure 3. Courbe d'élongation en charge du transplant os-ligament patellaire- os jusqu'à rupture. A: Limite d'élasticité. B: Point de rupture (Cabaud et al.).

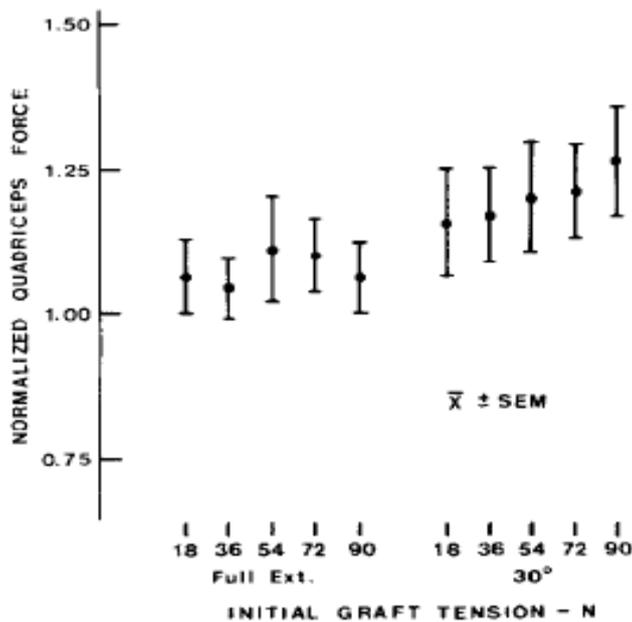


Figure 4. Melby et al. ont montré une augmentation de 26% de la force nécessaire au quadriceps pour achever l'extension lorsque la greffe était fixée à 30° de flexion et 90N de prétension expliquant ainsi une certaine raideur de genou après reconstruction du LCA.

## b. Structure et propriétés biomécaniques du tendon

Le tendon présente une structure histologique organisée en faisceaux : tertiaires, secondaires et primaires. Les faisceaux primaires sont formés de fibres de collagène composées de fibrilles de collagène, chaque fibrille correspondant à la plus petite unité structurale identifiable en Microscopie Electronique à Balayage. Les faisceaux primaires forment les faisceaux secondaires qui forment eux-mêmes, les faisceaux tertiaires (figure 5).

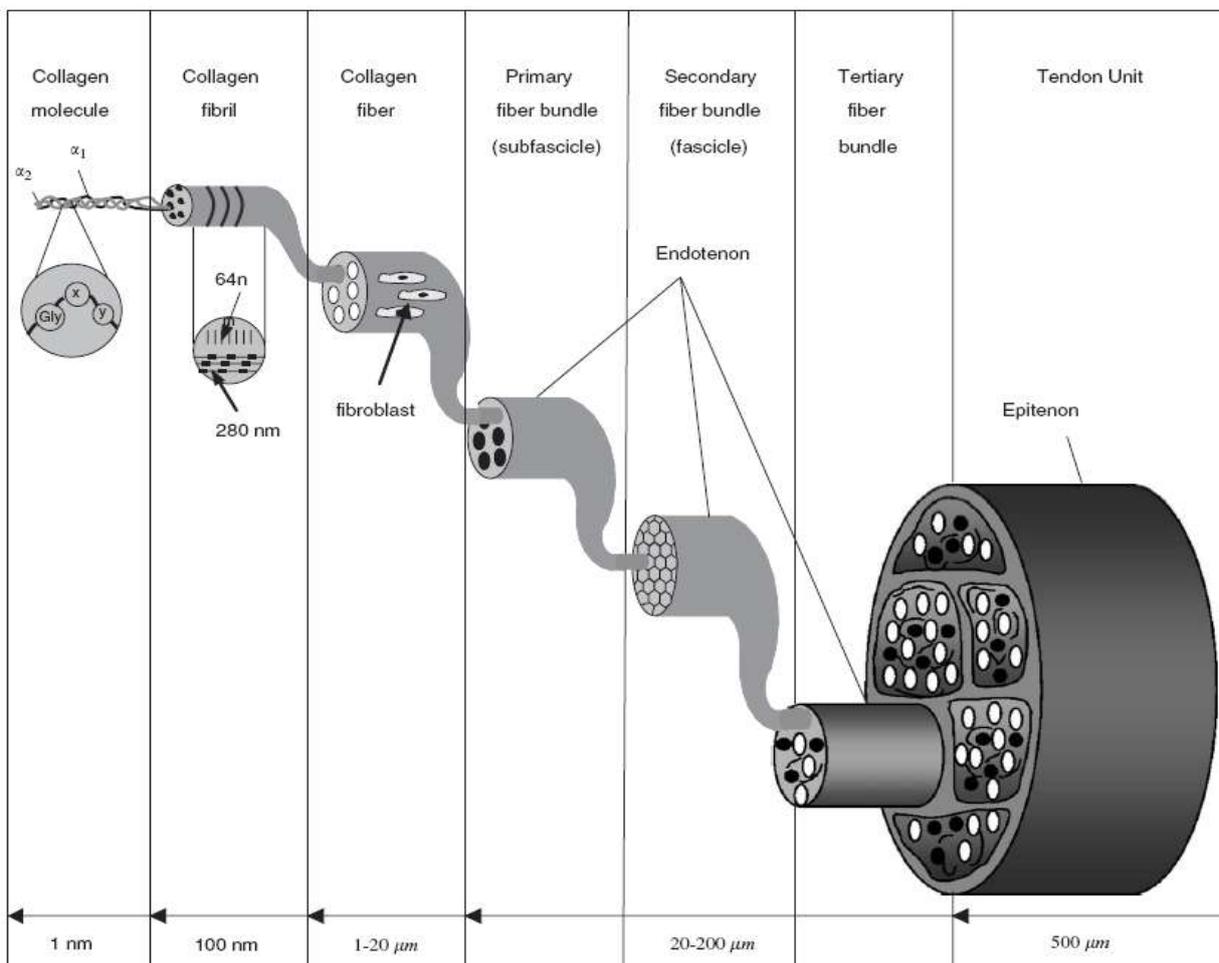
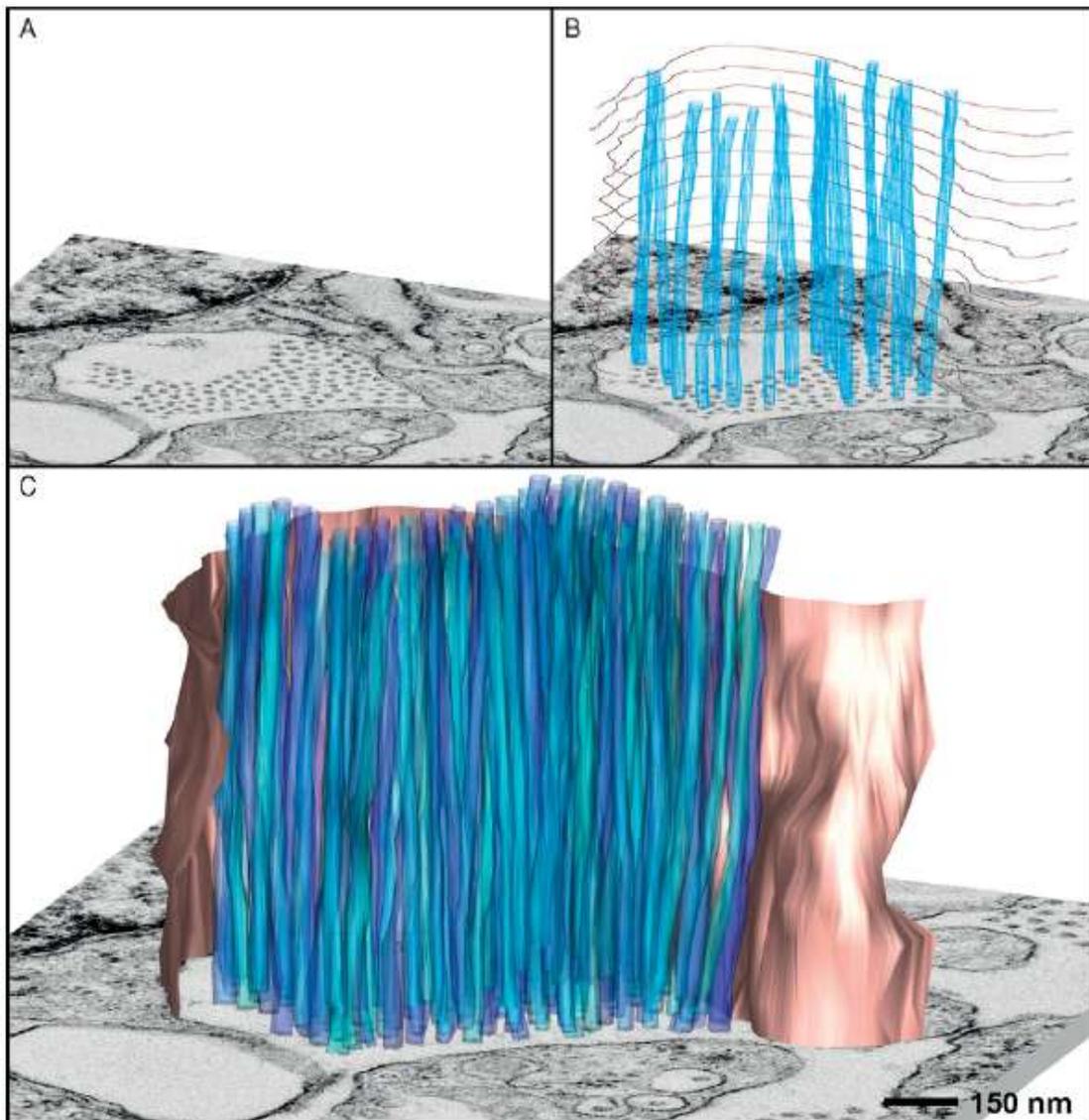


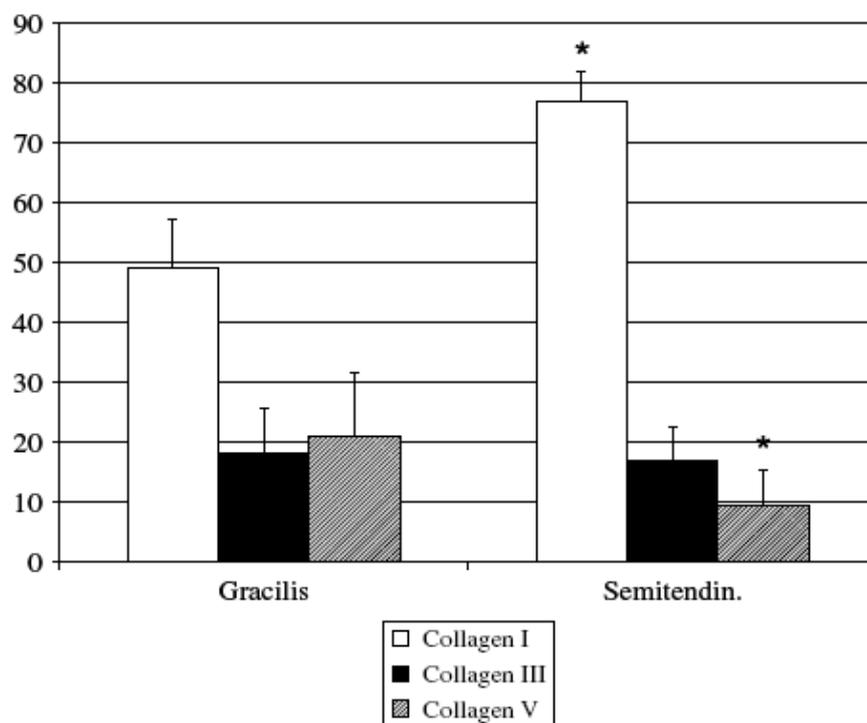
Figure 5. Schématisation de l'architecture structurale du tendon.

