

ENSAM - Paris  
Laboratoire de Biomécanique  
**Rapport de projet tutoré**

Maître de stage ENSAM : Sébastien Laporte  
Maître de stage LMT : Stéphane Pattofatto

# Etude du comportement du ligament croisé antérieur du lapin en quasi-statique et en dynamique.

---

Virginie Fortineau

Paris, le 1<sup>er</sup> février 2010

## TABLE DES MATIÈRES

<b>1</b>	<b>Présentation</b>	<b>3</b>
1.1	Justification du projet . . . . .	3
1.2	Le ligament croisé antérieur (LCA) . . . . .	3
1.3	Une étude sur les animaux . . . . .	4
1.4	Un matériau visco-élastique . . . . .	5
1.5	Une étude en dynamique . . . . .	5
<b>2</b>	<b>Développement du projet</b>	<b>6</b>
2.1	Résultats attendus . . . . .	6
2.2	Expérimentations envisagées . . . . .	6
2.3	Analyse bibliographique quantitative . . . . .	6
2.4	Éléments de protocole . . . . .	8
<b>3</b>	<b>Matériel et méthodes</b>	<b>12</b>
3.1	Expériences en dynamique . . . . .	12
3.2	Expériences en quasi-statique . . . . .	17
3.3	Expériences de viscoélasticité . . . . .	18
<b>4</b>	<b>Interprétation des courbes et modèles</b>	<b>20</b>
4.1	Modèle . . . . .	20
4.2	Études viscoélastiques . . . . .	22
4.3	Études à rupture en quasi-statique et à faible vitesse . . . . .	24
4.4	Études en dynamique . . . . .	24
<b>5</b>	<b>Rupture, microstructure et histologie</b>	<b>25</b>
5.1	La rupture . . . . .	25
5.2	Zone de transition os-ligament . . . . .	26
5.3	Microstructure et composition du ligament . . . . .	26
5.3.1	Composition et structure du ligament . . . . .	27
5.3.2	À l'échelle des fibrilles et des fibres : l'action des proteoglycans . . . . .	28
5.3.3	Propriétés mécaniques et développement du ligament . . . . .	29
<b>6</b>	<b>Conclusion</b>	<b>33</b>
<b>7</b>	<b>Annexes</b>	<b>38</b>

Ce projet s'intéresse à l'étude du comportement mécanique du ligament croisé antérieur (LCA) du genou.

## 1.1 Justification du projet

Les traumatismes du LCA occurent chez les sportifs (skieurs, footballeurs) ou lors de chocs (accidents de la route, chutes). Ils concernent donc toutes les classes d'âge et sont extrêmement handicapants : ils entraînent souvent une perte de la stabilité du genou, donc une perte de mobilité. Le ligament est un tissu qui ne se régénère pas de lui-même, donc tout dommage le concernant nécessite un remplacement par la chirurgie.

Comprendre le comportement mécanique du ligament ainsi que ses modes de rupture est donc essentiel pour prévenir et analyser les dommages qu'il subit. Ce projet vise donc à améliorer la connaissance des lois de comportement matériau du LCA, en quasi-statique et en dynamique et à observer et interpréter ses modes de rupture.

Les applications d'une telle étude sont nombreuses et se retrouvent dans différents domaines :

- *le sport [Su 2008]* : pour prévoir les protocoles d'échauffement et d'étirement des grands sportifs.
- *les simulations* : la modélisation de l'être humain nécessite de connaître les lois de comportement de ses tissus.
- *la médecine* : la compréhension du comportement du ligament permet d'envisager une meilleure reconstruction, par exemple avec des ligaments artificiels plus proches du vivant.

## 1.2 Le ligament croisé antérieur (LCA)

### Définition et fonction

Les ligaments sont des tissus fibreux conjonctifs qui relient deux os entre eux. Ils sont des éléments de stabilisation passive des articulations. Ils permettent donc, quand les muscles sont relâchés, de conserver l'intégrité de l'articulation en empêchant certains mouvements. De plus, les ligaments permettent par leur connexion nerveuse de ressentir la douleur.

## Le LCA et l'articulation du genou

Situé au coeur de l'articulation femoro-tibiale, les deux ligaments croisés empêchent les mouvements dits de "tiroir" du mollet par rapport à la cuisse. Leur positionnement très médial rend toute intervention sur ces ligaments très compliquée et lourde de séquelles.

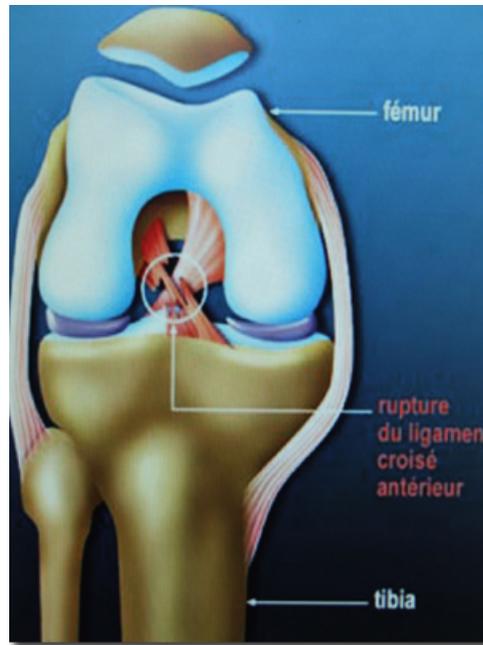


FIGURE 1.1 – L'articulation du genou - vue de derrière institut-hanche-genou.com

### 1.3 Une étude sur les animaux

L'étude sur sujets humain post mortem est compliquée à la fois en ce qui concerne l'éthique, mais aussi l'obtention de pièces anatomiques. Dans notre cas, parce que le protocole n'est pas encore validé par les études antérieures, mais aussi pour ne pas se limiter dans le nombre de sujets étudiés, ni dans le type d'expériences menées, le choix est fait de mener l'étude sur des animaux. Il est bien évident que les résultats ne seront par conséquent pas transposables directement à l'humain en terme de chiffres. Par contre le comportement qualitatif du sujet animal (mammifères) est lui comparable à celui de l'humain [Donahue 2001].

- Dans notre étude, le choix se porte sur le lapin, ce pour diverses raisons :
- l'anatomie du genou du lapin est proche de celle de l'homme.
  - il a été utilisé dans une étude précédente, faite par P. Wojtysiak, dont celle-ci se veut la continuité.
  - il a été utilisé dans beaucoup de recherches antérieures, auxquelles il sera donc possible de comparer les résultats [Woo 1983 - 1990 - 1987, Danto 1993, Hartright].
  - il est facile à obtenir et, étant un animal consommé en France, il ne présente pas de problème quant à la manipulation ou l'éthique.
  - le circuit d'approvisionnement peut nous garantir une bonne traçabilité sur l'âge, le sexe,

la race du sujet.

## 1.4 Un matériau visco-élastique

Depuis les premières études de Vanbrocklin et Ellis (1965), on sait que le ligament a un comportement visco-élastique qui ne peut être négligé [Woo 1990]. Les études plus récentes ont en effet toujours montré que le comportement du ligament en terme de résistance à la rupture, allongement à la rupture, raideur ou module d'élasticité est très différent en dynamique d'en statique [Shim 2006]. Il est donc important de prendre en compte la vitesse de déformation ainsi que l'aspect visqueux.

Ainsi, des tests de fluage ou de relaxation et d'hystérésis sont nécessaires pour déterminer le comportement complet du matériau.

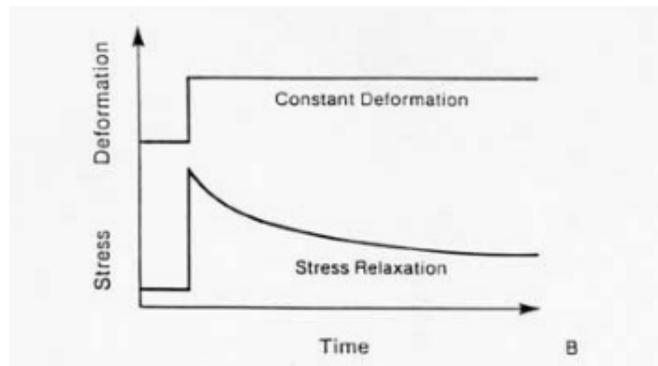


FIGURE 1.2 – Courbe typique d'un essai de relaxation sur un ligament *source : [www.engin.umich.edu](http://www.engin.umich.edu)*

Enfin, les études récentes montrent que le ligament a un comportement non-linéaire, ce qui est déterminant pour le choix des modèles à utiliser [Provenzano 2001].

## 1.5 Une étude en dynamique

Du fait de ce comportement viscoélastique, le projet s'intéresse à la réponse du ligament à diverses vitesses de sollicitation, et notamment en dynamique rapide. On souhaite en effet se placer à des vitesses représentatives des chocs réels, soit  $> 100s^{-1}$  [Danto 1993].

Les études à ces vitesses sont rares et concernent surtout les ligaments cervicaux, dans le cadre d'expériences sur le wi-plash. Le tableau suivant présente les vitesses de sollicitation des ligaments utilisées dans les études de traction à rupture.

## 2.1 Résultats attendus

Le but du projet est donc de mieux comprendre le comportement et le mode de rupture du LCA à diverses vitesses de sollicitation. L'idée est d'obtenir des valeurs limites de contraintes et déformation, mais aussi un modèle visco-élastique du ligament. De plus, le mode de rupture sera particulièrement étudié et mis si possible en relation avec la micro-structure et l'histologie du ligament.

## 2.2 Expérimentations envisagées

Pour arriver à ces résultats, diverses expérimentations vont être menées :

- une charge cyclique du ligament pour le calcul de l'hysteresis
- des essais de relaxation sur chaque ligament
- des essais de traction en quasi-statique et à faible vitesse
- des essais en dynamique sur barres de Hopkinson
- l'observation des profils de rupture (au microscope)
- une analyse de la zone de transition os-ligament

## 2.3 Analyse bibliographique quantitative

Il existe peu de données quantitatives sur les propriétés matériau du LCA, surtout à haute vitesse de déformation. Le tableau suivant récapitule les données disponibles, essentiellement sur l'humain et le lapin, sur différents ligaments du genoux ou cervicaux (voir tableau).

