



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

DOUBLE

160 933

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1
2002

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY
N° 130

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

par

Yann DAUSSE

le 21 octobre 2002



**RÉSISTANCE À L'EXCURSION DE SUTURES DES TENDONS
FLÉCHISSEURS DE LA MAIN :
ÉTUDE EXPÉRIMENTALE.**

Examineurs de la thèse :

M. DAUTEL G.	Professeur	Président
M. DAP F.	Professeur	}
M. LASCOMBES P.	Professeur	} Juges
M. PETRY D.	Docteur en Médecine	}

BIBLIOTHEQUE MEDECINE NANCY 1



D 007 216003 0

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

par

Yann DAUSSE

le 21 octobre 2002

**RÉSISTANCE À L'EXCURSION DE SUTURES DES TENDONS
FLÉCHISSEURS DE LA MAIN :
ÉTUDE EXPÉRIMENTALE.**



Examineurs de la thèse :

M. DAUTEL G.	Professeur	Président
M. DAP F.	Professeur	}
M. LASCOMBES P.	Professeur	} Juges
M. PETRY D.	Docteur en Médecine	}

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université : Professeur Claude BURLET

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Jacques ROLAND

Vice-Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Hervé VESPIGNANI

Assesseurs

du 1^{er} Cycle :

du 2^{ème} Cycle :

du 3^{ème} Cycle :

de la Vie Facultaire :

Mme le Docteur Chantal KOHLER

Mr le Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

Mr le Professeur Henry COUDANE

Mr le Professeur Bruno LEHEUP

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Jean-Bernard DUREUX

Professeur Georges GRIGNON

PROFESSEURS HONORAIRES

Louis PIERQUIN – Etienne LEGAIT – Jean LOCHARD – René HERBEUVAL – Gabriel FAIVRE – Jean-Marie FOLIGUET
Guy RAUBER – Paul SADOUL – Raoul SENAULT – Pierre ARNOULD – Roger BENICHOUX – Marcel RIBON
Jacques LACOSTE – Jean BEUREY – Jean SOMMELET – Pierre HARTEMANN – Emile de LAVERGNE
Augusta TREHEUX – Michel MANCIAUX – Paul GUILLEMIN – Pierre PAYSANT
Jean-Claude BURDIN – Claude CHARDOT – Jean-Bernard DUREUX – Jean DUHELLE – Jean-Pierre GRILLIAT
Pierre LAMY – Jean-Marie GILGENKRANTZ – Simone GILGENKRANTZ
Pierre ALEXANDRE – Robert FRISCH – Michel PIERSON – Jacques ROBERT
Gérard DEBRY – Georges GRIGNON – Pierre TRIDON – Michel WAYOFF – François CHERRIER – Oliéro GUERCI
Gilbert PERCEBOIS – Claude PERRIN – Jean PREVOT – Pierre BERNADAC – Jean FLOQUET
Alain GAUCHER – Michel LAXENAIRE – Michel BOULANGE – Michel DUC – Claude HURIET – Pierre LANDES
Alain LARCAN – Gérard VAILLANT – Daniel ANTHOINE – Pierre GAUCHER – René-Jean ROYER
Hubert UFFHOLTZ – Jacques LECLERE – Francine NABET – Jacques BORRELLY
Michel RENARD – Jean-Pierre DESCHAMPS – Pierre NABET – Marie-Claire LAXENAIRE – Adrien DUPREZ – Paul VERT

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS -
PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (*Anatomie*)

Professeur Jacques ROLAND – Professeur Gilles GROSDIDIER

Professeur Pierre LASCOMBES – Professeur Marc BRAUN

2^{ème} sous-section : (*Cytologie et histologie*)

Professeur Bernard FOLIGUET

3^{ème} sous-section : (*Anatomie et cytologie pathologiques*)

Professeur François PLENAT – Professeur Jean-Michel VIGNAUD – Professeur Eric LABOUYRIE

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{ère} sous-section : (*Biophysique et médecine nucléaire*)

Professeur Alain BERTRAND – Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE

2^{ème} sous-section : (*Radiologie et imagerie médicale*)

Professeur Jean-Claude HOEFFEL – Professeur Luc PICARD – Professeur Denis REGENT

Professeur Michel CLAUDON – Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM

Professeur Jacques FELBLINGER

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (*Biochimie et biologie moléculaire*)

Professeur Jean-Pierre NICOLAS

Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER

2^{ème} sous-section : (*Physiologie*)

Professeur Jean-Pierre CRANCE – Professeur Jean-Pierre MALLIE

Professeur François MARCHAL – Professeur Philippe HAOUZI

3^{ème} sous-section : (*Biologie cellulaire*)

Professeur Claude BURLET

4^{ème} sous-section : (*Nutrition*)

Professeur Olivier ZIEGLER

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (*Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière*)

Professeur Alain LE FAOU

2^{ème} sous-section : (*Parasitologie et mycologie*)

Professeur Bernard FORTIER

3^{ème} sous-section : (*Maladies infectieuses ; maladies tropicales*)

Professeur Philippe CANTON – Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (*Épidémiologie, économie de la santé et prévention*)

Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON

Professeur Francis GUILLEMIN – Professeur Denis ZMIROU

2^{ème} sous-section : (*Médecine et santé au travail*)

Professeur Guy PETIET

3^{ème} sous-section : (*Médecine légale et droit de la santé*)

Professeur Henry COUDANE

4^{ème} sous-section : (*Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication*)

Professeur Bernard LEGRAS – Professeur François KOHLER

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (*Hématologie ; transfusion*)

Professeur Christian JANOT – Professeur Thomas LECOMPTE – Professeur Pierre BORDIGONI

Professeur Pierre LEDERLIN – Professeur Jean-François STOLTZ

2^{ème} sous-section : (*Cancérologie ; radiothérapie*)

Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY

Professeur Pierre BEY – Professeur Didier PEIFFERT

3^{ème} sous-section : (*Immunologie*)

Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marie-Christine BENE

4^{ème} sous-section : (*Génétique*)

Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

1^{ère} sous-section : (*Anesthésiologie et réanimation chirurgicale*)

Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Dan LONGROIS – Professeur Hervé BOUAZIZ – Professeur Paul-Michel MERTEZ

2^{ème} sous-section : (*Réanimation médicale*)

Professeur Henri LAMBERT – Professeur Alain GERARD – Professeur Bruno LÉVY

Professeur Pierre-Edouard BOLLAERT

3^{ème} sous-section : (*Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique*)

Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET

4^{ème} sous-section : (*Thérapeutique*)

Professeur François PAILLE – Professeur Gérard GAY – Professeur Faiez ZANNAD

49^{ème} Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE,
HANDICAP et RÉÉDUCATION

1^{ère} sous-section : (*Neurologie*)

Professeur Michel WEBER – Professeur Gérard BARROCHE – Professeur Hervé VESPIGNANI

Professeur Xavier DUCROCQ

2^{ème} sous-section : (*Neurochirurgie*)

Professeur Henri HEPNER – Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE

Professeur Thierry CIVIT

3^{ème} sous-section : (*Psychiatrie d'adultes*)

Professeur Jean-Pierre KAHN

4^{ème} sous-section : (*Pédopsychiatrie*)

Professeur Colette VIDAILHET – Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC

5^{ème} sous-section : (*Médecine physique et de réadaptation*)

Professeur Jean-Marie ANDRE

50^{ème} Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE et CHIRURGIE PLASTIQUE

1^{ère} sous-section : (*Rhumatologie*)

Professeur Jacques POUREL – Professeur Isabelle VALCKENAERE

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie orthopédique et traumatologique*)

Professeur Daniel SCHMITT – Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE – Professeur Daniel MOLE

Professeur Didier MAINARD

3^{ème} sous-section : (*Dermato-vénérologie*)

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD

4^{ème} sous-section : (*Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique*)

Professeur François DAP

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIORESPIRATOIRE et VASCULAIRE

1^{ère} sous-section : (*Pneumologie*)

Professeur Jean-Marie POLU - Professeur Yves MARTINET

Professeur Jean-François CHABOT

2^{ème} sous-section : (*Cardiologie*)

Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE – Professeur Nicolas SADOUL –

Professeur Christian de CHILLOU de CHURET

3^{ème} sous-section : (*Chirurgie thoracique et cardiovasculaire*)