Le tendon est un tissu conjonctif dense au sein duquel les fibrilles de collagène sont en contact étroit, régulièrement réparties, orientées, et parallèles (figure 6). Ces fibrilles forment ainsi l'ultrastructure du tendon[40,44]. L'organisation axiale de cette structure est la résultante de la traction de ce tissu dans une seule direction (tissu à fibres unidirectionnelles).



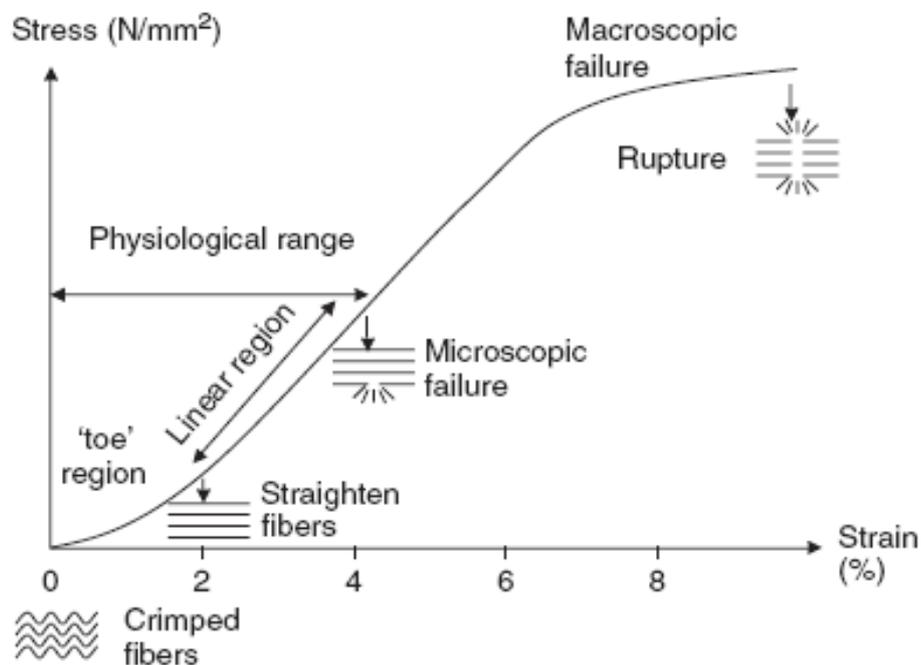
**Figure 6. Ultrastructure du tendon, fibrilles de collagène formant une fibre de collagène, reconstruction informatique à partir de coupe de microscopie électronique.**

Le tendon demi-tendineux est composé de collagène I à 77% (+/-5%), de collagène III à 17% (+/-5,5%) et de collagène V à 9,5%(+/-6,6%). Les vaisseaux ne représentent que 3% (+/-0,3%) de la densité et les fibres d'élastine 0,17% (+/-0,14%) [14] (figure 7). Le diamètre moyen de ces fibrilles de collagène est 119nm (+/- 79nm) [14] et elles constituent la plus petite unité structurale du tendon [44].



**Figure 7. Répartition du collagène dans le tendon gracilis versus demi-tendineux (\*p<.005).**

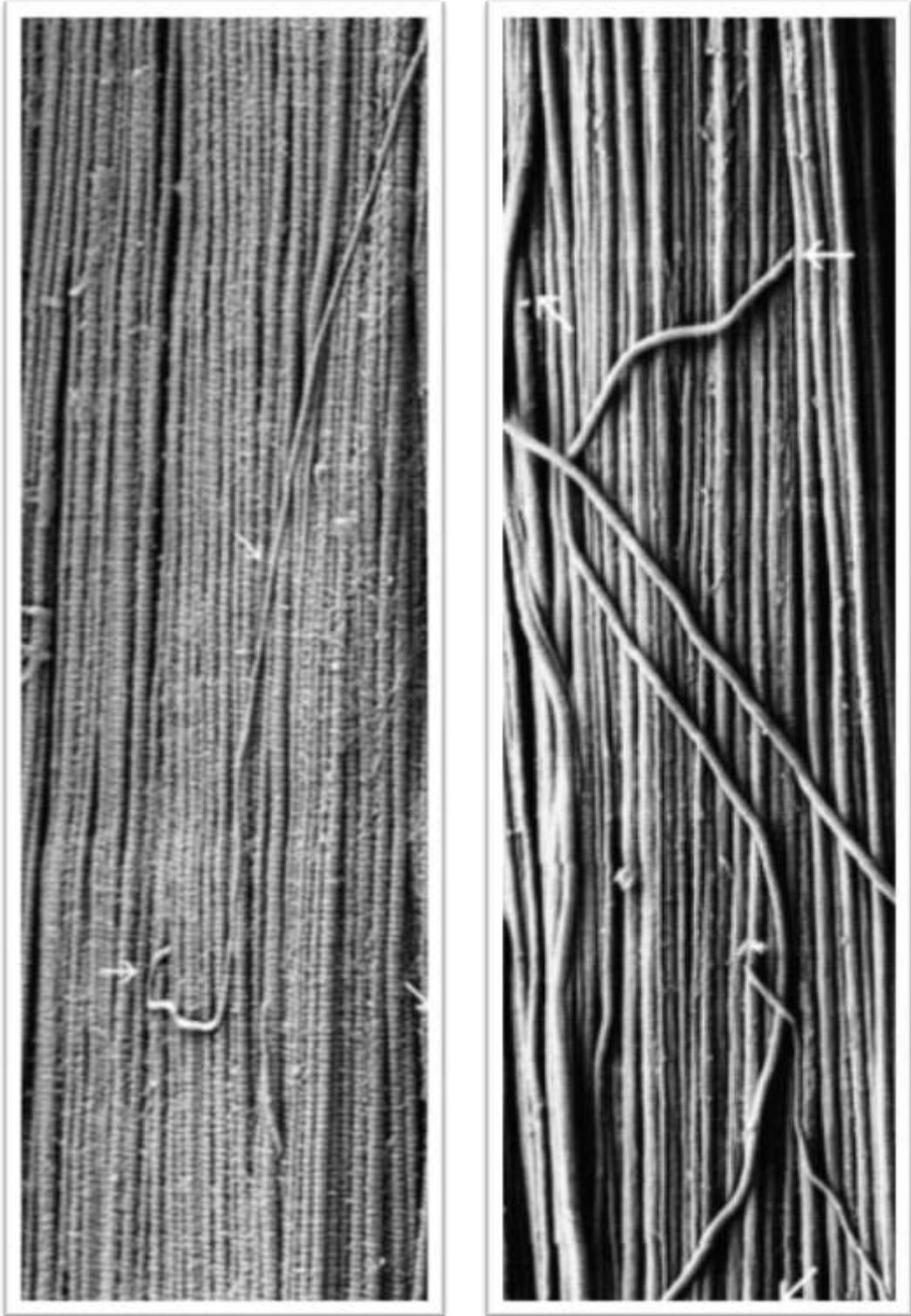
La limite d'élasticité du tendon se situe selon les auteurs entre 4 et 8% et correspond à la limite de la réversibilité de sa phase élastique et son allongement avant rupture est de 10% [11,34,44]. Ainsi Wang note dès 4% d'allongement, des ruptures de fibres visibles en microscopie optique et dès 10% des ruptures visibles macroscopiquement [44] (figure 8).



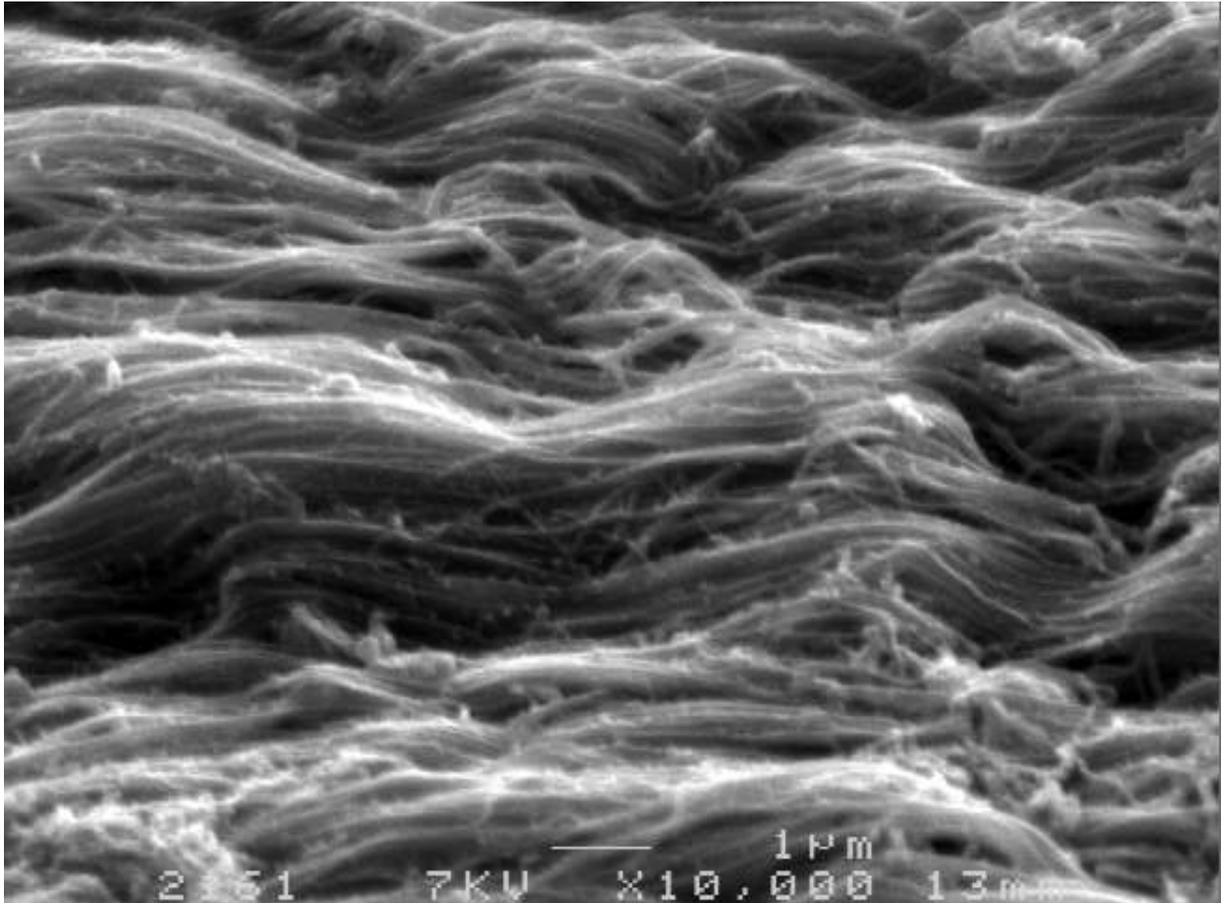
**Figure 8. Courbe contrainte-déformation du tendon (Wang et al.).**

De nombreux auteurs ont utilisé la Microscopie Electronique [14,33,40,49] et ont validé cet outil comme le gold standard dans l'étude de l'ultrastructure du collagène (figure 9a et 9b).