Auteur	Vitesse $s^{-1}$	Espèce	Ligament	Peak load (N)	Force rupt (N)	Déf rupt (mm)	Raideur (N/mm)	E (Mpa)	$\sigma$ rupt (Mpa)	$\varepsilon$ rupt
Woo 1987	33%	Lapin	LCA	13 ± 3	330 ± 10	3.8 ± 0.4	140 ± 5			
Danto 1993	0.17 mm <sup>1</sup>	lapin	LCA					516 <sup>1</sup>		
	100% <sup>2</sup>	humain	LCA					340 <sup>2</sup>		
	0.016%	lapin	LCA					711 ± 18		
	1.68%	lapin	LCA					674 ± 62		
	381%	lapin	LCA					930 ± 71		
Noyes 1976		vieil homme	LCA		734 ± 266		129 ± 39	65.3 ± 24	13.3	
		jeune homme	LCA		1730 ± 660		182 ± 56	111 ± 26	37.8	
		singe	LCA		830 ± 2180		194 ± 28	186 ± 26	66.1	
Woo 1990	0.011%	jeune lapin	MCL		54 ± 3	2.6 ± 0.1	24 ± 1	610 ± 100		
	1.56%	jeune lapin	MCL		88 ± 3	2.9 ± 0.2	40 ± 2	700 ± 60		
	15%	jeune lapin	MCL		105 ± 8	3.2 ± 0.2	41 ± 3	860 ± 70		
	200%	jeune lapin	MCL		123 ± 6	3.5 ± 0.1	38 ± 1	970 ± 190		
	0.011%	lapin adulte	MCL		311 ± 12	6.4 ± 0.2	52 ± 1.6	700 ± 70		9.5%
	1.56%	lapin adulte	MCL		337 ± 24	6.6 ± 0.2	54 ± 2.5	800 ± 60		11%
	15%	lapin adulte	MCL		347 ± 14	6.3 ± 0.1	59 ± 2.8	910 ± 90		11.5%
	200%	lapin adulte	MCL		404 ± 7	6.6 ± 0.1	60 ± 1.7	760 ± 160		13%
	30%	lapin	MCL		205 ± 10				70 ± 10	7%
	27%	chien	MCL						60 ± 2	14%
Donahue 2001	2%	humain	tendon		2901 ± 289	0.19	145 ± 20	278 ± 46		1.131
	2%	boeuf	tendon		2914 ± 644	0.22	140 ± 21	278 ± 60		1.146
Su 2008		rat(charge cyclique)			22.6	1.75	17.5	314	51.3	22%
Shim 2006	570	homme (40 ans)	TL		291	1.86	204	42.6		
	3	homme	ALL					231	24.5	19.8
Ivancic 2007	≥ 250mm	homme	ALL	166		6.4	50			
	≤ 25mm	homme	ALL	117		5.8				
Maes 2006		meniscal attachment	LA		30	1.68			0.438	0.074

Il est intéressant de remarquer les grandes différences de valeur entre les différents auteurs. Cela est dû en grande partie au fait que les protocoles utilisés sont différents. Ainsi, les sujets, leur âge, le mode de conservation, le nombre d'échantillons, les machines utilisées, la vitesse de déformation et l'angle du genou varient entre les différentes études. Or ce sont des paramètres très influents sur les propriétés mécaniques du ligament.

## 2.4 Eléments de protocole

Fort de cette analyse, et pour assurer que les expériences menées (sur machine de traction et sur barres de Hopkinson) soient comparables à la fois entre elles mais aussi à la littérature, des paramètres des protocoles d'expérimentation se trouvent imposés. Ils sont détaillés ci-après.

### Choix des échantillons

Le choix est fait de tester le complexe os-ligament-os et non le ligament en lui même (voir figure 2.1). Ce choix qui est systématiquement fait dans la littérature - sauf pour des applications très particulières - s'explique par plusieurs raisons [Woo 1987-1983-1990, Danto 1993, Su 2008, Shim 2006, Ivancic 2007].



FIGURE 2.1 – Photo du complexe os-ligament-os après dissection.

Tout d'abord pour des raisons pratiques et de conservation, il est plus facile de garder le ligament avec les épiphyses tibiale et fémorale. En effet, les os étant rigides et assez gros, ils permettent un positionnement plus aisé du ligament sur la machine d'essai.

De plus, pour des raisons techniques, ce choix est judicieux :

- par expérience, la rupture du ligament se fait très majoritairement au niveau de son insertion sur l'os [Woo 1983]. L'étude de Subit en 2008 montre d'ailleurs que c'est, chez l'adulte, la zone de transition os-ligament qui, de part sa structure particulière, localise la rupture.
- conserver le ligament sur les os permet de garder son orientation et sa torsion anatomique, et d'appliquer si besoin un angle de flexion du genou précis pendant l'expérience [Woo 1987].
- le ligament seul a une déformation et une contrainte à rupture inférieures à celles du complexe os-ligament-os [Woo 1983].

De même, il est connu que l'âge des échantillons et leur sexe sont des données qui peuvent faire varier significativement les résultats. En effet, selon l'étude de Woo en 1990, la raideur du LCA peut être multipliée par 1,5 entre un lapin jeune et un lapin adulte. Noyes en 1976 trouvait déjà des différences significatives entre des sujets humains d'âge différent. On sait même que l'âge a plus d'influence que la vitesse de sollicitation, quand on est inférieure à 200/s [Woo 1983]. De même, il existe des différences notables entre les sujets homme et femme [Lucas 2008]. C'est pourquoi un soin sera donné à la traçabilité des échantillons, pour garantir une homogénéité de ces paramètres pendant l'étude.

## Mode de conservation

Lorsque l'on fait des expériences sur le tissu vivant, il est important de faire particulièrement attention à sa conservation.

D'abord parce que le comportement du tissu dépend de son environnement : température, humidité... Par exemple, on peut orienter le lieu de la rupture en humidifiant une zone réduite du ligament pendant l'expérimentation, comme l'a fait Haut Donahue, rapporté par Hartright et Butler.

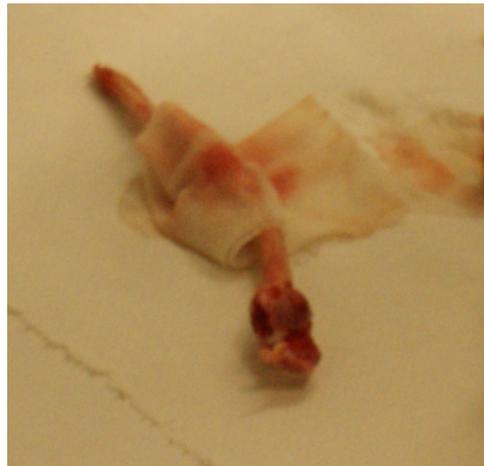


FIGURE 2.2 – Photo du complexe os-ligament-os dans la gaze avant congélation.

Egalement parce que l'histoire du ligament influe sur sa conservation et sa structure. Ainsi le temps de congélation, la durée post-mortem, la température de conservation sont des données dont il faut tenir compte.

D'après la littérature, il est décidé du mode de conservation suivant pour notre étude : congélation le jour de la dissection, conservation dans des compresses de gaze imbibées d'eau saline, décongélation au réfrigérateur au moins 24h avant les expérimentations, conservation au frais maximum de 48h et humidification constante du ligament pendant les tests [Donahue 2001]. Les tests se feront à température ambiante, pour des raisons de commodités. Les études antérieures ne permettent en effet pas de trancher entre une température ambiante, et une température physiologique (de 37°C). Les deux solutions sont également représentées.

## Mesure de la déformation et de la contrainte

Le tableau suivant présente les choix faits habituellement sur le mode de mesure de la déformation et de la contrainte.

Auteur	Animal	Ligament	Type d'essai	Mesure longueur	Déformation	Section
Woo 1983	lapin	MCL	Traction	micromètre	VDA (lignes)	$\mu mtre$
Woo 1987	lapin	ACL	Traction	allongement (machine)		
Woo 1990	lapin	MCL	Traction		VDA	modèle rectangulaire
Yahia 1991	cadavre frais	vertébral	Traction	allongement machine	extensomètre capteur effet hall	contour par tranche
Danto 1993	Lapin	ACL PT	Traction		VDA	système laser
Provenzano 2001	rat	Mcl	Traction		Vda marqueur sillicon graphite	Mesure optique épaisseur et largeur ellipse
Shim 2006	Homme	cervicaux	Traction Hopkinson		jauges déformation	
Ivancic 2007	homme	cervicaux	traction		effet Hall	Capteur de charge (allongement)
Su 2008	rat	MCL/PT	150 cycles sin.	digital capilers		ellipse $A = \pi \omega t / 4$

On remarque grâce à ce tableau que la plupart du temps la déformation est calculée à partir des valeurs d'allongement divisées par la longueur du ligament. Cette méthode est peu précise, puisqu'elle repose sur la mesure (difficile) du ligament et sur l'hypothèse de petites déformations.

Certaines études ne s'intéressent d'ailleurs qu'à la force et l'allongement, sans essayer d'obtenir la contrainte et la déformation [Woo 1987, Ivancic 2007, Noyes 1976].

La corrélation d'images (VDA) est une alternative qui permet de ne pas dépendre de la mesure du ligament. Elle est de plus en plus utilisée pour le calcul de la déformation (grâce aux mouchetis). De plus les autres techniques telles que les jauges de déformation ou l'extensomètre sont quasiment impossible à mettre en place sur les ligaments de lapin.

Pour notre étude, le parti pris est celui de la vidéo. En effet, cette technique, en dehors du fait qu'elle est plus précise, a plusieurs avantages :

- Elle permet de filmer l'ensemble de l'essai, donc de vérifier qu'il se passe correctement (pas de décollement du site de fixation par exemple).
- Elle permet d'observer le lieu et le mode de rupture<sup>3</sup>.

Pour la mesure de la déformation, on utilise donc la corrélation d'images à l'aide d'un mouchetis.

3. voir le paragraphe sur les essais sur les barres de Hopkinson

La mesure de la section, qui est nécessaire pour obtenir la contrainte se fait souvent par mesure optique, avec des hypothèses de section constante elliptique [Su 2008]. L'étude de Provenzano en 2001, en utilisant des coupes histologiques, a permis d'obtenir une meilleure précision de mesure. Cependant, cette méthode est extrêmement lourde à mettre en place. Pour avoir une plus grande fidélité à la géométrie moyenne, l'utilisation de la caméra avec un jeu de miroirs pourrait être envisagée. De plus, comme il est expliqué au chapitre "rupture", le lieu de la rupture se faisant quasi systématiquement dans la zone de transition osseuse, il pourrait être envisagé de ne mesurer la section moyenne que dans cette zone, qui est d'ailleurs plus régulière.

### 3.1 Expériences en dynamique

#### Matériel et principe

La difficulté des expériences en dynamique est de réussir à solliciter le ligament en traction avec une très grande vitesse de déformation. Pour cela, le dispositif des barres de Hopkinson est bien adapté. Fondé sur la propagation d'ondes, ce système est composé de deux barres (entrée et sortie) entre lesquelles est placé l'échantillon. Un choc est produit à l'extrémité de la barre d'entrée, ce qui crée une onde, qui se propage le long de la barre et puis dans l'échantillon. Au niveau de la barre de sortie, une partie de l'onde est réfléchie, tandis que l'autre partie est transmise dans la barre (voir figure 3.1). Le système repose alors sur le fait que les impédances des barres sont différentes mais proches de celle de l'échantillon.