Professeur Pierre MATHIEU – Professeur Jean-Pierre VILLEMOT

Professeur Jean-Pierre CARTEAUX – Professeur Loïc MACE

4^{ème} sous-section : (*Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire*)

Professeur Gérard FIEVE

52^{ème} Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF et URINAIRE

1^{ère} sous-section : (*Gastroentérologie ; hépatologie*)

Professeur Marc-André BIGARD

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie digestive*)

3^{ème} sous-section : (*Néphrologie*)

Professeur Michèle KESSLER – Professeur Dominique HESTIN (Mme)

4^{ème} sous-section : (*Urologie*)

Professeur Philippe MANGIN – Professeur Jacques HUBERT

53^{ème} Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE

1^{ère} sous-section : (*Médecine interne*)

Professeur Gilbert THIBAUT – Professeur Francis PENIN

Professeur Denise MONERET-VAUTRIN – Professeur Denis WAHL

Professeur Jean DE KORWIN KROKOWSKI – Professeur Pierre KAMINSKY – Professeur Athanase BENETOS

Professeur Gisèle KANNY

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie générale*)

Professeur Patrick BOISSEL – Professeur Laurent BRESLER

54^{ème} Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE,
ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

1^{ère} sous-section : (*Pédiatrie*)

Professeur Danièle SOMMELET – Professeur Michel VIDAILHET

Professeur Pierre MONIN – Professeur Jean-Michel HASCOET – Professeur Pascal CHASTAGNER

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie infantile*)

Professeur Michel SCHMITT – Professeur Gilles DAUTEL

3^{ème} sous-section : (*Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale*)

Professeur Michel SCHWEITZER – Professeur Jean-Louis BOUTROY

Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Patricia BARBARINO

4^{ème} sous-section : (*Endocrinologie et maladies métaboliques*)

Professeur Pierre DROUIN – Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN

5^{ème} sous-section : (*Biologie et médecine du développement et de la reproduction*)

Professeur Hubert GERARD

55^{ème} Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1^{ère} sous-section : (*Oto-rhino-laryngologie*)

Professeur Claude SIMON – Professeur Roger JANKOWSKI

2^{ème} sous-section : (*Ophthalmologie*)

Professeur Antoine RASPILLER – Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD

3^{ème} sous-section : (*Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie*)

Professeur Michel STRICKER – Professeur Jean-François CHASSAGNE

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

27^{ème} section : INFORMATIQUE

Professeur Jean-Pierre MUSSE

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeur Daniel BURNEL

=====

PROFESSEUR ASSOCIÉ

Épidémiologie, économie de la santé et prévention

Professeur Tan XIAODONG

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (*Anatomie*)

Docteur Bruno GRIGNON – Docteur Jean-Pascal FYAD

2^{ème} sous-section : (*Cytologie et histologie*)

Docteur Edouard BARRAT – Docteur Jean-Claude GUEDENET

Docteur Françoise TOUATI – Docteur Chantal KOHLER

3^{ème} sous-section : (*Anatomie et cytologie pathologiques*)

Docteur Yves GRIGNON – Docteur Béatrice MARIE

Docteur Laurent ANTUNES

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{ère} sous-section : (*Biophysique et médecine nucléaire*)

Docteur Marie-Hélène LAURENS – Docteur Jean-Claude MAYER

Docteur Pierre THOUVENOT – Docteur Jean-Marie ESCANYE – Docteur Amar NAOUN

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (*Biochimie et biologie moléculaire*)

Docteur Xavier HERBEUVAL – Docteur Jean STRACZEK

Docteur Sophie FREMONT – Docteur Isabelle GASTIN – Dr Bernard NAMOUR

2^{ème} sous-section : (*Physiologie*)

Docteur Gérard ETHEVENOT – Docteur Nicole LEMAU de TALANCE – Christian BEYAERT

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (*Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière*)

Docteur Francine MORY – Docteur Michèle WEBER – Docteur Christine LION

Docteur Michèle DAILLOUX – Docteur Alain LOZNIIEWSKI – Docteur Véronique VENARD

2^{ème} sous-section : (*Parasitologie et mycologie*)

Docteur Marie-France BIAVA – Docteur Nelly CONTET-AUDONNEAU

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (*Epidémiologie, économie de la santé et prévention*)