Pour autant à notre connaissance, la littérature ne rapporte aucune étude en Microscopie Electronique à Balayage (MEB) concernant l'effet de la pré-tension sur l'ultrastructure collagénique des transplants utilisés dans la reconstruction du LCA.



**Figure 9a. Ultrastructure collagénique ligamentaire (à gauche) et tendineuse (à droite) en Microscopie Electronique à Balayage dans une étude animale sur rat (Provenzano et al).**



**Figure 9b. Ultrastructure collagénique d'un Ligament Croisé Antérieur prélevé lors d'une arthroplastie totale de genou en Microscopie Electronique à Balayage (coll. H. Robert)**

### **c. Hypothèse**

L'hypothèse de ce travail a donc été la suivante : La précontrainte du transplant de demi-tendineux (DT) utilisée dans une technique de reconstruction du LCA est responsable d'une désorganisation significative de son ultrastructure collagénique identifiable en MEB qui pourrait être dépendante de la durée de prétension.

Afin de tester cette hypothèse, nous avons conduit une étude prospective comparative sur une série de 38 plasties du LCA. Des prélèvements peropératoires ont été réalisés avant et après une précontrainte (500 newtons) d'une durée de 5 minutes, 2 minutes ou 30 secondes selon les groupes, et techniques pour imagerie en MEB. Des photographies en niveau de gris ont été produites, pour l'interprétation desquelles un score semi-quantitatif, Score CIP, a été développé. Ce score CIP prend en compte la cohésion, l'intégrité et le parallélisme des fibrilles collagènes permettant ainsi l'évaluation des modifications ultrastructurales au sein du tendon.

### **d. Niveau de preuve**

Cette étude a été menée de manière prospective, comparative, avec analyse des photographies de MEB en aveugle. Il s'agit donc d'une étude de niveau de preuve II.

## **II. Matériel et Méthodes**

### **a. Protocole scientifique**

Entre janvier 2010 et Janvier 2011, 38 patients ont été inclus dans une série continue.

L'inclusion a porté sur des patients traités par plastie primaire isolée du ligament croisé antérieur au Centre Hospitalier Nord Mayenne, Département d'Orthopédie du Dr Robert. Les patients ont été informés de l'étude en cours et leurs consentements ont été demandés. Les critères d'exclusion étaient l'absence de consentement, une chirurgie antérieure sur la zone de prélèvement des transplants, l'échec technique de prélèvement ou de son traitement.

L'étude a été menée selon une méthodologie prospective et comparative. Tous les patients ont bénéficié d'une procédure chirurgicale identique (hormis le temps de précontrainte appliqué à la greffe) par le même chirurgien. L'analyse a été conduite par 2 observateurs indépendants, avec lecture des images de MEB en aveugle après anonymisation et randomisation des échantillons.

## **b. Procédure chirurgicale et ancillaire Tape LockingScrew**

La technique de reconstruction du LCA utilisée dans notre étude, Tape LockingScrew (TLS, FH ORTHOPEDICS, 3 rue de la Forêt, F-68990, Heimsbrunn), est une ligamentoplastie antérieure réalisée par voie arthroscopique, tout en dedans, utilisant un transplant de DT plicaturé en 4 brins sur bandelettes depolyéthylène téréphtalate (PET), précontraint sur table avant d'être fixé par 2 vis d'interférence de titane. Il s'agit d'une technique validée sur le plan scientifique et largement diffusée y compris aux USA (validation FDA K080974) et dont les résultats sont équivalents aux autres techniques décrites dans la littérature [35,6]. Trois sous groupes temporels de précontrainte ont été étudiés : 5 minutes, 2 minutes et 30 secondes.

La technique Tape LockingScrew comprend un premier temps de prélèvement du tendon demi-tendineux débutant par une incision en regard de l'insertion de la patte d'oie puis repérage du tendon et prélèvement au stripper ouvert. Le tendon est ensuite préparé en un transplant hybride de 4 brins de DT montés sur deux bandelettes de polyéthylène téréphtalate et prétendu à 500 N sur la table de traction axiale statique. Ensuite débute le temps arthroscopique, après nettoyage de l'échancrure, sont réalisés successivement : les visées fémorale et tibiale, les forages des tunnels à 4,5 mm, le taraudage extra articulaire préparant la mise en place de la vis d'interférence, le creusement rétrograde des logettes articulaires dans lesquelles le transplant pénétrera en press-fit. Après ces différentes étapes sont mises en place les canules de travail dans lesquelles sont introduits les fils de traction à l'aide d'une broche à chas ouvert. Leurs boucles intra articulaires sont récupérées à l'aide d'une pince et ressorties par la voie arthroscopique instrumentale. Les bandelettes de PET sont tractées par les boucles dans les tunnels puis dans les

canules de travail et ensuite sont récupérées en externe. On tracte alors directement les bandelettes de PET afin de faire pénétrer chaque extrémité du transplant dans sa logette en press-fit. Une fois la tension du transplant satisfaisante, celui-ci est fixé par 2 vis d'interférence fémorale et tibiale, qui ne prennent appui que sur les bandelettes de PET et laissent la partie intra osseuse du transplant tendineux en contact par press-fit avec l'os, permettant la fixation tendon-os sur une surface maximale de 360° (figure 10a,b et c).



**Figure 10a. Résumé de la technique TLS en 12 étapes. Etapes 1 à 4.**

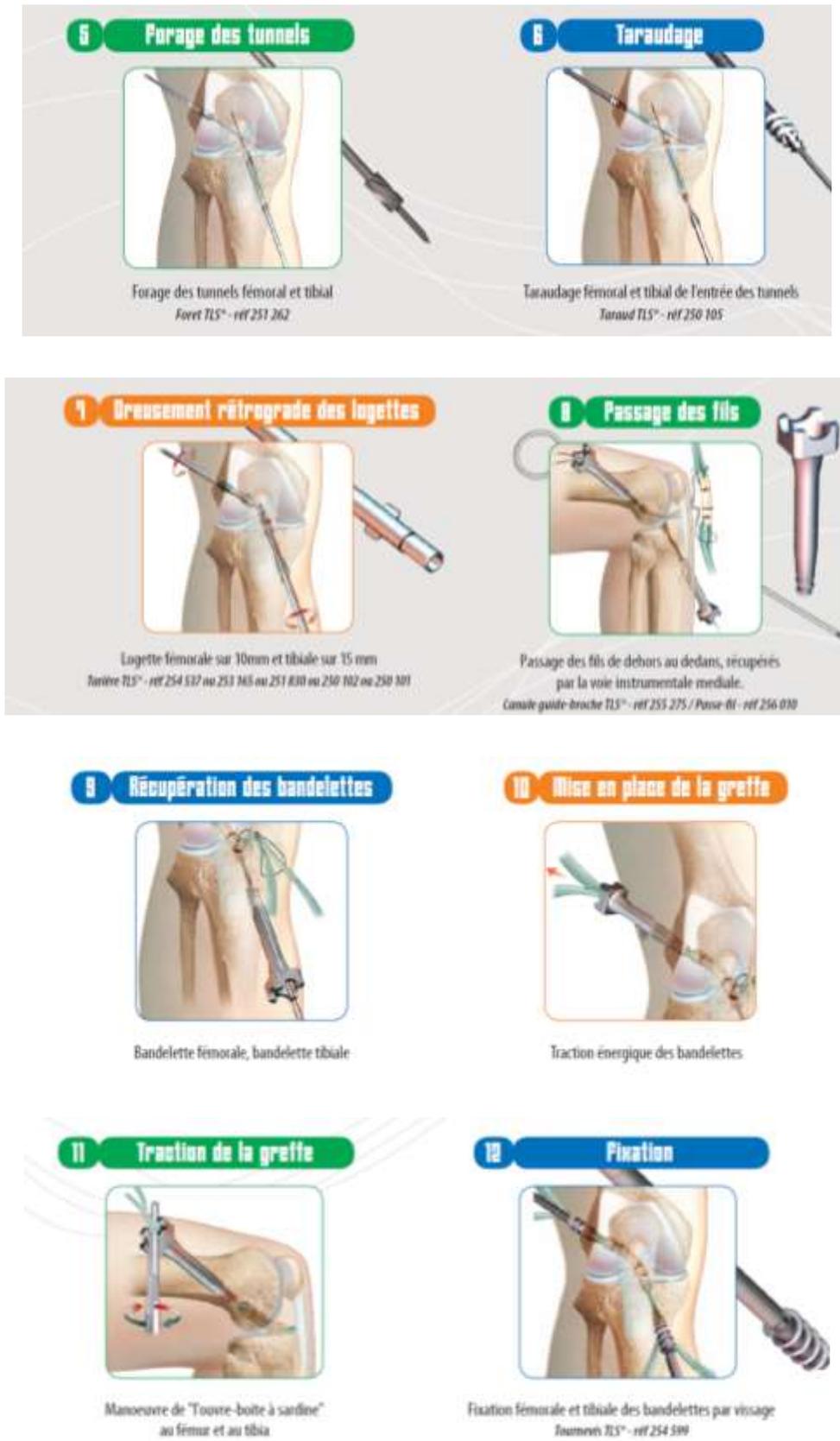


Figure 10b. Résumé de la technique TLS en 12 étapes. Etapes 5 à 12.



Table de travail TLS®



Viseur Universel



Vis d'ancrage TLS®



Bandelette d'ancrage TLS®

**Figure 10c. Ancillaire dédié Tape Locking Screw.**

### c. Technique de prélèvement des échantillons

Tous les patients ont été opérés selon la technique TLS. Le prélèvement du transplant de DT se faisait au stripper ouvert à la face médiale du genou par une courte incision en regard de l'insertion tibiale de la patte d'oie. Les transplants étaient préparés par plicature en 4 brins suturés entre eux au fil Vycril® N°2 résorbable et montés sur bandelette de PET (figure 11).