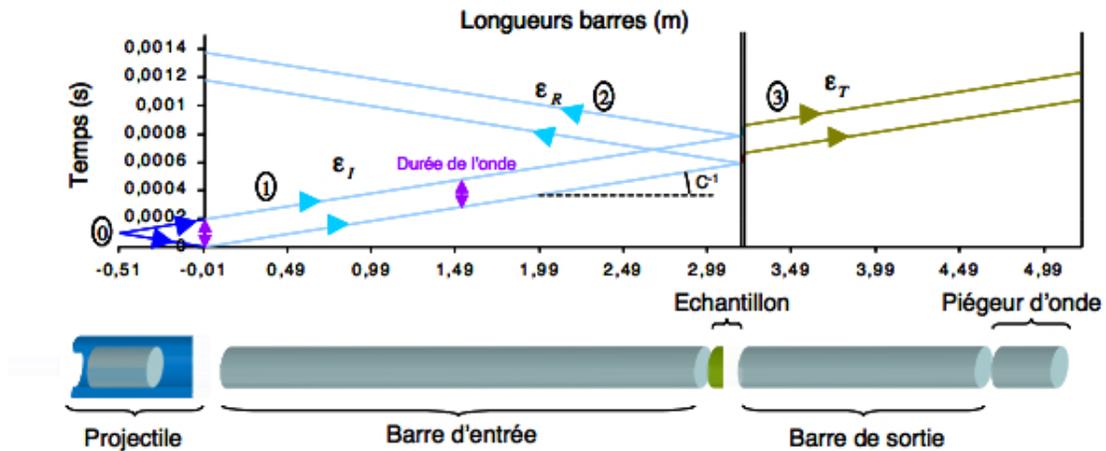


FIGURE 3.1 – Le principe des barres de Hopkinson.

Le dispositif permet ainsi d'effectuer des sollicitations à très haute vitesse de déformation (jusqu'à  $5000 \text{ s}^{-1}$ ). Par la mesure des ondes et des déformations des barres, il est

possible de connaître l'effort et la vitesse de déformation. En effet, avec l'aide de jauges piezoélectriques régulièrement espacées sur les barres, on peut mesurer leur déformation. Connaissant les propriétés matériau des barres ainsi que leur section, on se ramène ensuite à l'effort exercé.

Ce dispositif, largement utilisé pour les matériaux "standards" [Zao], est également de plus en plus choisi pour l'étude des ligaments et tendons, notamment les ligaments cervicaux [Shim 2006], qui sont souvent soumis à des sollicitations rapides par exemple lors des chocs automobiles.

## Barres utilisées

En association avec des étudiants de master 1 de l'ENS Cachan, des expérimentations ont été menées afin de mettre au point certains éléments de protocole.

Dans notre cas particulier, on fait l'hypothèse d'équilibre des contraintes entre la barre d'entrée et de sortie, de telle sorte que l'on ne mesure les signaux que sur la barre de sortie. Les jauges de déformation utilisées sont des jauges de tractions montées en pont de Weaston, afin de s'affranchir de la flexion propre de la barre.

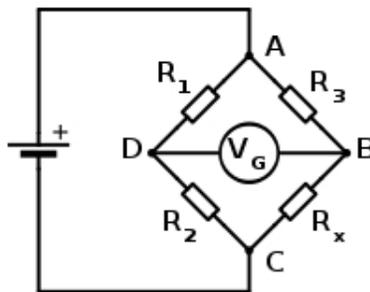


FIGURE 3.2 – Le principe du pont de Weaston.

Ensuite, les expériences ont été faites sur une barre de Hopkinson en nylon (car son impédance est proche de celle du système os-ligament-os étudié), pour ce qui concerne la barre de sortie, tandis que la barre d'entrée est maintenue en acier, car elle accueille le dispositif de mise en tension et le frein. Comme on n'effectue pas de mesure sur cette barre, cela ne pose donc pas de problème. On voit sur la figure 3.3 la barre d'entrée en acier (à droite), la barre de sortie en Nylon, ainsi que la caméra utilisée.

Normalement, le dispositif des barres de Hopkinson génère une onde de compression. Or nous souhaitons pouvoir faire des tests de traction sur les ligaments. C'est pourquoi un dispositif de frein est mis en place. Il permet d'emmagasiner l'énergie élastique pendant la mise en tension, et de la libérer instantanément par rupture d'un fusible dans le frein.

Pour ces premiers essais, on ne mesure pas la contrainte ni la déformation.

## Fixation

Le dispositif des barres de Hopkinson impose un certain nombre de critères quant au protocole envisagé, notamment en ce qui concerne la mise en place de l'échantillon. Comme il a été soulevé précédemment, la position du genou, son angle ainsi que l'axe de sollicitation de la force influent sur les résultats obtenus. De plus, l'utilisation d'une barre en Nylon

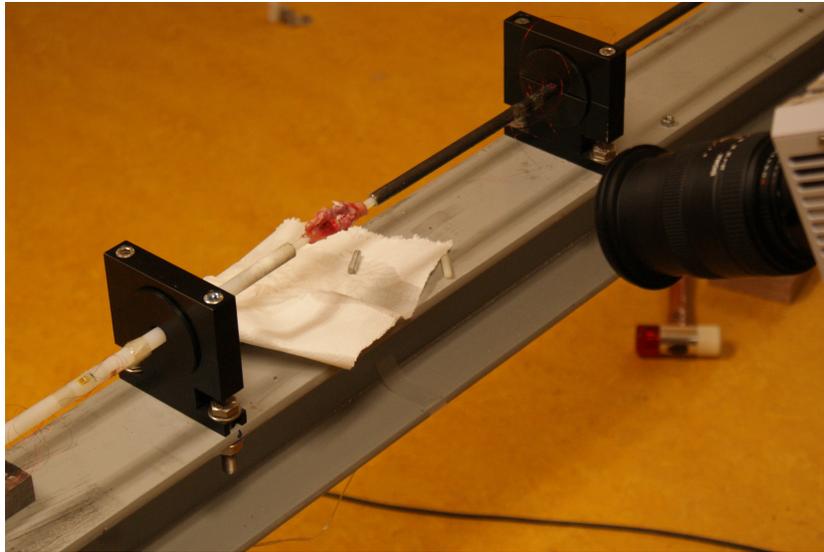


FIGURE 3.3 – Dispositif des barres de Hopkinson.

impose de limiter le poids du dispositif de fixation. On souhaite mesurer les complexes os-ligaments-os avec un angle du genou de  $180^\circ$ , une torsion anatomique (donc de  $90^\circ$  par rapport à la position de repos) et au maximum dans la direction du ligament.

Les barres de Hopkinson sont percées et taraudées aux extrémités proches de l'échantillon. Il faut éviter de mettre entre elles et le spécimen étudié un montage trop volumineux ou impliquant un jeu, tout en permettant le réglage le plus fin et le plus adaptatif possible. De plus, il ne faut pas oublier que l'on souhaite utiliser la vidéo et qu'il ne faut donc pas encombrer le champ d'observation pendant l'essai.

Plusieurs tests ont été effectués sur des échantillons disséqués préalablement à l'ENSAM pour optimiser le dispositif de fixation. L'idée est d'utiliser les trous taraudés des barres, et donc d'insérer dans les diaphyses tibiale et fémorale un tige filetée en Nylon.

Des mesures sur un spécimen (voir figure 3.4) permettent de montrer que l'épaisseur d'os cortical dans la diaphyse est d'environ 1 millimètre. Cela exclu donc tout perçage, taraudage ou dispositif visant à usiner une partie de l'os pour y insérer la fixation. L'idée est alors de coller la tige filetée à l'intérieur de l'os.

Plus on se rapproche des épiphyses, et plus le diamètre et l'épaisseur de l'os augmentent, pouvant ainsi accueillir plus facilement la colle et la tige filetée. On essayera donc de couper les échantillons près des épiphyses. Cependant, la liaison entre l'os et la tige doit être assez longue pour être rigide, et, du fait de la présence d'os spongieux, on se doit tout de même de maintenir une longueur d'os minimale.

En respectant ces dispositions, plusieurs essais ont pu être réalisés avec succès.

## Préparation des échantillons

Comme expliqués précédemment, les échantillons sont disséqués afin de ne garder que les os (tibia et fémur) et le LCA, puis congelés, en avance. Le jour du test, ils sont vidés de

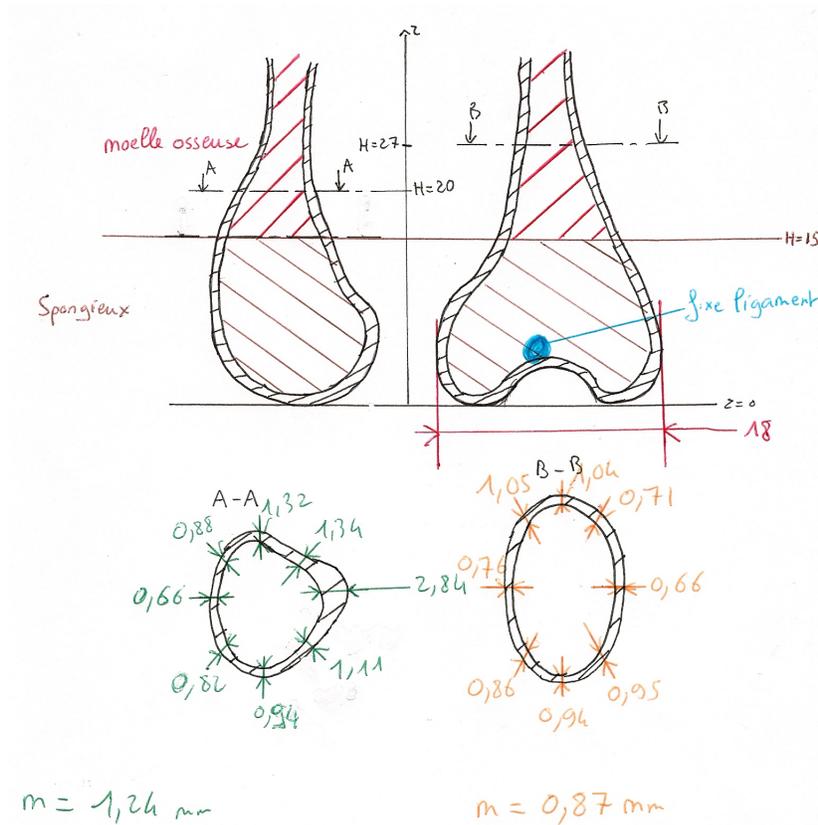


FIGURE 3.4 – Mesures effectuées sur un spécimen par les étudiants de Cachan.

moelle et découpés à l'aide d'un dremel environ au tiers de leur longueur par rapport au genou. Pendant tout le temps de la préparation et de l'essai, l'échantillon est gardé humide à l'aide d'une solution saline et conservé à température ambiante.

*Remarque : La préparation complète de l'échantillon pourra être réalisée le jour même de la dissection, afin de minimiser le temps de préparation de l'essai.*

Pour maintenir la tige filetée, on utilise une résine de type pâte à ciment qui est introduite dans l'os à l'aide d'un instrument (consistance de la pâte à modeler) et fixe très rapidement sans chauffer.

### Dispositif de test

L'échantillon est alors monté sur les barres (voir figure 3.5), en limitant la torsion induite dans le ligament pendant qu'on le "visse" sur les barres. L'utilisation des tiges filetées permettent de régler assez précisément l'orientation du tibia par rapport au fémur - que l'on souhaite mettre dans la position anatomique - et de présenter l'arrière de l'articulation, donc le ligament, face caméra.