Docteur Mickaël KRAMER – Docteur François ALLA

4^{ème} sous-section : (*Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication (type biologique)*)

Docteur Pierre GILLOIS

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (*Hématologie ; transfusion*)

Docteur Jean-Claude HUMBERT – Docteur François SCHOONEMAN

3^{ème} sous-section : (*Immunologie*)

Docteur Marie-Nathalie SARDA

4^{ème} sous-section : (*Génétique*)

Docteur Christophe PHILIPPE

48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

1^{ère} sous-section : (*Anesthésiologie et réanimation chirurgicale*)

Docteur Jacqueline HELMER – Docteur Gérard AUDIBERT

3^{ème} sous-section : (*Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique*)

Docteur Françoise LAPICQUE – Docteur Marie-José ROYER-MORROT

Docteur Damien LOEUILLE

54^{ème} Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE,
ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

5^{ème} sous-section : (*Biologie et médecine du développement et de la reproduction*)

Docteur Jean-Louis CORDONNIER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

19^{ème} section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE

Madame Michèle BAUMANN

32^{ème} section : CHIMIE ORGANIQUE, MINÉRALE, INDUSTRIELLE

Monsieur Jean-Claude RAFT

40^{ème} section : SCIENCES DU MÉDICAMENT
Monsieur Jean-Yves JOUZEAU

60^{ème} section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE ET GÉNIE CIVILE
Monsieur Alain DURAND

64^{ème} section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Madame Marie-Odile PERRIN – Mademoiselle Marie-Claire LANHERS

65^{ème} section : BIOLOGIE CELLULAIRE
Mademoiselle Françoise DREYFUSS – Monsieur Jean-Louis GELLY – Madame Anne GERARD
Madame Ketsia HESS – Monsieur Pierre TANKOSIC – Monsieur Hervé MEMBRE

67^{ème} section : BIOLOGIE DES POPULATIONS ET ÉCOLOGIE
Madame Nadine MUSSE

68^{ème} section : BIOLOGIE DES ORGANISMES
Madame Tao XU-JIANG

=====
MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale
Docteur Alain AUBREGE
Docteur Louis FRANCO

=====
PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Georges GRIGNON – Professeur Michel PIERSON
Professeur Michel BOULANGE – Professeur Alain LARCAN – Professeur Michel DUC
Professeur Michel WAYOFF – Professeur Daniel ANTHOINE – Professeur Claude HURIET
Professeur Hubert UFFHOLTZ – Professeur René-Jean ROYER
Professeur Pierre GAUCHER – Professeur Claude CHARDOT – Professeur Adrien DUPREZ

=====
DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Norman SHUMWAY (1972)
Université de Stanford, Californie (U.S.A)
Professeur Paul MICHIENSEN (1979)
Université Catholique, Louvain (Belgique)
Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)
Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeur Mamish Nisbet MUNRO (1982)
Massachusetts Institute of Technology (U.S.A)
Professeur Mildred T. STAHLMAN (1982)
Wanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Professeur Harry J. BUNCKE (1989)
Université de Californie, San Francisco (U.S.A)
Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)
Professeur Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)

Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)
Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur James STEICHEN (1997)
Université d'Indianapolis (U.S.A)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
*Centre Universitaire de Formation et de Perfectionnement des
Professionnels de Santé d'Hô Chi Minh-Ville (VIËTNAM)*

A NOTRE MAÎTRE ET PRÉSIDENT DE THÈSE

Monsieur le Professeur Gilles DAUTEL

Professeur de Chirurgie Plastique, Reconstructrice et Esthétique

Vous nous faites l'honneur de présider cette thèse.

Nous vous remercions de nous avoir proposé ce sujet qui nous a enthousiasmé.

Votre disponibilité et la qualité de vos conseils nous ont permis de mener à bien ce travail.

Nous avons eu maintes occasions d'admirer votre maîtrise technique, votre rigueur et l'étendue de vos connaissances.

Pour nous vous êtes et vous demeurerez un modèle.

Nous vous prions de bien vouloir trouver ici l'expression de notre profond respect et de notre gratitude.

A NOTRE MAÎTRE ET JUGE

Monsieur le Professeur François DAP

Professeur de Chirurgie Plastique, Reconstructrice et Esthétique

Vous nous faites l'honneur d'accepter de juger ce travail.