**Figure 11. Transplant hybride composé d'un tendon demi-tendineux replié en quatre brins sur deux bandelettes de polyéthylène téréphtalate.**

Le calibre et la longueur des transplants ont été mesurés à l'aide d'un pied à coulisse et un prélèvement d'un centimètre de longueur sur un millimètre d'épaisseur a été réalisé au bistouri froid (lame 11) dans sa partie moyenne. Le transplant composite était ensuite fixé sur un système de traction calibré par le constructeur à 500 N pendant 5 minutes dans 17 cas, 2 minutes dans 13 cas et 30 secondes dans 8 cas (figure 12). A la suite, la longueur du transplant était à nouveau mesurée et un nouveau prélèvement réalisé dans sa partie moyenne, à distance du premier.



**Figure 12. Transplant hybride (4 brins de demi-tendineux sur bandelette en polyéthylène téréphthalate) en traction axiale statique sur table de travail TLS<sup>®</sup> calibrée pour une précontrainte de 500 newtons.**

## d. Traitement des prélèvements en MEB

Les prélèvements de tendon demi-tendineux ont été réalisés en peropératoire et immédiatement fixés dans des sets prêts à l'emploi stockés à 4°C. Le fixateur était composé d'une solution de glutaraldéhyde 4% en solution tampon de cacodylate, pH 7.4. Les échantillons ont été fixés pendant 24 heures à 4°C dans le bloc opératoire, puis rincés, stockés dans une solution tampon de cacodylate et envoyés au laboratoire. Les échantillons ont à nouveau été rincés puis dégraissés dans de l'acétone-xylène et post-fixés dans une solution de tétroxyde d'osmium 1% en solution tampon de cacodylate 0,1M. Enfin ils ont été déshydratés dans une série de bains d'éthanol de concentrations croissantes, et séchés pendant une heure par la méthode du point critique utilisant du dioxyde de carbone liquide. Ils ont été ensuite revêtus de carbone avant l'examen en Microscopie électronique à balayage à 3-7kV (Jeol JSM-6301F, figure 13).

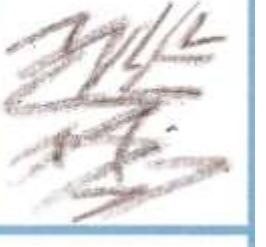


**Figure 13. Appareil de Microscopie électronique à balayage, à effet de champ Jeol JSM-6301 F destiné à l'observation d'échantillons secs, conducteurs ou faiblement isolants (Tension d'accélération: 0,5 à 30 kV /agrandissement de 10 à 450 000/Résolution 2 nm). Laboratoire SCIAM, Angers.**

## **e. Interprétation**

Les photos de MEB (x10000) ainsi réalisées ont été analysées par deux intervenants indépendants à deux reprises selon un score d'analyse optique semi quantitatif, Score CIP, s'échelonnant de 3 à 12 points, prenant en compte la cohésion des fibrilles de collagène (sur 4 points), l'intégrité des fibrilles de collagène (sur 4 points) et le parallélisme des fibrilles de collagène (sur 4 points)(figure 14). Un point était attribué pour le respect du quart du contingent de fibrilles observées et ceux pour chacun des items : cohésion, intégrité et parallélisme. Les fibrilles plicaturées ont été considérées non continues et altérées.

Cette analyse a été conduite en aveugle après anonymisation et randomisation des échantillons.

	<b>4</b>	<b>3</b>	<b>2</b>	<b>1</b>
<b>C</b>				
<b>I</b>				
<b>P</b>				

**Figure 14. Score CIP (Cohésion/Intégrité/Parallélisme). Score semi-quantitatif allant de 3 à 12 points.**

## **f. Etude statistique**

Un test de normalité (Kolmogorov-Smirnov) a été effectué sur toutes les variables de l'étude avant d'effectuer les statistiques paramétriques. Le score CIP, ainsi que ses items, cohésion, intégrité et parallélisme ont été considérés pour effectuer ces tests comme des variables continues. Pour comparer les résultats avant et après prétension (série globale, 5min, 2min, 30secondes), un test d'égalité des espérances (test de Student) pour observation appariée et de variance égale a été effectué. Pour comparer les variables des sous-groupes 5min, 2min et 30 secondes, un test d'égalité des espérances pour observation non appariée et de variance égale a été effectué.

Le coefficient de corrélation  $r$  de Pearson a été calculé entre toutes les variables et le score CIP avant, après prétension ainsi qu'avec le delta CIP.

La reproductibilité Inter-observateur et intra-observateur a été testé par le calcul du Coefficient de Corrélation Intraclasse (ICC), selon Shrout et Fleiss[39]. Les logiciels SPSS 16.0 et Microsoft <sup>TM</sup> Office Excel 2007 ont été utilisés pour toutes les statistiques.

### III. Résultats

#### a. Démographie de la série

L'inclusion a porté sur 38 patients. Il y avait 30 hommes et 8 femmes. L'âge moyen était de 25,6 ans (min 13 ans –max 50 ans).

#### b. Caractéristiques des transplants

Avant traction, la longueur moyenne des transplants était de 50,7 mm (45-60) et le calibre moyen de 9mm (6,5-13). Après traction, la longueur moyenne des transplants était de 53,3 mm (48-63) et l'allongement relatif moyen était de 5,2% (min 1,89 /max 8,89) (tableaux Ia, Ib, Ic).

	<i>Longueur (mm) avant traction</i>	<i>Longueur (mm) après traction</i>	<i>Allongement relatif en %</i>
<b>Moyenne</b>	50,70	53,31	5,21
<b>Médiane</b>	50	52,5	5,28
<b>Écart-type</b>	3,35	3,47	1,60
<b>Minimum</b>	45,00	48,00	1,89
<b>Maximum</b>	60,00	63,00	8,89

**Tableau Ia. Statistique descriptive des longueurs des transplants.**

**Série globale n= 38.**

	<i>Longueur (mm) avant traction</i>	<i>Longueur (mm) après traction</i>	<i>Allongement relatif en %</i>
<b>Série 5 min</b>	51,35	53,76	4,72
<b>Série 2 min</b>	50,15	53,23	6,17
<b>Série 30 s</b>	50,12	53,5	4,67

**Tableau Ib. Statistique descriptive des longueurs des transplants.**

**Série 5 min, 2 min et 30 s.**

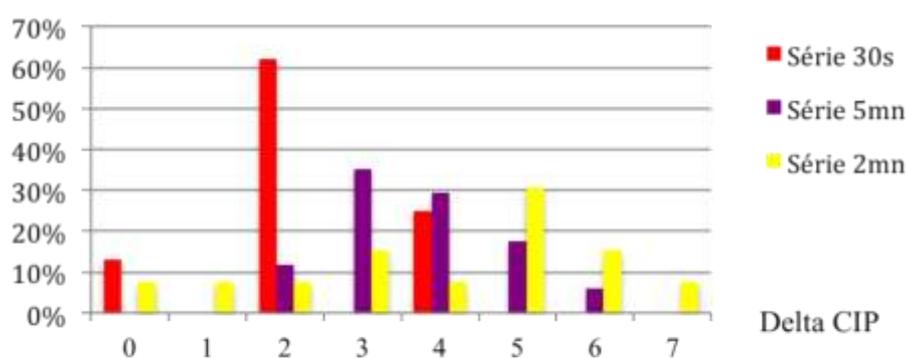
	<i>Diamètre fémur(mm)</i>	<i>Diamètre tibia (mm)</i>	<i>Diamètre moyen(mm)</i>
<b>Moyenne</b>	8,64	9,33	8,99
<b>Médiane</b>	8,50	9,00	9,00
<b>Écart-type</b>	1,04	1,49	1,18
<b>Minimum</b>	6,00	7,00	6,50
<b>Maximum</b>	11,00	16,00	13,00

**Tableau Ic. Statistique descriptive des diamètres des transplants.**

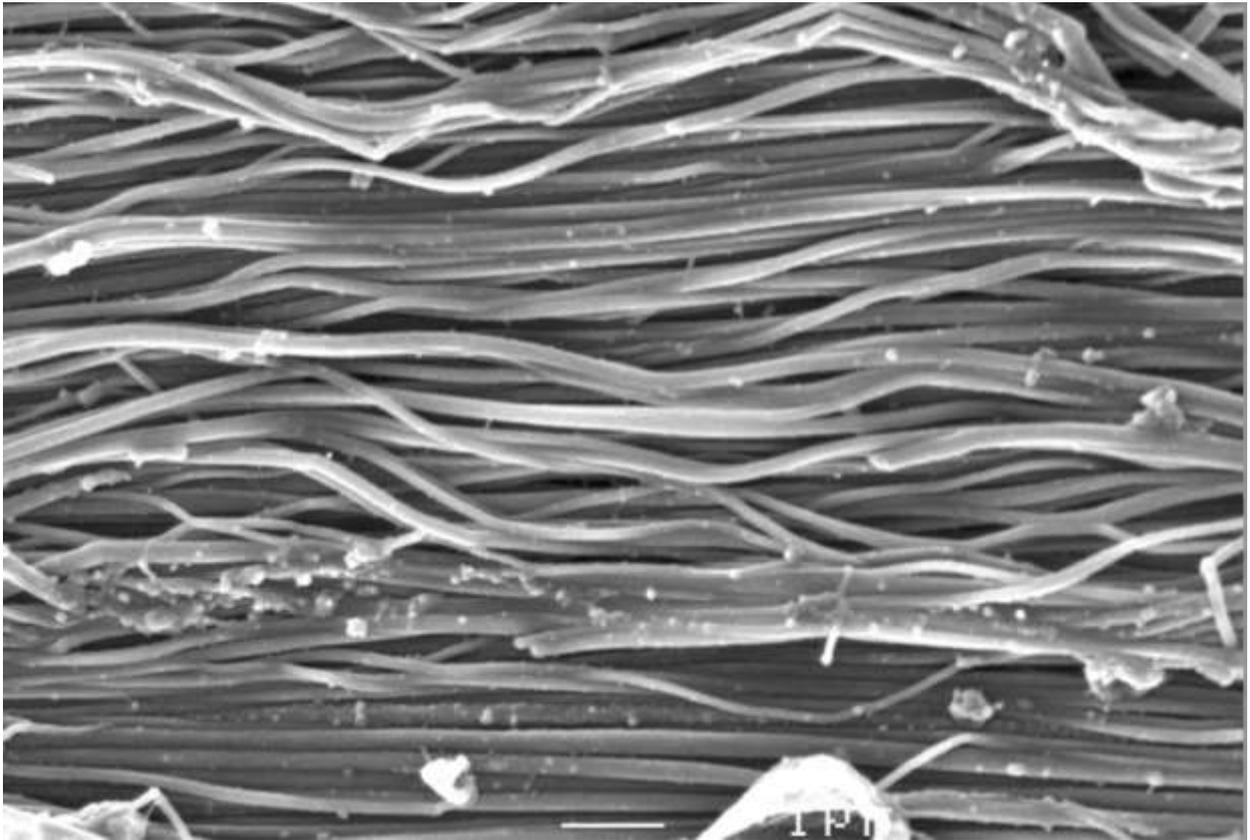
### c. Microscopie électronique à balayage

Les photographies réalisées en MEB montraient typiquement après précontrainte une désorganisation de l'ultrastructure collagénique avec une perte de cohésion, la perte du caractère unidirectionnel de l'architecture collagénique propre au tendon, ainsi qu'une atteinte de l'intégrité des fibrilles avec la présence de plicatures de celles-ci. L'altération de l'ultrastructure collagénique a été retrouvée dans tous les sous groupes mais dans des proportions différentes (Fig. 16a et b, Fig. 17a et b, Fig. 18a et b).