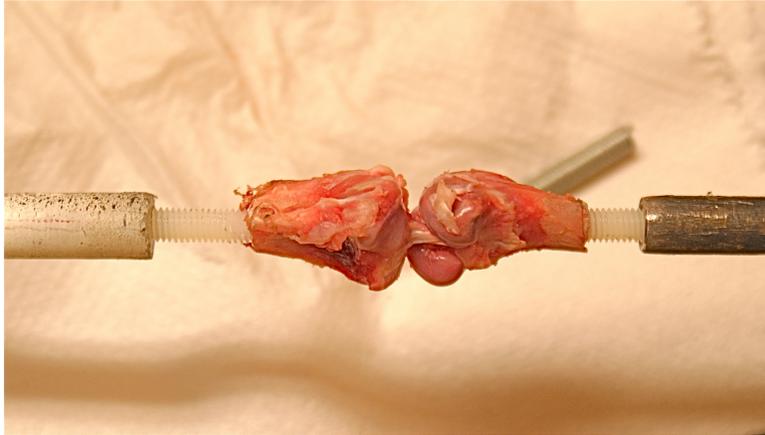


FIGURE 3.5 – Echantillon monté sur les barres.



FIGURE 3.6 – Le dispositif expérimental

- Le dispositif se compose :
- des barres, de l'échantillon, du système de chargement et du frein.
  - d'une caméra zoom à focale variable reliée à un ordinateur. Elle permet d'enregistrer 22500 images/seconde.
  - d'un système d'acquisition des jauges de déformation - dont il faut veiller à régler le gain

- muni d'un trigger et d'un ordinateur.
- d'un système de synchronisation pour "caler" en temps les courbes des jauges sur la vidéo.
- d'un système de déclenchement de la mesure.
- de deux spots à lumière froide.

Pour chaque essai, on optimise les paramètres de la caméra : netteté, temps d'obturation, cadre de l'image et taille (en pixel). Une photo du dispositif est donnée sur la figure 3.6.



FIGURE 3.7 – Image du ligament au moment de la rupture à l'aide de la caméra rapide

## Essais effectués

Deux premiers essais ont permis de valider le mode de fixation et que le dispositif de mesure fonctionne. Il ne s'agissait cependant que d'un réglage qualitatif : c'est bien le ligament qui rompt, tandis que le système de montage reste intègre. Trois autres expériences ont pu être réalisées et exploitées, notamment en ce qui concerne la rupture du ligament<sup>1</sup>, comme on peut le voir sur la figure 3.7.

## Discussion

Il ressort de ces premiers essais que :

- le protocole envisagé pour la préparation des échantillons fonctionne, est rapide et répétable.
- la barre en nylon utilisée est trop flexible et déformable. L'essai est donc peu reproductible dès que la barre est démontée, et celle-ci présente une flexion trop importante. C'est pourquoi l'utilisation d'une barre en plexiglas est envisagée. Ce matériau plus rigide conserve tout de même une impédance très inférieure à celle de l'acier.
- La synchronisation des mesures et de la vidéo fonctionne. Les images obtenues sont de bonne qualité, même en utilisant un zoom plus important.
- il reste à valider la mesure de la déformation, notamment le type de mouchetis à appliquer, ainsi que le dispositif pour la mesure de la section.

## 3.2 Expériences en quasi-statique

Une large partie du protocole des expériences en quasi-statique est dépendant des choix réalisés en dynamique. En effet, si l'on veut comparer les résultats, il faut utiliser des protocoles équivalents.

1. Se rapporter au chapitre "rupture"

## Matériel

L'année dernière, les échantillons pour les essais de traction ont été entourés d'une résine PMMA puis fixés dans les mors de la machine (voir figure 3.8). Les mesures de l'allongement et de l'effort ont été faites directement sur la machine.

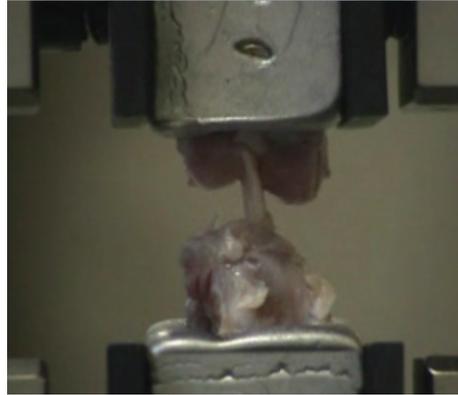


FIGURE 3.8 – Echantillon en place dans la machine de traction

Les essais sont réalisés à deux vitesses de déformation différentes : en quasi-statique, et à moyenne vitesse (l'année dernière : 300 mm/min).

## Critique de la méthode

Tout d'abord, en ce qui concerne les mesures de l'allongement et de l'effort, la technique employée impose de connaître précisément la longueur et la section des ligaments si on veut se ramener à une courbe contrainte / déformation. Or, de par la géométrie du ligament, il est très difficile de faire les mesures avec précision. Dans la littérature, on remarque que la longueur du ligament est souvent mesurée à l'aide d'un micromètre en mesurant la distance entre les os. Cette mesure est peu fiable, puisqu'elle dépend de l'endroit où on l'effectue. La mesure de la section, elle, n'a pas pu être réalisée.

De plus, le fait de mesurer les données sur la machine induit que l'on prenne en compte la déformation du montage pendant l'essai, et implique donc une source d'erreur supplémentaire sur les résultats. Il arrive même sur certains essais réalisés l'année dernière que l'os bouge dans son logement de résine. Il faudrait donc trouver un moyen de mesurer l'effort plus près du ligament.

## Solution

Ces observations conduisent à chercher à s'affranchir de la mesure de la longueur, en essayant d'observer directement la déformation du ligament, par corrélation d'image. Cette solution n'a pas encore été testée. Aucune décision n'est non plus encore prise pour ce qui concerne la mesure de la section (et donc de la contrainte).

Pour la mesure de l'effort, il est envisagé de disposer une cellule d'effort sur la résine dans laquelle les os sont coulés, afin d'avoir une mesure plus proche de l'échantillon que

celle fournie par la machine. Un dispositif devra empêcher tout mouvement relatif entre le bloc de résine et l'os (par exemple des clous).

### 3.3 Expériences de viscoélasticité

#### Matériel

Les expériences de viscoélasticité menées sont : un test d'hystérésis et un essai de relaxation. Ils s'effectuent sur la machine de traction, avec par conséquent le même dispositif que pour les expériences en quasi-statique.

#### Méthode

Le protocole utilisé est le suivant :

Avant chaque essai - que ce soit en dynamique ou en statique - les ligaments sont montés dans la machine de traction, et subissent un précyclage, qui permet d'obtenir une courbe d'hysteresis. D'autant que des études montrent que la résistance du ligament est plus importante s'il a subi un cycle de conditionnement avant l'essai à rupture [Su 2008]. Ensuite, une précharge est appliquée, afin de "tarer" l'état des ligaments, et d'éviter que les sollicitations qu'ils ont pu subir précédemment ne gênent les résultats. Puis, un déplacement est imposé pendant environ 2 minutes pour effectuer le test de relaxation.

#### Expériences existentes

L'année dernière, deux séries de sept essais de relaxation ont été réalisés sur machine de traction. L'allongement imposé était de 0,8002 mm. Pour chaque essai, on obtient une courbe  $F(t)$  et  $\Delta l(t)$ .

La figure 3.9 montre la courbe expérimentale  $F(t)$  obtenue pendant un des essais de relaxation.

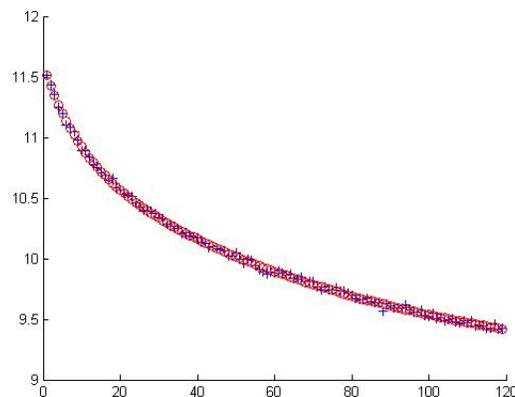


FIGURE 3.9 – Courbe de relaxation  $F(N)$  en fonction du temps (s)

# CHAPITRE 4

## INTERPRÉTATION DES COURBES ET MODÈLES

### 4.1 Modèle

#### Bibliographie

Les modèles utilisés pour caractériser le comportement des ligaments sont rares, d'autant plus quand on augmente la vitesse de sollicitation. Le tableau suivant récapitule les quelques modèles envisagés dans les études précédentes :

Auteur	Animal	Vitesse /s	Paramètres mesurés	Modèles
Woo 1987	lapin LCA	33%	Energie, $\sigma_r$ , $\varepsilon_r$	
Danto 1993	lapin LCA	0.016 - 381%	E, A, B, $\varepsilon'$	$\sigma = A(\exp[B\varepsilon] - 1)$
Donahue 2001	homme boeuf	2%	$\sigma_r, \varepsilon_r$ $\sigma(t), \varepsilon(t)$	linéaire
Su 2008	rat	0.5%	$\sigma_r, \varepsilon_r, \sigma, \varepsilon, F_r, l_r, E, K$	
Woo 1990	lapin	0.01-155%	raideur	
Shim 2006	homme ligaments cervicaux	$10^2 - 10^3$ %	nrj, E, K, $\sigma_r, \varepsilon_r, F_r, l_r$	$\sigma = a\varepsilon^b, \sigma = a\varepsilon + b\varepsilon^3$ E = coeff dir linéaire $W = S_0\sigma d\varepsilon$
Ivancic 2007	homme ligaments cervicaux	106 %	peak force, peak elongation peak nrj, raideur	raideur : polynôme ordre 2 dérivée à 25, 50 et 75 %

On remarque que les modèles utilisés sont très souvent linéaires, ou pour les plus récents quasi-linéaires (QLV) et ne prennent pas toujours en compte le caractère visqueux du ligament. Or, d'après l'étude de Provenzano (2001), le ligament a un comportement viscoélastique non-linéaire. Seulement les modèles non-linéaires sont difficiles à manipuler et surtout à implanter dans les codes de calcul. C'est pourquoi beaucoup d'études utilisent toujours des modèles quasi-linéaires, avec d'ailleurs un bon coefficient de corrélation [Lucas 2008].

#### Modèle

Pour l'analyse des courbes, on souhaite utiliser le modèle de Maxwell généralisé. Ce modèle est constitué d'un ressort avec n corps de Maxwell en parallèle (voir figure 4.1).

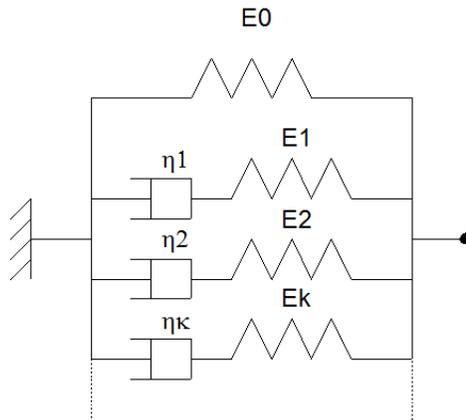


FIGURE 4.1 – Le modèle de Maxwell généralisé.

Ce modèle a l'avantage d'avoir une réponse continue au chargement, et de pouvoir être complété en rajoutant des "branches" en parallèle au besoin.

Dans notre cas particulier, le choix se porte sur un modèle de Maxwell à deux branches<sup>1</sup>. Le schéma du modèle de Maxwell à deux branches est donné sur la figure 4.2.