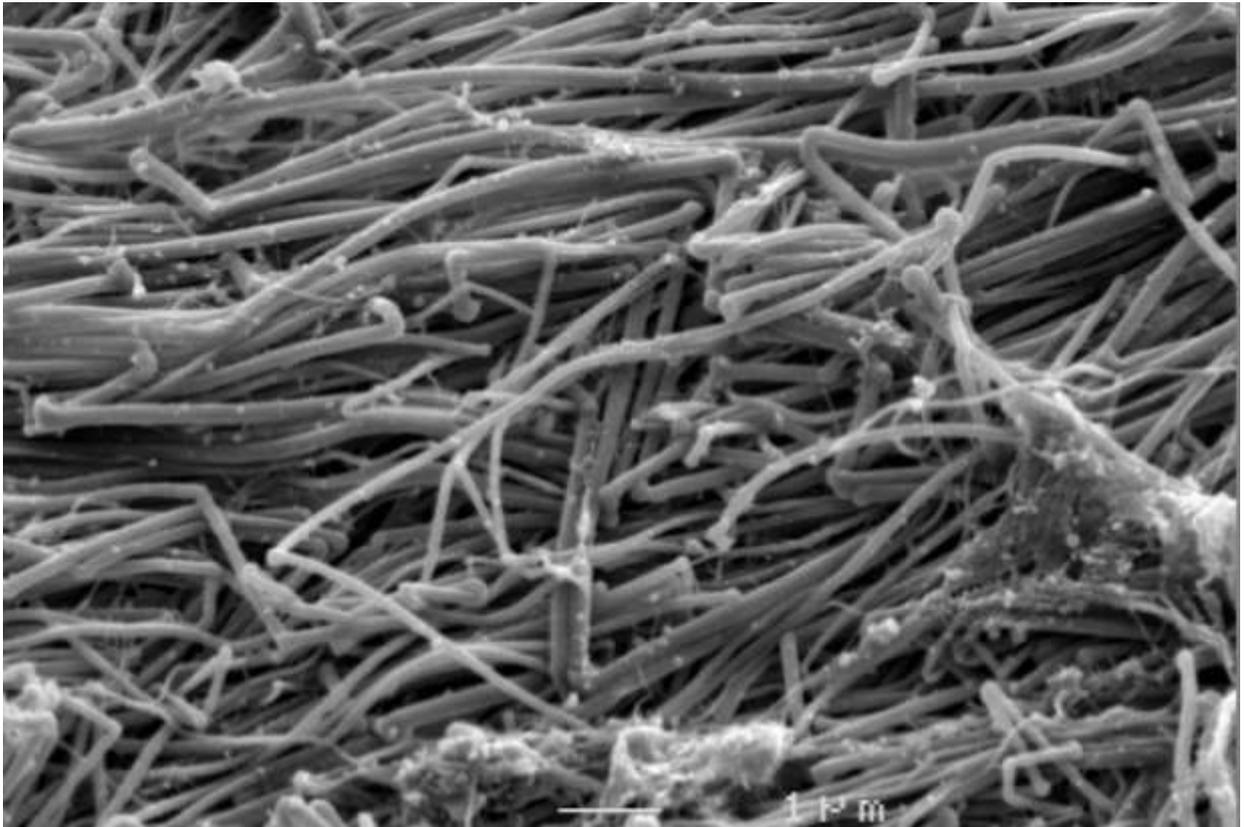
Ainsi dans les sous groupes 5min et 2min, respectivement 15 sur 17 transplants et 10 sur 13 transplants avaient perdu au moins 3 points sur le score CIP (> 2 déviations standards), et dans le sous groupe 30 secondes seulement 2 sur 8 transplants avaient perdu 3 points ou plus (figure 15).



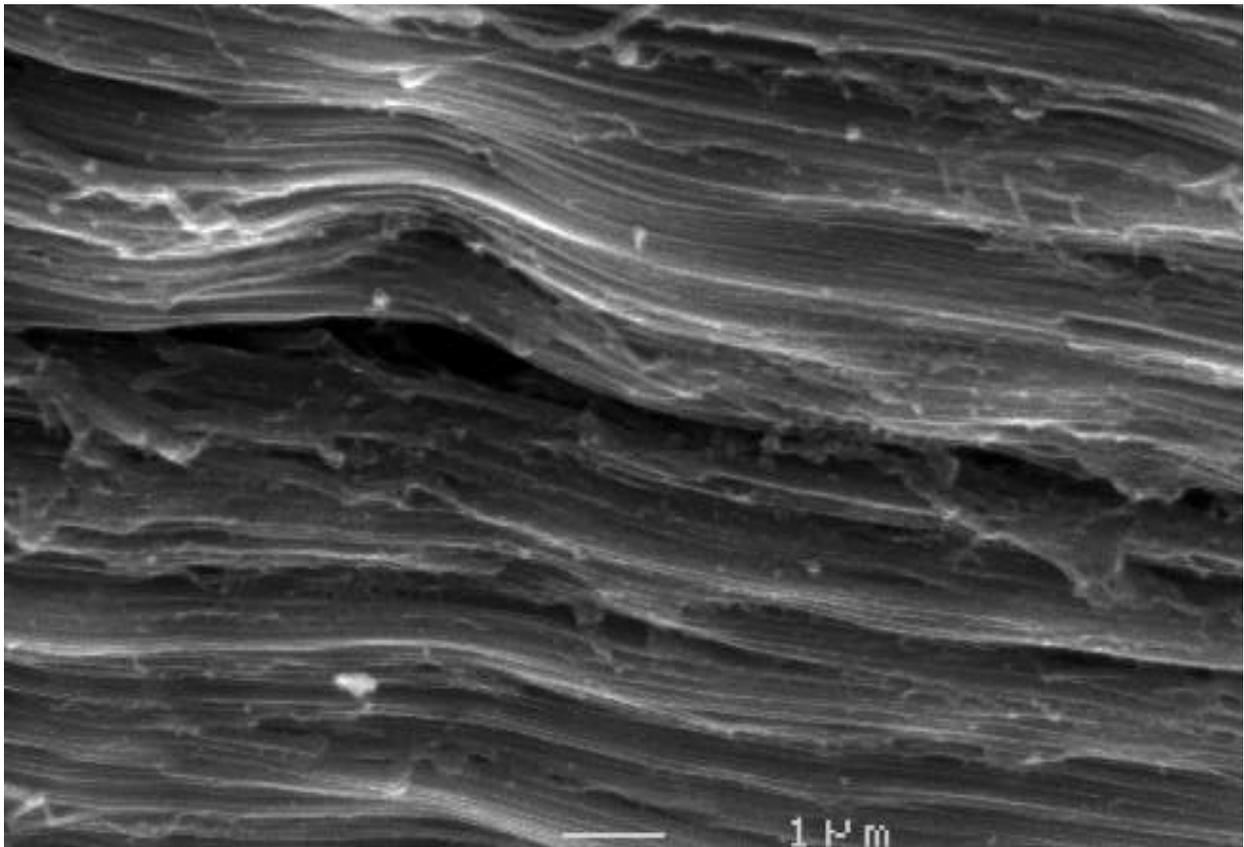
**Figure 15. Distribution de la perte de score CIP (Delta CIP) en pourcentage selon les sous groupes.**



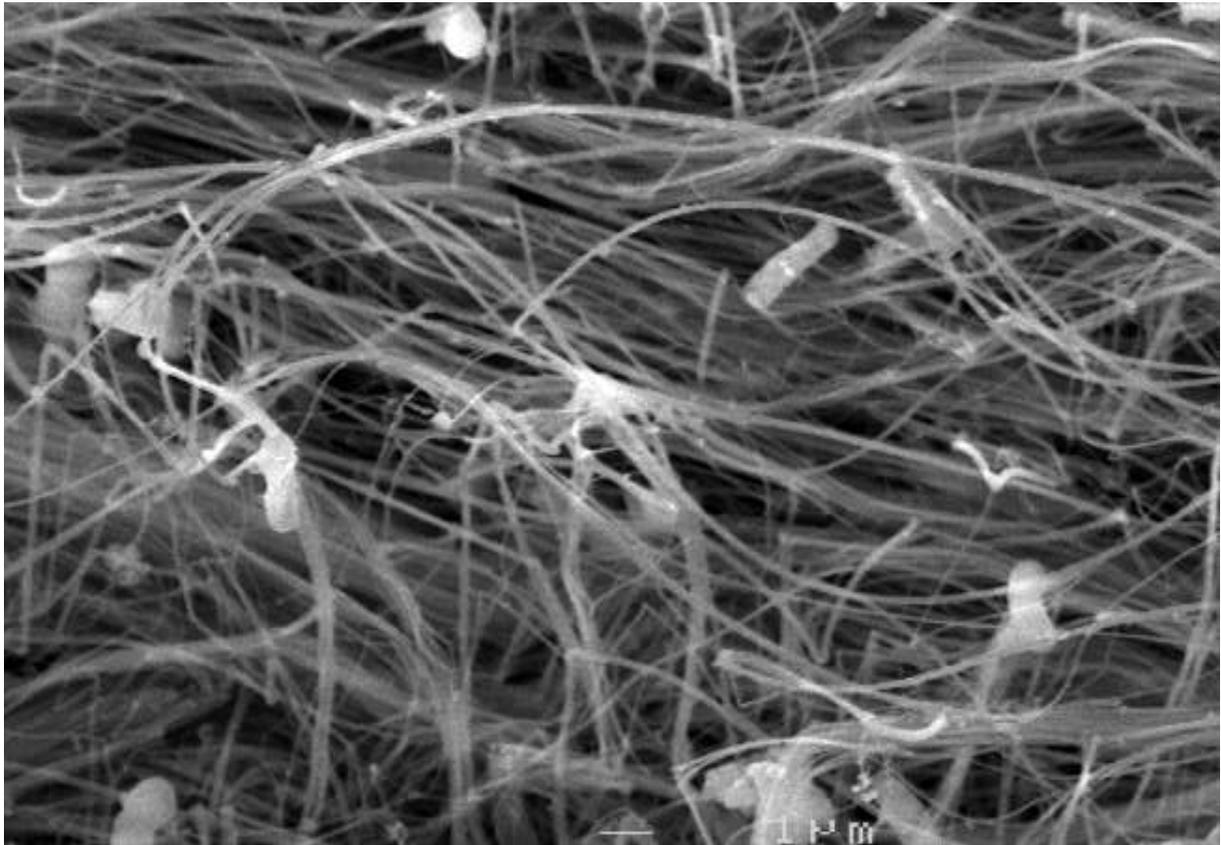
**Figure 16a. MEB (x10000).Ultrastructure collagénique du transplant avantprétension.Score CIP: 11 points (3/4/4).**



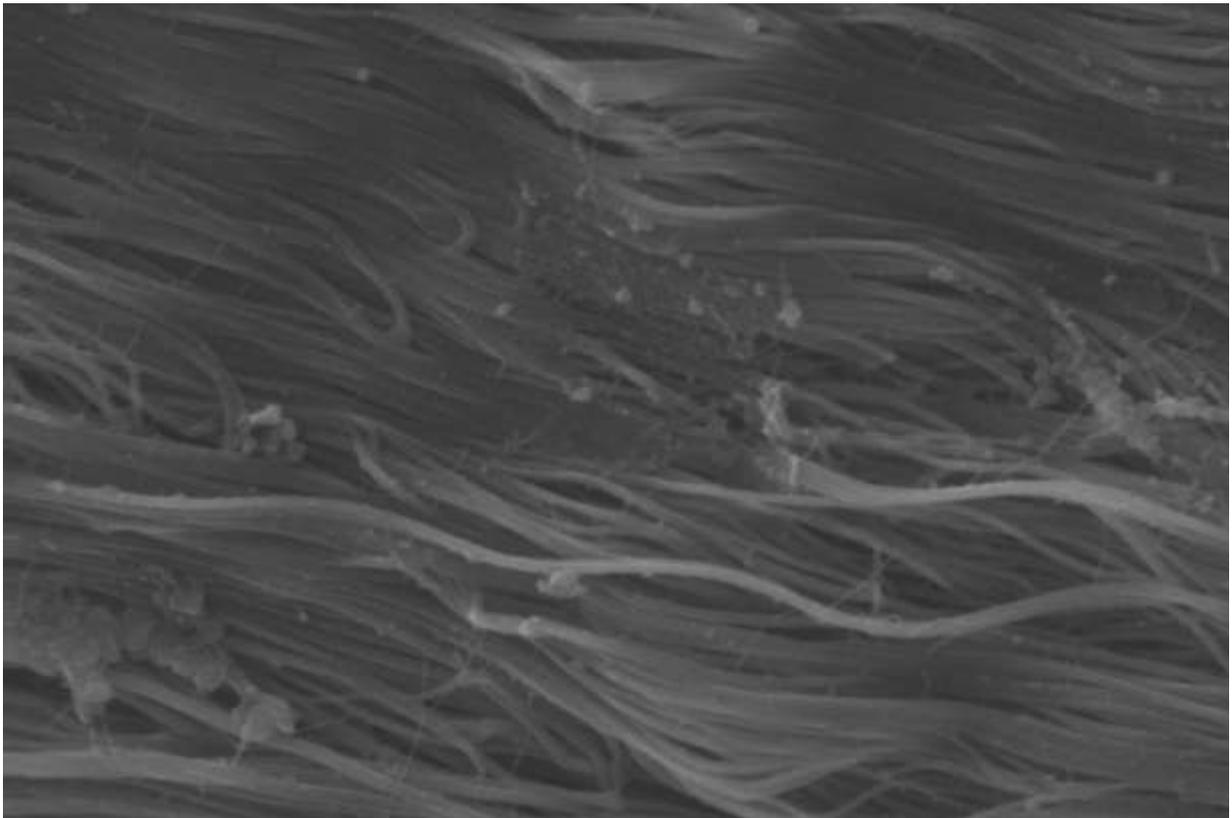
**Figure 16b. MEB x10000, ultrastructure collagénique du transplant après prétension de 5 min à 500 Newtons.Score CIP: 5 points (2/1/2).**



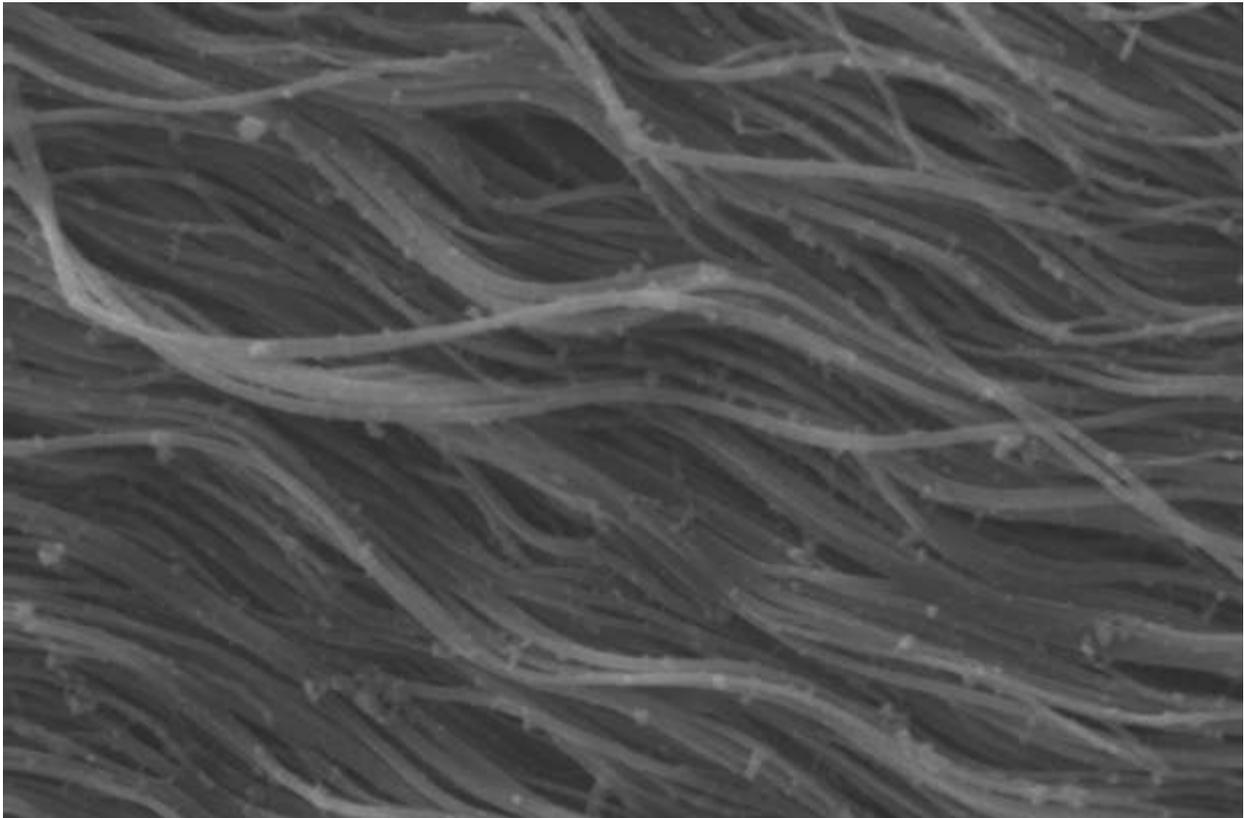
**Figure 17a. MEB x10000. Ultrastructure collagénique du transplant avantprétension.Score CIP: 12 points (4/4/4).**



**Figure 17b. MEB x10000. Ultrastructure collagénique du transplant après prétension de 2 min à 500 Newtons. Score CIP: 3 points (1/1/1).**



**Figure 18a. MEB x10000. Ultrastructure collagénique du transplant avantprétension.Score CIP: 12 points (4/4/4).**



**Figure 18b. MEB x10000. Ultrastructure collagénique du transplant après prétension de 30 secondes à 500 Newtons.Score CIP: 10 points (3/4/3).**

## d. Résultats statistiques

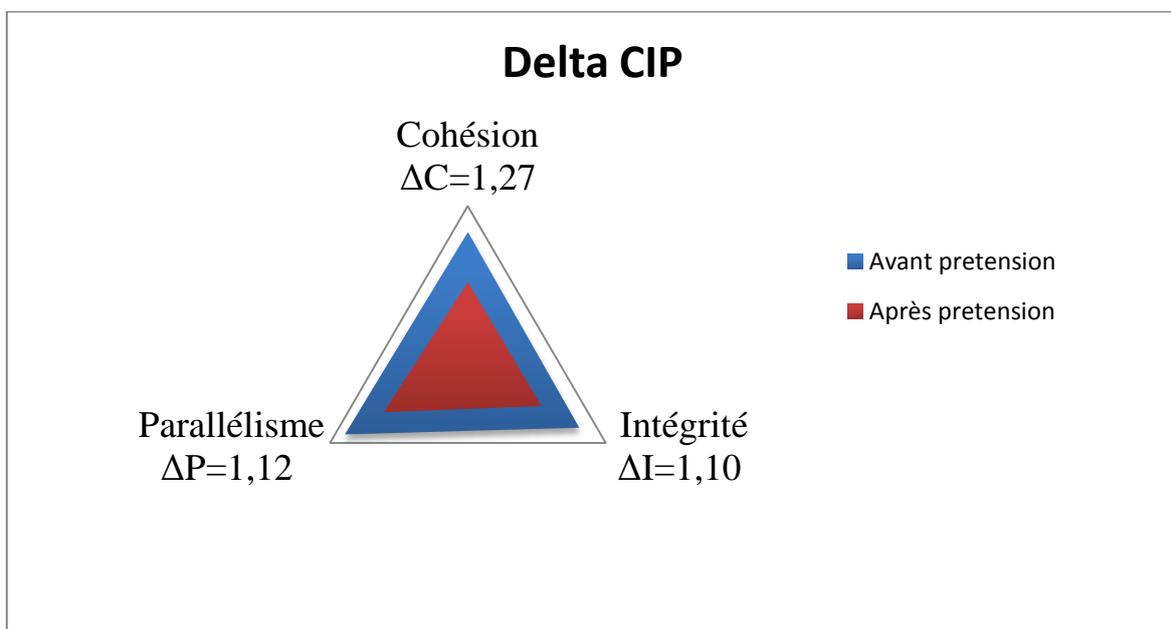
Toutes les variables suivaient une distribution selon la loi normale.

Les scores moyens CIP et par item (cohésion, intégrité, et parallélisme) étaient respectivement de 10,15 et 3,34 ; 3,23 ; 3,57 avant et 6,65 et 2,07; 2,13 ; 2,45 après précontrainte dans la série globale (n=38).

Le Delta CIP correspondant à la perte de score après précontrainte dans la série globale était de 3,5 points (0-7), une différence statistiquement significative a ainsi été retrouvée ( $p < 0,005$ ) entre le score avant et après prétension et ce quelque soit l'item (tableau II et figure 19).