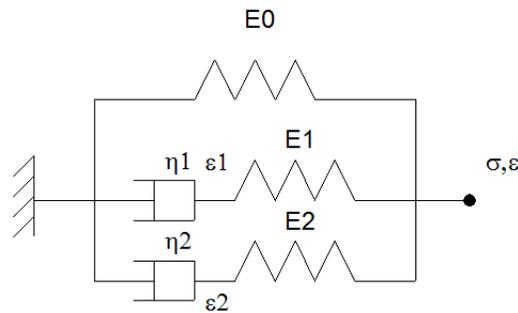


FIGURE 4.2 – Le modèle de Maxwell à deux branches.

Si on pose  $\frac{\eta_i}{E_i} = \tau_i$ , on a les équations suivantes :

$$\sigma = E_0 \cdot \varepsilon + E_1 \cdot (\varepsilon - \varepsilon_1) + E_2 \cdot (\varepsilon - \varepsilon_2) \text{ et } \tau_i \cdot \varepsilon_i' + \varepsilon_i = \varepsilon \quad (4.1)$$

Ce qui donne :

$$\sigma = E_0 \cdot \varepsilon - E_1 \cdot \int_0^t \varepsilon(t) \cdot \exp(-t/\tau_1) dt - E_2 \cdot \int_0^t \varepsilon(t) \cdot \exp(-t/\tau_2) dt \quad (4.2)$$

1. Voir l'explication en annexe 2

## 4.2 Etudes viscoélastiques

Les courbes qui sont utilisées pour l'étude de viscoélasticité sont les courbes de relaxation.

### Interprétation

On se place dans le cas d'un essai de relaxation où  $\varepsilon = \text{constante}$ . L'équation du modèle de Maxwell devient alors :

$$\sigma(t) = (E_0 - E_1 \cdot \tau_1 - E_2 \cdot \tau_2) \cdot \varepsilon + E_1 \cdot \tau_1 \cdot \varepsilon \cdot \exp(-t/\tau_1) + E_2 \cdot \tau_2 \cdot \varepsilon \cdot \exp(-t/\tau_2) \quad (4.3)$$

Pour chacune des sept courbes Effort/Déplacement de relaxation réalisées l'année passée sur machine Instron en quasi-statique, on effectue la régression linéaire en  $A + B \cdot \exp(-t/C) + D \cdot \exp(-t/E)$  à l'aide de Matlab<sup>2</sup>.

Cependant, la mesure de la section n'ayant pas été possible sur ces échantillons, on ne peut se ramener à la contrainte. Il va donc falloir parler en raideur et non en module d'Young. L'équation théorique devient alors :

$$F(t) = (K_0 - K_1 \cdot \tau_1 - K_2 \cdot \tau_2) \cdot \Delta l + R_1 \cdot \tau_1 \cdot \Delta l \cdot \exp(-t/\tau_1) + R_2 \cdot \tau_2 \cdot \Delta l \cdot \exp(-t/\tau_2) \quad (4.4)$$

Où  $K_i$  est la raideur dans la branche  $i$ , et  $\Delta l$  l'allongement lors de l'essai.

### Résultats

La régression en double exponentielle sous Matlab<sup>3</sup> permet d'obtenir les valeurs des paramètres  $A$ ,  $B$ ,  $C$ ,  $D$  et  $E$  pour chacune des sept courbes de relaxation. Comme on utilise un programme qui minimise l'erreur, pour assurer la robustesse de la régression, deux calculs sont effectués pour chaque courbe avec des conditions initiales différentes. On a donc 14 valeurs pour chaque paramètre. Sur la figure 4.3, on peut voir les points expérimentaux (en forme de + bleus) et la régression calculée par matlab (en forme de ronds rouges).

A partir des valeurs moyennes de  $A$ ,  $B$ ,  $C$ ,  $D$  et  $E$  on peut alors retrouver tous les paramètres du modèle. Ainsi, pour chaque régression, on peut calculer :

$$\tau_{11} = C \quad (4.5)$$

$$\tau_{12} = E \quad (4.6)$$

$$K_1 = B/(C \cdot \Delta l) \quad (4.7)$$

$$K_2 = D/(E \cdot \Delta l) \quad (4.8)$$

$$K_0 = A/\Delta l + R_1 \cdot C + R_2 \cdot E \quad (4.9)$$

On calcule alors la moyenne et l'écart type de chacun de ses paramètres :

---

2. Le détail du programme est donné en annexe

3. Voir le programme en annexe

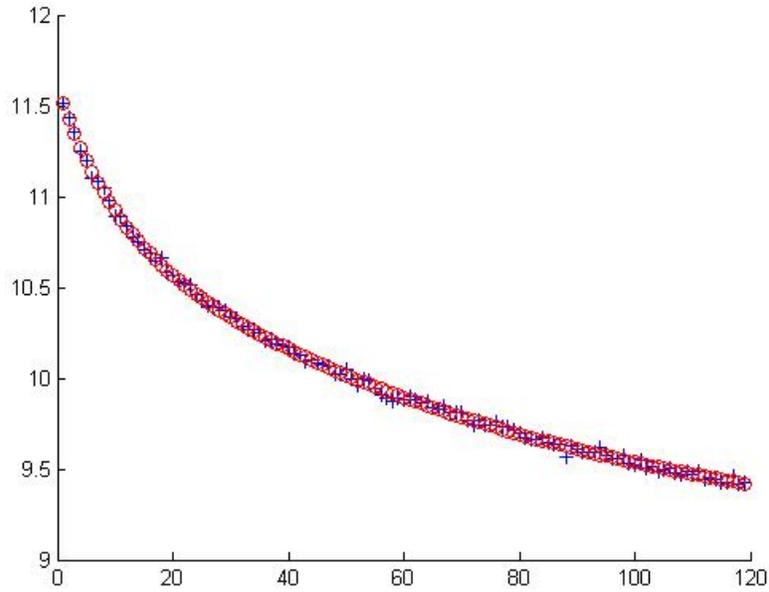


FIGURE 4.3 – Régression à deux exponentielles

Paramètre	Valeur Moyenne	Ecart-type	Ecart-type %	Unité
$\tau_1$	73,67	1,81	2,46	s
$\tau_2$	8,76	0,38	4,34	s
$K_0$	20,77	2,03	9,78	$N.mm^{-1}$
$K_1$	0,048	0,0067	14,0	$N.mm^{-1}$
$K_2$	0,25	0,033	13,2	$N.mm^{-1}$

Ce qui donne comme modèle :

$$F(t) = 20,77 \cdot \Delta l(t) - 0,048 \cdot \int_0^t \Delta l(t) \cdot \exp(-t/73,67) dt - 0,25 \cdot \int_0^t \Delta l \cdot \exp(-t/8,76) dt \quad (4.10)$$

## Bouclage

Dans l'analyse des courbes de relaxation, on a fait l'hypothèse que la relaxation à l'origine du temps était nulle, c'est-à-dire que la mise en tension est parfaite et instantanée. Or, dans la pratique, la relaxation survient dès la phase de mise en tension du ligament.

Pour minimiser l'erreur induite par cette hypothèse, on va "boucler" l'analyse de la courbe.

## Hystérésis

Le cyclage du ligament avant l'essai de relaxation fournit des informations sur l'aspect visqueux du ligament, notamment par le calcul des paramètres :

- l'énergie dissipée entre le chargement et le déchargement.
- le déphasage en temps de la courbe de déformation par rapport à la courbe de chargement.

### 4.3 Etudes à rupture en quasi-statique et à faible vitesse

Ces essais sont des essais de traction classiques sur machine INSTRON. Ils permettent d'obtenir des courbes effort/déplacement, qui, grâce aux mesures de longueur et de section, peuvent être ramenées à des courbes contrainte/déformation.

Une courbe typique d'un essai de traction sur ligament est donnée sur la figure 4.4.

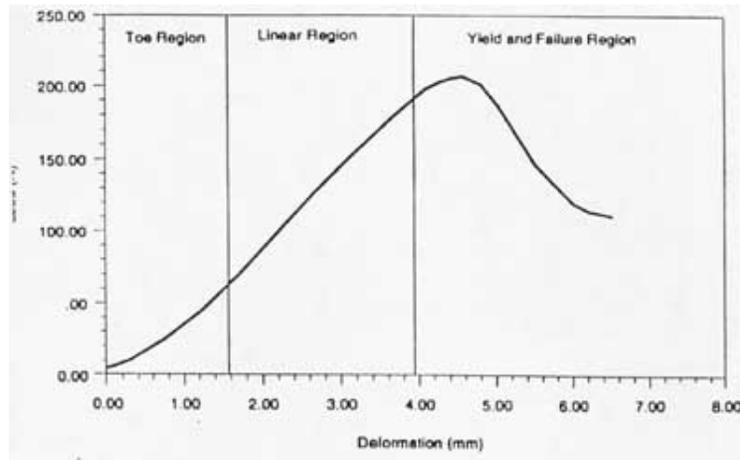


FIGURE 4.4 – Courbe de traction d'un matériau viscoélastique

Elle est toujours composée d'une "toe region", d'une région linéaire et d'une région non linéaire avant la rupture.

L'année dernière, sept essais en quasi-statique et sept essais à 300 mm/min (soit 45%/s) sur machine de traction INSTRON ont été réalisés.

#### Interprétation

La partie linéaire de la courbe permet de calculer un module d'Young (ou une raideur) apparent. Dans le cas du modèle de Maxwell à deux branches, ce module apparent  $E_a$  vaut :

$$E_a = E_0 + \tau_1 E_1 + \tau_2 E_2 \quad (4.11)$$

De plus, en écrivant le modèle trouvé précédemment avec  $\varepsilon' = cte$ , on peut vérifier si notre modèle est représentatif de l'essai de traction. On calcule également les paramètres de contrainte et de déformation à rupture.

L'interprétation des essais de traction à rupture n'a pas encore été réalisée en détail pour le moment.

### 4.4 Etudes en dynamique

Des études en dynamique, on souhaite obtenir les mêmes informations que pour les essais de traction classiques. En comparant les paramètres mis en jeu, on pourra évaluer l'influence de la vitesse de déformation sur les paramètres matériau, valider le modèle, et extrapoler les valeurs pour les vitesses intermédiaires.

## CHAPITRE 5

### RUPTURE, MICROSTRUCTURE ET HISTOLOGIE

Remarque : dans cette partie, qui s'intéresse à la microstructure du ligament, il est fait appel à des données à la fois sur le tendon et sur le ligament. Par expérience, ces deux tissus ont une composition et une histologie extrêmement proches, ce qui permet, en première approximation, de faire ce rapprochement.

#### 5.1 La rupture

Quelques auteurs se sont intéressés au mode de rupture du ligament, surtout à haute vitesse de déformation, comme le montre le tableau suivant :

Auteur	Animal	Mode d'étude	Mode de rupture	Remarques
Woo 1987	lapin	visuel	axe ligament : BA axe tibia : SFT	Plusieurs angles de genou
Danto 1993	lapin	vidéo	LCA : SF	Pas d'effet de la vitesse
Su 2008	rat (MCL)	visuel	SFT	
Woo 1990	lapin (MCL)	Video palpation	jeunes : SFT + BA adulte : D	

Légende :

BA = arrachement d'os

SF = arrachement d'un des sites de fixation

SFT = arrachement du site tibial

D = rupture du ligament dans son corps

On remarque que la plupart du temps, dans les conditions d'angle du genou de 180° et dans le cas de sujets adultes, la rupture se fait au niveau du site de fixation tibial. C'est aussi ce que nous avons pu remarquer sur les essais faits sur les barres de Hopkinson.

D'après Danto, il n'y a pas d'influence de la vitesse sur le lieu de la rupture. Cela est contredit selon Subit (2004) par les études d'Arnoux (2005) et Thomopoulos (2006) qui montrent que le site de rupture dépend de la vitesse de déformation. Cette influence ne doit être remarquable qu'à partir de grandes vitesses de déformation, que Danto n'avait pas atteintes. Cependant, dans nos tests (14 essais), on remarque qu'en quasi-statique et à faible vitesse, le ligament se rompt de manière systématique sur le site de fixation tibial, avec dans 5 cas de l'arrachement d'os, comme dans le cas des sujets jeunes [Woo 1990]. De

même, deux des essais sur barres de hopkinson ont rompu près du tibia, dont un avec arrachement d'os également.

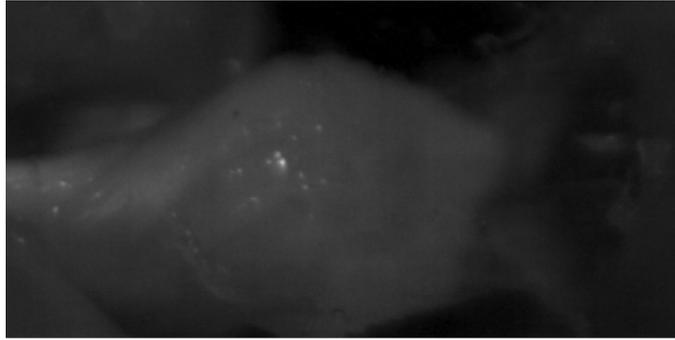


FIGURE 5.1 – Vue de la rupture par caméra rapide en zoom sur le site tibial

Pour pouvoir mieux observer la rupture, nous faisons l'hypothèse qu'elle doit se produire toujours sur le site de fixation tibial. Ainsi nous pouvons zoomer sur la zone avec une caméra rapide pour mieux observer le phénomène (voir figure 5.1).

Par la même, il peut être pertinent, lors du calcul de la section moyenne, de ne prendre en compte que cette zone de fixation, puisque c'est elle qui rompt. C'est donc la contrainte qu'elle subit localement qui induit la rupture, et non la contrainte moyenne dans tout le ligament.

## 5.2 Zone de transition os-ligament

Deux études se sont intéressées à la liaison os-ligament sur le site tibial à l'échelle microscopique [Woo 1990, Subit 2008]. Elles montrent que cette zone a une architecture particulière.

En effet, l'os - que l'on peut reconnaître facilement sur la figure 5.2 grâce aux ostéons - est séparé par la "cement line" d'une zone appelée CFC. Il s'agit de fibrocartilage calcifié et donc plutôt dur. Entre le CFC et le ligament en lui-même se trouve une zone mixte, appelée UFC, et délimitée par les lignes "tidemark" (en rouge) et "ligament line" (en vert). La zone UFC a une composition très particulière. En effet elle se compose de fibrocartilage non calcifié et permet au ligament de ne pas plier en arrivant sur l'os. A son niveau, les fibres de collagène du ligament semblent s'orienter perpendiculairement à la tidemark. Cette tidemark est tout simplement le front de minéralisation du ligament. A l'intérieur de la zone UFC, le fibrocartilage est lui orienté parallèlement à la tidemark, permettant aux fibres de collagène (qui lui sont alors perpendiculaires) de s'y accrocher. Mis à part la minéralisation, il n'y a pas de différence notable entre les zones CFC et UFC.

C'est donc dans ces deux zones - qui assurent le passage d'un matériau mou et très visqueux (le ligament) à un matériau beaucoup plus dur (l'os)- que semblent se passer les mécanismes importants pour la résistance du ligament. Tout d'abord, il est montré que, soumis à un chargement intense, le front de minéralisation se déplace, réduisant la surface d'UFC et augmentant celle du fibrocartilage calcifié [Evans 1990]. Cela laisse à croire que la minéralisation joue un rôle dans la résistance du matériau. Ensuite, ces deux zones assurent l'orientation des fibres de collagène, afin de les ancrer solidement à l'os. Cet arrangement

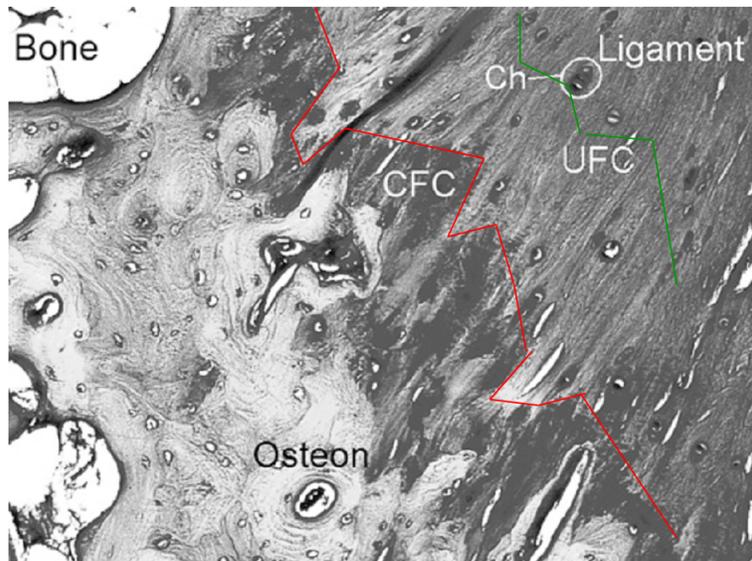


FIGURE 5.2 – La zone de transition os-ligament au microscope x10 Subit, 2008

de la matière vise à réduire les sollicitations qui sont transmises depuis l’os vers le ligament. Un problème de composition, de longueur de chaînes ou de qualité de collagène pourrait donc également influencer sur la résistance du complexe os-ligament-os.

Pour notre application, la mesure des épaisseurs des zones UFC et CFC, qui sont visibles au microscope en coupe, pourraient être corrélées aux propriétés mécaniques macroscopiques. De même, le degré de minéralisation de cette zone pourrait être mesuré.

### 5.3 Microstructure et composition du ligament

On s’intéresse maintenant à une échelle un peu plus fine du ligament : celle du collagène. A travers la description du ligament, on cherche à comprendre quels sont les paramètres biochimiques déterminants dans la définition des paramètres matériau macroscopiques et comment les quantifier.

Ce résumé est très largement tiré de l’article de F.H. Silver et J.W. Freeman *Collagen self-assembly and the development of tendon mechanical properties*. Journal of Biomechanics, 36 : 1529-1553.

#### 5.3.1 Composition et structure du ligament

Le ligament est composé en majeure partie de collagène de type I, de proteoglycans et d’eau. Il y a aussi en plus faible quantité de l’élastine, d’autres types de collagène et des minéraux.

La structure du ligament est décrite sur la figure 5.3. Les molécules de collagène s’assemblent en triple-hélice pour former du pro-collagène. Ce pro-collagène s’assemble ensuite en série et en parallèle pour donner naissance aux fibrilles, puis aux fibres de collagène. Ces fibres de collagène ont une surface propre et s’enroulent entre elles pour créer les fascicules

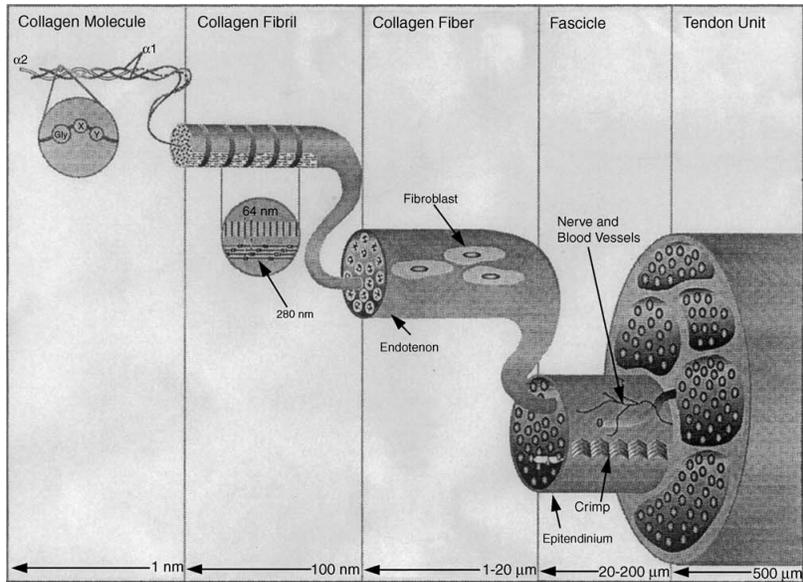


FIGURE 5.3 – Structure du ligament, Issu de Silver, 2003

(ou faisceaux). Réunis dans une membrane commune, ces faisceaux forment le ligament.

La figure 5.4 montre la coupe d'un tendon de rat au microscope, sur laquelle on voit nettement la démarcation des faisceaux.

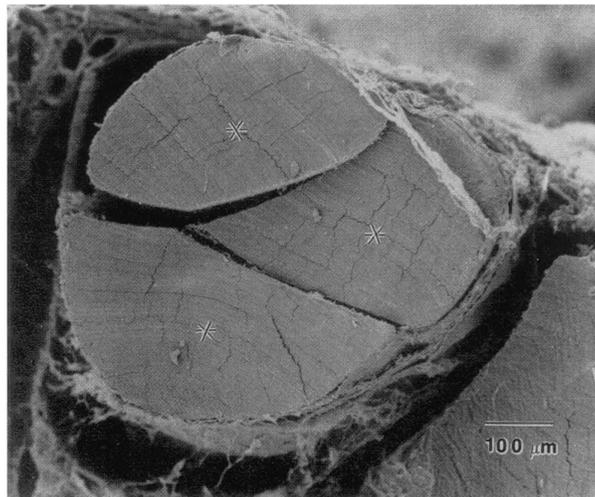


FIGURE 5.4 – Coupe de tendon au microscope, Issu de Silver, 2003

## Le collagène de type I

Le collagène de type I est un des collagènes qui s'assemblent systématiquement en fibrilles. Ces fibrilles ont une caractéristique de 67 nm et une structure en triple hélice, d'environ 1000 acides aminés et d'une longueur de 300 nm.

Ce collagène a la particularité de se mettre naturellement en forme de tige (voir figure 5.5) et présente une faible flexibilité (donc une grande résistance mécanique). La flexibilité de la molécule de collagène I vient d'un manque de proline et d'hydroxyproline dans la chaîne des acides aminés. Ces manques sont le lieu de "coudes" dans la tripe hélice et peuvent provoquer des boucles internes, ce qui donne à ces régions plus de flexibilité. Ainsi, le collagène de type I est un composite de régions de raideurs différentes<sup>1</sup>. (les séquences Gly-Pro-Hyp sont par exemples très rigides).