	CIP				Cohésion				Intégrité				Parallélisme			
	Avant	Après	Delta	p	Avant	Après	Delta	p	Avant	Après	Delta	p	Avant	Après	Delta	P
Série n=30	10,15	6,65	3,5	1,6E <sup>-15</sup>	3,34	2,07	1,27	6,4E <sup>-11</sup>	3,23	2,13	1,10	2,6E <sup>-11</sup>	3,57	2,45	1,12	2,3E <sup>-11</sup>

**Tableau II. Résultats du Score CIP dans la série globale et résultats statistiques ( $p < 0,005$  quelque soit l'item).**



**Figure 19. Delta C/I/P série globale, différences par item toutes significatives ( $p < 0,005$ ).**

Dans les sous groupes 5minutes et 2minutes,une différence statistiquement significative ( $p < 0,005$ ) a été retrouvée pour le score CIP et par item après prétension. Dans le sous groupe 30 secondes, seul le score CIP global était statistiquement altéré après prétension, les résultats par item ne montraient pas de différence statistiquement significative (tableau III).

	CIP				Cohésion				Intégrité				Parallélisme			
	Avant	Après	Delta	p	Avant	Après	Delta	P	Avant	Après	Delta	p	Avant	Après	Delta	p
5min n=17	10,24	6,53	3,71	2,5E <sup>-10</sup>	3,41	2,12	1,29	1E <sup>-07</sup>	3,24	2,06	1,18	5,4E <sup>-06</sup>	3,59	2,35	1,24	4,5E <sup>-06</sup>
2min n=13	10,31	6,31	4,00	1,6E <sup>-05</sup>	3,38	1,77	1,62	5,6E <sup>-05</sup>	3,31	2,08	1,23	5,2E <sup>-05</sup>	3,62	2,46	1,15	5,8E <sup>-05</sup>
30s n=8	9,75	7,5	2,25	0,002	3,125	2,5	0,625	0,094	3,125	2,375	0,75	0,019	3,5	2,625	0,875	0,021

**Tableau III. Résultats du Score CIP par sous groupe.**

Aucune différence significative ( $p>0,005$ ) n'a été retrouvée entre les sous groupes (5 min, 2 min et 30 secondes) concernant le Delta CIP (correspondant à la perte de score CIP), le Delta C, le Delta I, le Delta P (tableau IV).

<b>P*</b>	<b><math>\Delta</math>CIP</b>	<b><math>\Delta</math>C</b>	<b><math>\Delta</math>I</b>	<b><math>\Delta</math>P</b>
<b>5min VS 2min</b>	0,62	0,26	0,84	0,76
<b>5min VS 30s</b>	0,01	0,04	0,18	0,29
<b>2min VS 30s</b>	0,05	0,03	0,15	0,41

**Tableau IV. Résultats statistiques des comparaisons du Delta CIP entre les trois sous groupes.**

L'âge, le sexe, l'allongement relatif, le diamètre du transplant et le score CIP initial n'étaient pas prédictifs du score CIP final.

Le Coefficient de Corrélation Intraclasse (ICC) intra-observateur était de 0.851 (tableau V) et l'ICC inter-observateur était de 0.926 (tableau VI).

<b>ICC intra-observateur</b>	<b>ICC TEST</b>	<b>intervalle de confiance</b>	<b>p</b>
CIP	0.851	[0.689 – 0.921]	p<0.001
Cohésion	0.779	[0.642 – 0.865]	p<0.001
Intégrité	0.670	[0.445 – 0.805]	p<0.001
Parallélisme	0.846	[0.752 – 0.905]	p<0.001

**Table V. Coefficient de Corrélation Intraclasse intra-observateur.**

<b>ICC Inter-observateur</b>	<b>ICC TEST</b>	<b>intervalle de confiance</b>	<b>p</b>
CIP	0.926	[0.870-0.957]	p<0.001
Cohésion	0.858	[0.731-0.921]	p<0.001
Intégrité	0.782	[0.660-0.864]	p<0.001
Parallélisme	0.798	[0.684-0.874]	p<0.001

**Table VI. Coefficient de Corrélation Intraclasse inter-observateur.**

## **IV. Discussion**

### **a. Interprétation des résultats**

La mise en prétension peropératoire à 500 newtons d'un transplant hybride quatre brins de demi-tendineux et bandelettes de PET dans une technique de reconstruction du ligament croisé antérieur pendant plus de 30 secondes est responsable d'une altération significative de la cohésion, de l'intégrité et du parallélisme des fibrilles de collagène. Lorsque la prétension n'excède pas 30 secondes une altération de l'ultrastructure collagénique est aussi détectable mais dans des proportions moindres. Ces modifications sont indentifiables et quantifiables en microscopie électronique à balayage en utilisant le score CIP qui a démontré une excellente corrélation intra et inter observateur.

### **b. Points forts de l'étude**

Ce résultat statistiquement significatif est issu d'une méthodologie de niveau de preuve II, prospective, comparative, avec une analyse en aveugle par deux intervenants indépendants. Il vient appuyer plusieurs observations de la littérature [7,8,20,22,26,32,41,43,48] qui pose la question de l'innocuité des procédures de prétension des transplants dans la ligamentoplastie du LCA. Sur un sujet controversé, il est ainsi rapporté de nouveaux éléments. D'autre part, il s'agit d'une étude originale utilisant la MEB, technique validée dans l'analyse ultrastructurale des tissus collagènes [14,33,40,49] mais n'ayant pas encore été utilisée pour l'analyse de l'effet de la prétension sur les transplants de reconstruction du LCA. De plus, il s'agit de la seule étude qui à notre

connaissance utilise des prélèvements réalisés en peropératoire et non sur sujet anatomique ou en expérimentation animale.

### **c. Points faibles de l'étude**

Les biais de cette étude sont un faible nombre de patients et l'utilisation d'un score semi-quantitatif basé sur une analyse optique des photographies de MEB impliquant une part de subjectivité. Pour autant, le score CIP a été validé par un ICC intra et inter observateur de 0.851 et 0.926 avec une analyse réalisée en aveugle montrant une excellente corrélation intra et inter observateur. D'autre part, la force de prétension à 500N propre au TLS est plus importante que dans la majorité des études présentées dans la littérature [1,9,24,29,32,42,48]. Les résultats ne peuvent donc pas être extrapolés à toutes les autres techniques de préconditionnement même si Hamner et al. ont mesuré l'UFML (Ultimate Failure at Maximum Load) pour un tendon nu de demi-tendineux à 1060N et à environ 4000N pour un transplant 4 brins. La charge de 500N ne correspond donc qu'à 12,5% de l'UFML[15], de plus, une partie de l'énergie de prétension est absorbée dans la déformation des bandelettes de PET (résistance à la rupture :  $1400 \pm 150$  N / allongement à la rupture :  $27 \pm 5$  %). Il est également possible de remettre en cause la valeur des observations faites à partir de prélèvements focaux pour le transplant dans sa globalité. Ce biais a été limité ici en réalisant les prélèvements en plein corps du transplant.

Enfin, si une altération ultrastructurelle est constatée ici, il s'agit d'une étude préimplantatoire qui ne permet pas de conclure sur le devenir du transplant après implantation à moyen et long terme. En effet, les capacités

d'intégration et de remodelage des transplants sont bien connues [8,32,49,38,21] et ne sont pas prises en compte ici.

#### **d.Comparaison avec la littérature**

Le préconditionnement d'un transplant par précontrainte permet d'obtenir un transplant plus rigide par abolition de ses capacités viscoélastiques et par conséquent une diminution de la laxité résiduelle [3,8,13,20,23-25,29,32,37,46].

Les protocoles de prétention décrits dans la littérature peuvent comporter un cyclage ou une mise en contrainte statique axiale (sur ancillaire dédié ou manuelle), soit extra articulaire sur table, soit intra articulaire en prenant appui sur la fixation fémorale [25]. Une large littérature montre ainsi l'intérêt de rigidifier le transplant afin de diminuer la laxité tibio-fémorale post-implantation et retrouve une supériorité du préconditionnement sur ancillaire, du fait d'une meilleure reproductibilité [25].

Cependant le plus souvent il s'agit d'études mesurant des différences de laxité dans les suites immédiates de protocoles de précontrainte sans tenir compte des effets de ces protocoles sur l'intégration, le remodelage et la viabilité du transplant.

Selon Elias et al. une précontrainte de 160 N vs 80 N permet l'obtention d'un transplant plus rigide et de diminuer la laxité résiduelle[10]. Cependant pour Numazaki et al.aucun avantage biomécanique n'a été retrouvé au delà de 80N [29] et seule une tendance de supériorité était retrouvée dans les transplants hybrides prétendus à 80N pour Arneja [1]. De plus Figueroa et al.

dans un modèle animal (tendon porcin) ont rapporté une résistance inférieure des transplants précontraints [12].

Ainsi certains recommandent 40N [32] pour éviter tout trouble de revascularisation. Yoshiya et al. montrent des lésions d'overconstraining dès 30N [48] et d'autres auteurs ne retrouvent pas de différence significative entre le groupe précontraint et le groupe non précontraint à des niveaux de forces de prétension similaires [9,42,48] dans des études mécaniques et cliniques intégrant des laximétries objectives et des scores fonctionnels cliniques.

Les forces de précontrainte à appliquer ne font l'objet d'aucun consensus. En effet la force de précontrainte à appliquer est tissu dépendant [17,22] et l'inhomogénéité des études présentées dans la littérature du fait des différents types de ligamentoplasties du LCA ne permet pas de dégager de véritable recommandation.

Les modifications de l'ultrastructure collagénique constatées dans la présente étude pourraient fournir une explication aux résultats montrant l'influence de la prétension sur le remodelage, la néo vascularisation, l'intégration et l'efficacité mécanique du transplant.

En effet les images observées ici en MEB montrent une désorganisation de l'ultrastructure collagénique, la perte de la cohésion des fibrilles, la présence de plicatures des fibrilles, stigmate de leur rupture, et enfin l'altération du caractère unitendu des fibrilles de collagène. Autant de variables jouant un rôle important dans le succès de la greffe et dont l'impact reste encore mal connu [7,8,22,23,27,32,43,48].

L'allongement relatif moyen des transplants retrouvé dans notre série, en moyenne de 5,20% (1,9-8,9), se trouve dans la zone élastique dont les limites ont été définies entre 0 et 4 à 8% selon les auteurs [11,34,44]. De plus l'allongement relatif mesuré doit être pondéré par le nombre d'interfaces contenues dans le transplant hybride utilisé ici (brin-brin, brin-PET) par rapport aux études sur tendon nu. En effet, lors de la prétension, les différents éléments composant le transplant hybride glissent les uns par rapport aux autres pour permettre l'égalisation des forces de traction entre les quatre brins et la conformation de l'interface PET-tendon [3,18,19,36]. Une part non quantifiable d'allongement par étirement en phase plastique ne peut toutefois pas être écartée.

## V. Conclusion

L'analyse en MEB d'échantillons peropératoires d'un transplant hybride 4brins DT + PET prétendu à 500N pendant plus de 30 secondes montre une désorganisation ultrastructurelle des faisceaux de fibrilles de collagène. Lors d'une prétension d'une durée inférieure à 30 secondes des modifications ultrastructurales ont été observées mais dans des proportions bien moindres. Ces observations pourraient fournir une explication aux publications précédentes de la littérature selon lesquelles la prétension pourrait entraîner une perte des capacités de remodelage et d'intégration des transplants. Toutefois, il sera nécessaire de corrélérer ces observations réalisées au niveau ultrastructurel à la clinique, par un suivi prospectif incluant une laximétrie objective, afin de participer à l'émergence d'un consensus sur l'intensité et la durée de la prétension à appliquer au transplant.