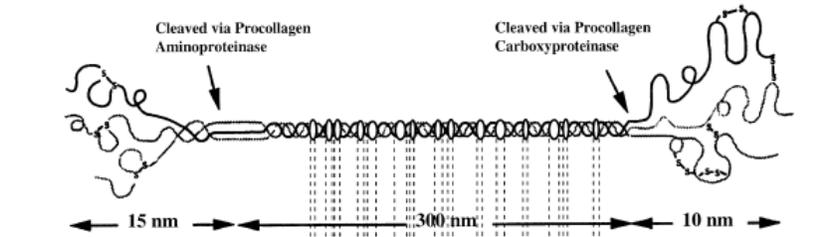


FIGURE 5.5 – Structure du collagène, Issu de Silver, 2003

De plus, le diamètre des fibrilles est inversement lié à la flexibilité du collagène I<sup>2</sup>.

IL SEMBLERAIT DONC QU'UNE ANALYSE CHIMIQUE DU COLLAGÈNE DU LIGAMENT (NOTAMMENT LE DOSAGE DE SES ACIDES AMINÉS) PUISSE NOUS RENSEIGNER SUR L'ÉLASTICITÉ DU MATÉRIAU.

## La formation du ligament / tendon

### L'assemblage du collagène

Le pro-collagène est constitué de chaînes de polypeptides. Ces chaînes sont des assemblages de séquences de pro-peptides. Parmi ces pro-peptides, il est intéressant d'observer d'eux d'entre eux : le N-pro-peptide et le C (carboxylique). En effet, quand ils sont situés en bout de chaîne, ils impliquent un comportement particulier au pro-collagène.

Ce sont eux qui dirigent l'assemblage du pro-collagène par des réactions de protéinase. Le N-pro-peptide agit en premier dans la formation du ligament. Il assemble les fibres en série, créant ainsi de longs fibrilles de faible diamètre.

Le C-pro-peptide lui dirige l'assemblage en parallèle. Il est responsable du grossissement en diamètre des fibrilles et créé des liens entre les fibres.

Un trop plein de Np entraîne donc une fragilité du tissu, tandis que le Cp, lui, en augmente l'élasticité.

Au fur et à mesure que les fibrilles augmentent en longueur et en diamètre, les propriétés mécaniques telles que la contrainte et la déformation à rupture augmentent également.

CE N'EST DONC PAS LA DENSITÉ DE COLLAGÈNE MAIS L'ARRANGEMENT ET NOTAMMENT LA LONGUEUR ET LE DIAMÈTRE DES FIBRILLES QUI DÉTERMINENT LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES MACROSCOPIQUES DU LIGAMENT.

1. D'après Paterlini, 1995

2. D'après Silver, 2001

## Influence de l'âge

Pendant le développement embryonnaire, les propriétés mécaniques du ligament changent très vite, car le collagène est en train de s'assembler, et la longueur et la taille des fibrilles augmentent avec l'âge. En fait, le ligament est un tissu en constante mutation tout au long de la vie. L'âge influe donc sur les propriétés du ligament à travers le développement des fibrilles de collagène.

## Les autres types de collagène

Il existe dans le tendon (et donc dans le ligament) d'autres types de collagène, notamment le III et le IV, qui peuvent se mixer au collagène I, de façons variables. Ces mixtures<sup>3</sup> sont potentiellement le reflet de différences dans les propriétés mécaniques, notamment le module élastique<sup>4</sup>.

### 5.3.2 A l'échelle des fibrilles et des fibres : l'action des proteoglycans

Dans le tendon mature, les fibrilles ont un diamètre  $20 < d < 280 \text{ nm}$ . Les protéoglycans (PGs) sont les organisateurs du tissu. Dans le tendon mature, on trouve majoritairement du sulfate proteodermochondre, mais il en existe d'autres types. Ce sont en fait des filaments, attachés régulièrement au collagène, perpendiculairement à l'axe des fibrilles, et avec un pas  $p$  régulier. Ils sont visibles sur les micrographies grâce à l'utilisation du bleu cupromeronic, comme le montre la figure 5.6. Plus l'âge et le diamètre des fibrilles augmentent, moins on retrouve de protéoglycans.

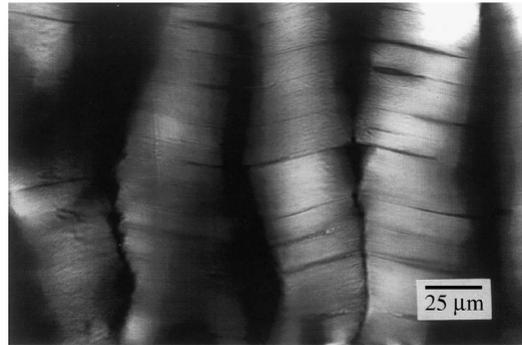


FIGURE 5.6 – Les protéoglycans, Issu de Silver, 2003

Les PGs ont plusieurs rôles essentiels dans le ligament<sup>5</sup>. Ils inhibent le grossissement radial des fibrilles en créant une interférence dans la réticulation, et inhibent également la calcification, en comblant le trou entre les fibrilles.

Le manque de certains protéoglycans génèrent des défauts dans les propriétés mécaniques du tissu, notamment :

- le manque de decorine diminue la résistance de la peau. La decorine aide à l'alignement des molécules, et donc au glissement lors des déformations mécaniques.
- le manque de lumican augmente la fragilité de la peau

3. D'après Birk, 1991

4. D'après Silver, 2002

5. D'après Scott et Orford, 1981

- le manque de thrombospondine augmente le diamètre des fibrilles donc la fragilité du ligament

L'ABSENCE DE CERTAINS PROTÉOGLYCANS PEUT DONC ÊTRE CORRÉLÉE À DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES VARIÉES.

Il semble qu'il y ait un modèle géométrique ondulé des fibres du tendon et du LCA, et que ce modèle varie d'un tissu à l'autre<sup>6</sup>.

### **La minéralisation / calcification du ligament**

Chez les oiseaux, la calcification des tendon des jambes est naturelle, quand ils atteignent l'âge d'environ 12 semaines. Elle apparaît au point de bifurcation des tendons (quand elle existe), et se propage le long des surfaces de bifurcation.

LA CALCIFICATION PEUT DONC ÊTRE SIGNIFICATIVE D'UNE "FISSURATION" DU LIGAMENT.

Chez les sujets plus âgés, la calcification apparaît à la surface des fibrilles, au cœur du tendon. Elle implique des changements dans la structures des fibrilles, qui se raidissent et se rassemblent avec les faisceaux voisins. Chez les souris, les minéraux qu'elle produit sont orientés différemment du collagène, ce qui implique une diminution des déformation et contrainte à rupture<sup>7</sup>. Le reste du temps, les minéraux sont orientés parallèlement au collagène, et augmente ainsi la longueur des fibrilles.

La calcification du tendon est visible aux rayons X. De plus, on trouve dans les zones de minéralisation des vésicules contenant du calcium et du phosphate.

D'après Birk et Silver, LA MINÉRALISATION NE MODIFIE PAS LE MODULE ÉLASTIQUE MACROSCOPIQUE. CENDANT, ELLE AUGMENTE LA RÉSISTANCE À LA TRACTION DU LIGAMENT.

### **5.3.3 Propriétés mécaniques et développement du ligament**

Au cours de son développement, le ligament -comme le tendon- subit des variations de ses propriétés mécaniques. Ainsi :

- le tendon embryonnaire a une contrainte à rupture de 2 MPa
- le tendon à 2 jours a une contrainte à rupture de 20 Mpa

En faisant l'hypothèse de déformation isobare et en utilisant une théorie hydrodynamique, on peut aisément relier une courbe d'élasticité à une longueur de fibrille effective. Plus précisément, grâce à des mesures au microscope qui permettent d'émettre la courbe de calibration, il est possible de relier directement la valeur de l'UTS (contrainte à rupture) à la longueur des fibrilles. Il existe donc une relation linéaire entre la valeur de l'UTS et la longueur des fibrilles (Birk, 1989, 1995).

A l'échelle moléculaire cette fois, la déformation élastique résulte de l'étirement réversible des régions flexibles de la molécule de collagène. Les propriétés visco-élastiques sont elles données par la croissance des fibrilles de collagènes. En effet, plus celles-ci s'allongent, et plus le tendon (ou le ligament) perd en viscosité

---

6. D'après Yahia, 1969

7. Misof, 1977

pour gagner en élasticité. Ainsi, le tendon embryonnaire est extrêmement visqueux mais peu étirable.

En conclusion, ce projet s'intéresse donc au comportement du ligament croisé antérieur à différentes vitesses de sollicitation. Mais il cherche surtout à formaliser un protocole d'étude du ligament en dynamique, qui puisse être reproduit et comparé aux données en quasi-statiques qui sont beaucoup plus fréquemment effectuées.

Forts de l'étude bibliographique des études sur le ligament, le protocole des expériences sur barres de Hopkinson a pu être envisagé et testé. Il reste maintenant à le valider par les expériences et par la comparaison aux données de la bibliographie et à celles à faibles vitesses. De ces expériences découleront logiquement les protocoles des essais à faible vitesse.

Au-delà de cela, ce projet vise à expliciter un modèle théorique de viscoélasticité qui représente fidèlement le comportement du ligament à différentes vitesses, et qui soit implantable dans les codes de calcul.

Enfin, pour mieux comprendre les mécanismes qui conduisent au comportement macroscopique, et ainsi prédire ou soigner plus facilement le ligament, nous nous efforcerons à mettre en relation les propriétés matériau à la microstructure et à la composition du ligament, guidés par les données existantes sur le collagène et l'histologie du ligament et du tendon.

## TABLE DES FIGURES

1.1	L'articulation du genou - vue de derrière <a href="http://institut-hanche-genou.com">institut-hanche-genou.com</a> . . . . .	4
1.2	Courbe typique d'un essai de relaxation sur un ligament <i>source : <a href="http://www.engin.umich.edu">www.engin.umich.edu</a></i> . . . . .	5
2.1	Photo du complexe os-ligament-os après dissection. . . . .	8
2.2	Photo du complexe os-ligament-os dans la gaze avant congélation. . . . .	9
3.1	Le principe des barres de Hopkinson. . . . .	12
3.2	Le principe du pont de Wheaston. . . . .	13
3.3	Dispositif des barres de Hopkinson. . . . .	14
3.4	Mesures effectuées sur un spécimen par les étudiants de Cachan. . . . .	15
3.5	Echantillon monté sur les barres. . . . .	16
3.6	Le dispositif expérimental . . . . .	16
3.7	Image du ligament au moment de la rupture à l'aide de la caméra rapide . . . . .	19
3.8	Echantillon en place dans la machine de traction . . . . .	19
3.9	Courbe de relaxation F(N) en fonction du temps (s) . . . . .	19
4.1	Le modèle de Maxwell généralisé. . . . .	21
4.2	Le modèle de Maxwell à deux branches. . . . .	21
4.3	Régression à deux exponentielles . . . . .	23
4.4	Courbe de traction d'un matériau viscoélastique . . . . .	24
5.1	Vue de la rupture par caméra rapide en zoom sur le site tibial . . . . .	30
5.2	La zone de transition os-ligament au microscope x10 <i>Subit, 2008</i> . . . . .	30
5.3	Structure du ligament, Issu de Silver, 2003 . . . . .	31
5.4	Coupe de tendon au microscope, Issu de Silver, 2003 . . . . .	31
5.5	Structure du collagène, Issu de Silver, 2003 . . . . .	31
5.6	Les protéoglycans, Issu de Silver, 2003 . . . . .	32
7.1	Le modèle de Maxwell à une branche. . . . .	38
7.2	Régression à une exponentielle . . . . .	39
7.3	Régression à deux exponentielles . . . . .	39