## VI. Bibliographie

1. Arneja S, McConkey MO, Mulpuri K, Chin P, Gilbert MK, Regan WD, Leith JM (2009) Graft tensioning in anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic. *Arthroscopy* 25 (2):200-207
2. Arnold MP, Lie DT, Verdonschot N, de Graaf R, Amis AA, van Kampen A (2005) The remains of anterior cruciate ligament graft tension after cyclic knee motion. *Am J Sports Med* 33 (4):536-542
3. Blythe A, Tasker T, Zioupos P (2006) ACL graft constructs: In-vitro fatigue testing highlights the occurrence of. *Technol Health Care* 14 (4-5):335-347
4. Brandsson S, Faxen E, Kartus J, Jerre R, Eriksson BI, Karlsson J (2001) A prospective four- to seven-year follow-up after arthroscopic anterior cruciate. *Scand J Med Sci Sports* 11 (1):23-27
5. Cabaud HE (1983) Biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* (172):26-31
6. Collette M, Cassard X (2011) The Tape Locking Screw technique (TLS): A new ACL reconstruction method using a short hamstring graft. *Orthop Traumatol Surg Res*. doi:S1877-0568(11)00108-3 [pii]
7. Corsetti JR, Jackson DW (1996) Failure of anterior cruciate ligament reconstruction: the biologic basis. *Clin Orthop Relat Res* (325):42-49
8. Dargel J, Gotter M, Mader K, Pennig D, Koebeke J, Schmidt-Wiethoff R (2007) Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical. *Strategies Trauma Limb Reconstr* 2 (1):1-12
9. Ejerhed L, Kartus J, Kohler K, Sernert N, Brandsson S, Karlsson J (2001) Preconditioning patellar tendon autografts in arthroscopic anterior cruciate. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9 (1):6-11

10. Elias JJ, Kilambi S, Ciccone WJ, 2nd (2009) Tension level during preconditioning influences hamstring tendon graft properties. *Am J Sports Med* 37 (2):334-338
11. Elliott DH (1967) The biomechanical properties of tendon in relation to muscular strength. *Ann Phys Med* 9 (1):1-7
12. Figueroa D, Calvo R, Vaisman A, Melean P, Figueroa F (2010) Effect of tendon tensioning: an in vitro study in porcine extensor tendons. *Knee* 17 (3):245-248
13. Graf BK, Vanderby R, Jr., Ulm MJ, Rogalski RP, Thielke RJ (1994) Effect of preconditioning on the viscoelastic response of primate patellar. *Arthroscopy* 10 (1):90-96
14. Hadjicostas PT, Soucacos PN, Koleganova N, Piecha G, Krohmer G, Berger I (2008) Comparative analysis of the microstructure of the hamstring tendons: An Electron Microscopic, Histologic, and Morphologic Study. *J Surg Orthop Adv* 17 (3):153-158
15. Hamner DL, Brown CH, Jr., Steiner ME, Hecker AT, Hayes WC (1999) 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 Am* 81 (4):549-557
16. Harner CD, Giffin JR, Duntzman RC, Annunziata CC, Friedman MJ (2001) Evaluation and treatment of recurrent instability after anterior cruciate. *Instr Course Lect* 50:463-474
17. Heis FT, Paulos LE (2002) Tensioning of the anterior cruciate ligament graft. *Orthop Clin North Am* 33 (4):697-700
18. Hoher J, Livesay GA, Ma CB, Withrow JD, Fu FH, Woo SL (1999) Hamstring graft motion in the femoral bone tunnel when using titanium button/polyester tape fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7 (4):215-219

19. Hoher J, Scheffler SU, Withrow JD, Livesay GA, Debski RE, Fu FH, Woo SL (2000) Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 18 (3):456-461. doi:10.1002/jor.1100180319
20. Howard ME, Cawley PW, Losse GM, Johnston RB, 3rd (1996) Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 12 (3):287-292
21. Janssen RP, van der Wijk J, Fiedler A, Schmidt T, Sala HA, Scheffler SU (2011) Remodelling of human hamstring autografts after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19 (8):1299-1306. doi:10.1007/s00167-011-1419-y
22. Jaureguito JW, Paulos LE (1996) Why grafts fail. *Clin Orthop Relat Res* (325):25-41
23. Krishna KV, Sagar JV (1994) In vitro biomechanical evaluation of anterior cruciate ligament graft. *Indian J Med Res* 100:295-298
24. Labs K, Perka C, Schneider F (2002) The biological and biomechanical effect of different graft tensioning in anterior cruciate ligament reconstruction: an experimental study. *Arch Orthop Trauma Surg* 122 (4):193-199
25. Lee CH, Huang GS, Chao KH, Wu SS, Chen Q (2005) Differential pretensions of a flexor tendon graft for anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 21 (5):540-546
26. Melby A, 3rd, Noble JS, Askew MJ, Boom AA, Hurst FW (1991) The Effects of Graft Tensioning on the Laxity and Kinematics of the Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Knee. *Arthroscopy* 7 (3):257-266
27. Morrison JB (1969) Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng* 4 (12):573-580

28. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS (1984) Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 66 (3):344-352
29. Numazaki H, Tohyama H, Nakano H, Kikuchi S, Yasuda K (2002) The effect of initial graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 30 (6):800-805
30. O'Neill DB (2001) Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. A Follow-up Report. *J Bone Joint Surg Am* 83-A (9):1329-1332
31. Otto D, Pinczewski LA, Clingeleffer A, Odell R (1998) Five-year results of single-incision arthroscopic anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 26 (2):181-188
32. Pena E, Martinez MA, Calvo B, Palanca D, Doblare M (2005) A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20 (6):636-644
33. Provenzano PP, Vanderby R, Jr. (2006) Collagen fibril morphology and organization: implications for force transmission in ligament and tendon. *Matrix Biol* 25 (2):71-84
34. Rees JD, Wilson AM, Wolman RL (2006) Current concepts in the management of tendon disorders. *Rheumatology (Oxford)* 45 (5):508-521
35. Robert H, Limozin R, de P  
-  
97:40-45. doi:10.1016/j.rcot.2011.03.027
36. Roos PJ, Hull ML, Howell SM (2004) Lengthening of double-looped tendon graft constructs in three regions after cyclic loading: a study using Roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Orthop Res* 22 (4):839-846

37. Schatzmann L, Brunner P, Staubli HU (1998) Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6 Suppl 1:S56-61
38. Scheffler SU, Unterhauser FN, Weiler A (2008) Graft remodeling and ligamentization after cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16 (9):834-842. doi:10.1007/s00167-008-0560-8
39. Shrout PE, Fleiss JL (1979) Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 86 (2):420-428
40. Starborg T, Lu Y, Kadler KE, Holmes DF (2008) Electron microscopy of collagen fibril structure in vitro and in vivo including. *Methods Cell Biol* 88:319-345
41. Tohyama H, Beynon BD, Johnson RJ, Renstrom PA, Arms SW (1996) The effect of anterior cruciate ligament graft elongation at the time of. *Am J Sports Med* 24 (5):608-614
42. van Kampen A, Wymenga AB, van der Heide HJ, Bakens HJ (1998) The effect of different graft tensioning in anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 14 (8):845-850
43. Vergis A, Gillquist J (1995) Graft failure in intra-articular anterior cruciate ligament reconstructions: A Review of the Literature. *Arthroscopy* 11 (3):312-321
44. Wang JH (2006) Mechanobiology of tendon. *J Biomech* 39 (9):1563-1582
45. Wascher DC, Markolf KL, Shapiro MS, Finerman GA (1993) Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part I: The. *J Bone Joint Surg Am* 75 (3):377-386
46. Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, Wada T (1999) The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med* 27 (6):772-777
47. Yasuda K, Tsujino J, Tanabe Y, Kaneda K (1997) Effects of initial graft tension on clinical outcome after anterior cruciate ligament

- reconstruction. Autogenous doubled hamstring tendons connected in series with polyester tapes. *Am J Sports Med* 25 (1):99-106
48. Yoshiya S, Andrish JT, Manley MT, Bauer TW (1987) Graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. An in vivo study in dogs. *Am J Sports Med* 15 (5):464-470
49. Zaffagnini S, De Pasquale V, Marchesini Reggiani L, Russo A, Agati P, Bacchelli B, Marcacci M (2009) Electron microscopy of the remodelling process in hamstring tendon used as ACL. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18 (8):1052-1058

## **SERMENT MEDICAL**

**Au moment d'être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.**

**Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.**

**Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions.**

**J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.**

**J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.**

**Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.**

**Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.**

**Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.**

**Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.**

**J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.**

**Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque.**

NOM : GUILLARD PRENOM : Claude

**Titre de Thèse** : Effet de la précontrainte des transplants dans la reconstruction du ligament croisé antérieur, une étude en Microscopie Electronique à Balayage.

## RESUME

Afin de limiter les risques de détente secondaire du transplant dans la ligamentoplastie du LCA, des protocoles de précontrainte sont utilisés. Leurs effets sur l'ultrastructure collagénique du transplant sont mal connus.

L'hypothèse de ce travail est que la précontrainte entraîne une désorganisation de l'ultrastructure collagénique du transplant identifiable en microscopie électronique à balayage.

Une étude prospective comparative a été réalisée sur une série de 38 ligamentoplasties utilisant un transplant de demi-tendineux quatre brins. Des biopsies peropératoires sur les transplants avant et après précontrainte par tension axiale statique à 500 newton pendant 5min, 2min et 30 secondes selon les groupes, ont été réalisées et photographiées en Microscopie Electronique à Balayage puis analysées selon un score « CIP » sur 12 points(pts), original, prenant en compte la cohésion(4pts), le parallélisme(4pts) et l'intégrité(4pts) des fibrilles de collagène.

Les scores CIP avant et après précontrainte étaient diminués de 3,5points(10,15 avant et 6,65 après) avec  $p < 0,005$ , significatif quelle que soit la durée de précontrainte mais dans des proportions moindres dans le sous groupe 30 secondes. Les scores moyens de cohésion, intégrité, et parallélisme étaient respectivement de 3,34 ; 3,23 et 3,57 avant et de 2,07; 2,13 et 2,45 après précontrainte.

Nos résultats montrent que la précontrainte d'un transplant 4 brins de demi-tendineux dans une technique de reconstruction du LCA entraîne une altération significative de son ultrastructure, identifiable en microscopie électronique à balayage avec perte du parallélisme, de la cohésion et la présence de plicatures des fibrilles de collagène.

Ces résultats posent la question de l'innocuité de cette procédure lors de la reconstruction du ligament croisé antérieur, sur laquelle la littérature actuelle reste incomplète et ne propose aucun consensus.

**Mots clés** :prétension, ligament croisé antérieur, microscopie électronique à balayage, collagène, demi tendineux.