**Articles****Su 2008**

Su W.-R., *Effect of cyclic stretching on the tensile properties of patellar tendon and medial collateral ligament in rat*, clinical biomechanics, 2008, 23, 911-917

**Donahue 2001**

Donahue T. L., Gregersen C., Hull M. L., Howell S. M., *Comparison of viscoelastic, structural, and material properties of double-looped anterior cruciate ligament grafts made from bovine digital extensor and human hamstring tendons.*, J Biomech Eng, Biomedical Engineering, **2001**, 123, 162-169

**Woo 1983**

Woo S. L., Gomez M. A., Seguchi Y., Endo C. M., Akeson W. H., *Measurement of mechanical properties of ligament substance from a bone-ligament-bone preparation.*, J Orthop Res, **1983**, 1, 22-29

**Woo 1990**

S. L-Y Woo, R. H. Peterson, *The Effects of Strain Rate on the Properties of the Medial Collateral Ligament in Skeletally Immature and Mature Rabbits : A Biomechanical and Histological Study*, Journal of Orthopaedic Research, **1990**, 8, 712-721

**Woo 1987**

Woo S. L., Hollis J. M., Roux R. D., Gomez M. A., Inoue M., Kleiner J. B., Akeson W. H., *Effects of knee flexion on the structural properties of the rabbit femur-anterior cruciate ligament-tibia complex (FATC).*, J Biomech, **1987**, 20, 557-563

**Danto 1993**

Danto M. I., Woo S. L., *The mechanical properties of skeletally mature rabbit anterior cruciate ligament and patellar tendon over a range of strain rates.*, J Orthop Res, **1993**, 11, 58-67  
Orthopaedic Biomechanics Laboratory, Long Beach Veterans Affairs Medical Center, California.

### **Vanbrocklin 1965**

Vanbrocklin J. D., Ellis D. G., *A study of the Mechanical Behavior of Toe Extensor Tendons under Applied Stress.*, Arch Phys Med Rehabil, **1965**, 46, 369-373

### **Shim 2006**

Shim V.P.W., J.F. Liu, V. L. *A technique for dynamic tensile testing of human cervical spine ligament*, Experimental Mechanics, **2006**, 46, 77-89

### **Provenzano 2001**

Provenzano P., Lakes R., Keenan T., Vanderby R. *Nonlinear ligament viscoelasticity.*, Ann Biomed Eng, **2001**, 29, 908-914  
Department of Biomedical Engineering, University of Wisconsin-Madison, 53792-3228, USA.

### **Noyes 1976**

Noyes F. R., Grood E. S., *The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys.*, J Bone Joint Surg Am, **1976**, 58, 1074-1082

### **Ivancic 2007**

Ivancic P. C., Coe M. P., Ndu A. B., Tominaga Y., Carlson E. J., Rubin W., Dipl-Ing F. H., Panjabi M. M., *Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments.* Spine J, **2007** 7, 659-665.  
Biomechanics Research Laboratory, Department of Orthopaedics and Rehabilitation, Yale University School of Medicine, New Haven, CT 06520-8071, USA.

### **Maes 2006**

Maes J. A., Donahue T. L. H., *Time dependent properties of bovine meniscal attachments : stress relaxation and creep.*, J Biomech, **2006**, 39, 3055-3061  
Department of Mechanical Engineering, Michigan Technological University, Houghton, MI 49931, USA.

### **Lucas 2008**

Lucas S. R., Bass C. R., Salzar R. S., Oyen M. L., Planchak C., Ziemba A., Shender B. S., Paskoff G. *Viscoelastic properties of the cervical spinal ligaments under fast strain-rate deformations.*, Acta Biomater, **2008**, 4, 117-125  
Center for Applied Biomechanics, University of Virginia, 1011 Linden Avenue, Charlottesville, VA 22902, USA. slucas@virginia.edu

### **Subit 2008**

Subit D., Masson C., Brunet C., Chabrand P., *Microstructure of the ligament-to-bone attachment complex in the human knee joint.*, J Mech Behav Biomed Mater, **2008**, 1, 360-367  
Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Faculté de Médecine Secteur Nord, Boulevard Pierre DRAMARD, 13916 Marseille Cedex 20, France. subit@virginia.edu

### **Yahia 1991**

Yahia L. H., Audet J., Drouin G., *Rheological properties of the human lumbar spine ligaments*. J Biomed Eng, **1991**, 13, 399-406,  
Biomedical Engineering Institute, Ecole Polytechnique de Montréal, Québec, Canada.

### **Evans 1990**

Evans E.J., Benjamin M., Pemberton D.J., *Fibrocartilage in the attachment zones of the quadriceps tendon and patellar ligament of man*, J. Anat., **1990**, 171, 155-162

### **Revues**

#### **Hartright**

D. Hartright, *Biomechanical and clinical evaluation of tendons and ligament*

### **Thèses**

#### **Zao**

Han Zao, *Analyse de l'essai aux barres de Hopkinson. Application au comportement dynamique des matériaux*

## Annexe 1 : Modèle de viscoélasticité

### Modèle de Maxwell à une branche

La première idée est d'utiliser  $n = 1$ , ce qui nous ramène au modèle de la figure 7.1. Si on pose  $\frac{\eta_1}{E_1} = \tau_1$ , on arrive alors à la relation<sup>1</sup> :

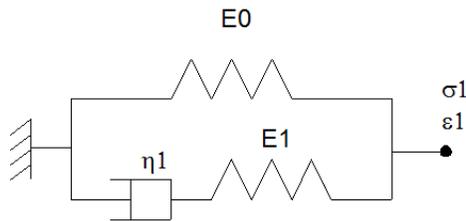


FIGURE 7.1 – Le modèle de Maxwell à une branche.

$$\tau_1 \cdot \sigma_1' + \sigma_1 = E_0 \cdot \epsilon_1 + (E_1 + E_0) \cdot \tau_1 \cdot \epsilon_1' \quad (7.1)$$

Si on se place dans le cadre de la relaxation, c'est à dire que  $\epsilon_1 = \text{constante} = \epsilon$  alors on obtient :

$$\sigma(t) = E_0 \cdot \epsilon + (\sigma_0 - E_0) \epsilon \cdot \exp(-t/\tau_1) \quad (7.2)$$

Ce qui revient à faire une régression sur les courbes expérimentales en  $A + B \exp(-t/C)$ .

Cette régression est effectuée sous Matlab<sup>2</sup> en optimisant l'erreur entre la courbe obtenue et les points expérimentaux.

Même si les résultats obtenus ont une bonne précision, on remarque très nettement sur la figure 7.2 que la courbe obtenue ne suis pas complètement la courbe expérimentale, notamment à l'origine. Il apparait nettement qu'il y'a une "seconde pente" (confirmé par le calcul du  $\tau$  expérimental avec la tangente à l'origine), donc qu'une régression avec deux

1. Le calcul est volontairement non développé car cette équation ne sera plus utilisée par la suite.

2. Voir le programme en annexe

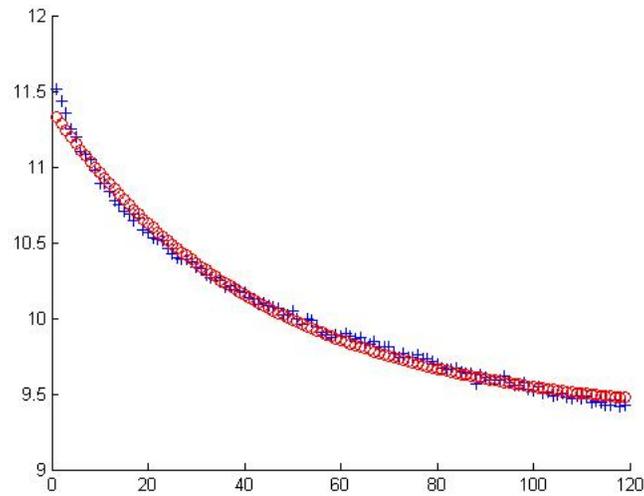


FIGURE 7.2 – Régression à une exponentielle

exponentielles collerait mieux à l'expérience.

La figure 7.3 montre le résultat obtenu avec la fonction à optimiser  $A + B \cdot \exp(-t/C) + D \cdot \exp(-t/E)$ . Elle permet d'obtenir un meilleur résultat.

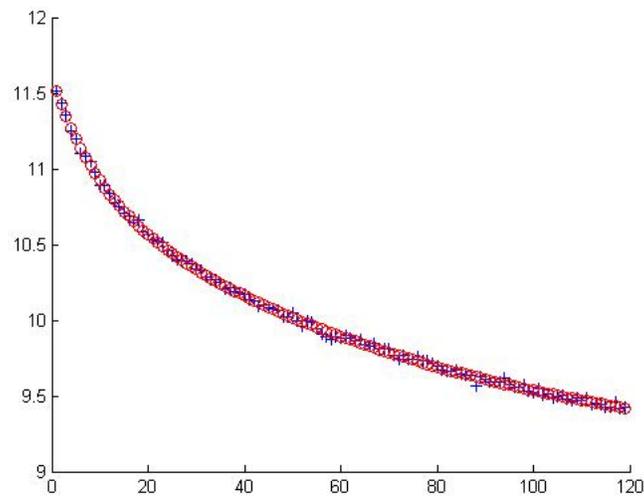


FIGURE 7.3 – Régression à deux exponentielles

Cette option est donc retenue, ce qui implique d'utiliser un modèle de Maxwell à deux branches.

## Annexe 2 : Programme de regression

La régression sur les courbes de relaxation est obtenu grâce à un programme de minimisation de l'erreur appelée "errorp".

```
function errorp=errorp(init)
```

```
global t iteration es
```

```
iteration = iteration + 1
```

```
sig=fonctiontest(init)
```

```
errorp = sum((es(:) - sig(:)).2)
```

```
clf(99)
```

```
figure(99) hold on
```

```
plot(t, es, '+b')
```

```
plot(t, sig, 'or')
```

Cette erreur est définie entre une fonction "fonctiontest" et les points expérimentaux. La "fonctiontest" a la forme de la fonction théorique du modèle de Maxwell :

```
function valeur=fonctiontest(par)
```

```
global t
```

```
valeur = par(1) + par(2) * exp(-t/par(3)) + par(4) * exp(-t/par(5))
```

Ces deux fonctions sont mises en place dans le programme général suivant :

```
clear all close all
```

```
global t iteration es
```

```
iteration=0;
```

```
importfile;
```

```
init=[A B C D E F G];
```

```
A0=15;
```

```
B0=6;
```

```
C0=60;
```

```
D0=1;
```

```
E0=15;
```

```
F0=1;
```

```
G0=0.5;
```

```
figure(99); hold on;
```

```
plot(t, es, '+b'); % points experimentaux en forme de o
```

```
init=[A0 B0 C0 D0 E0]; % valeurs initiales des parametres
```

```
options=optimset('TolX', 0.01, 'TolFun', 0.01);
```

```
    itopt, erreur
=fminsearch('errorp', init, options);
A=initopt(1);
B=initopt(2);
C=initopt(3);
D=initopt(4);
E=initopt(5);
F=initopt(6);
G=initopt(7);

esopt=fonctiontest(initopt);
esinit=fonctiontest(init);

disp(initopt);
disp(iteration);
```