Nous avons eu maintes occasions d'admirer votre virtuosité technique et la justesse de vos conseils.

Beaucoup de vos idées transparaissent dans ce travail.

Nous ne pouvons que vanter vos qualités humaines et votre disponibilité sans failles.

Veillez trouver ici l'expression de notre profonde reconnaissance et de notre respect.

A NOTRE MAÎTRE ET JUGE

Monsieur le Professeur Pierre LASCOMBES

Professeur d'Anatomie, option clinique Chirurgie Infantile

Nous vous sommes reconnaissants d'avoir accepté de juger ce travail.

Nous avons beaucoup apprécié notre passage dans votre Service.

Vos qualités humaines, votre ouverture d'esprit, vos qualités d'opérateur forcent notre admiration.

Vous nous avez ouvert les portes de votre Laboratoire d'Anatomie.

Sans vous ce travail n'aurait jamais vu le jour.

Veillez trouver ici l'expression de notre gratitude et de notre profond respect.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Didier PETRY

Nous vous remercions d'avoir accepté de juger ce travail.

Nous avons eu maintes occasions d'admirer la clarté de vos vues et votre sens clinique.

Vos connaissances en pathologie de la main sont encyclopédiques.

Vous nous avez souvent aidé dans des situations cliniques difficiles.

Vos qualités humaines font notre admiration.

Veillez trouver ici l'expression de notre gratitude et de notre sincère reconnaissance.

Nous tenons à remercier publiquement tous ceux qui nous ont aidés dans ce travail :

En premier lieu à mon Père

Il a conçu notre machine d'expérimentation.

Il en a fabriqué toutes les pièces mécaniques.

Il n'a ménagé ni ses efforts ni son temps libre pour mener à bien ce projet dans lequel il s'est investi totalement.

Nous tenons à lui exprimer ici notre immense gratitude.

A Raymond MOUGENOT

Il a réalisé les parties électriques, électroniques, automatiques et informatiques de notre machine.

Il n'a pas compté son temps, et a toujours été disponible pour solutionner les innombrables problèmes que nous avons rencontrés.

A Notre Maître, Monsieur le Professeur LEGRAS

Il nous a éclairés alors que nous étions perdus dans les brumes obscures des statistiques.

Qu'il soit assuré de notre gratitude et de notre profond respect

Monsieur Claude LIEBUNGUTH

Il nous a procuré les pièces d'acier inoxydable.

Au personnel du laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine de NANCY, Jean-Michel DUPUY, Patrick, Jocelyne

Leur présence a été d'un grand réconfort.

Ce travail est particulièrement dédié à ceux qui m'ont fait découvrir puis aimer la chirurgie de la main

Les grands anciens,

Mes maîtres,

Mes chefs de clinique :

Franck DUTEILLE

Pierre-Yves DURAND

Benjamin FERREIRA

Philippe FAIVRE

Philippe PASQUIER

Joël VIALANEIX

A mes parents.

A ma sœur Julie.

A toute ma famille.

A mes amis.

A Virginie, mon Grand Amour

A Antonin, mon « Petit » Amour

SERMENT

"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 sont 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".



TABLE DES MATIÈRES	17
INTRODUCTION	20
LÉSIONS DES TENDONS FLÉCHISSEURS DE LA MAIN	22
1 Anatomie et physiologie des tendons fléchisseurs de la main	22
1A FCS	22
1B FCP	22
1C Gaine digitale	23
1D poulies et canal digital	25
1E Classification de l'IFSSH	26
1F Particularités de la colonne du pouce	28
1G Particularités de l'enfant	28
2 Lésions des tendons fléchisseurs	29
2A Diagnostic et étiologie	29
2B Niveau lésionnel	29
2C Lésion du LFP	32
2D Lésions des tendons fléchisseurs chez l'enfant	32
2E Cicatrisation tendineuse	32
2E1 Phase inflammatoire	32
2E2 Phase de réparation	33
2E3 Cicatrisation extrinsèque	33
2E4 Cicatrisation intrinsèque	34
2E5 Phase de remodelage	36
3 Techniques de réparation des tendons fléchisseurs.	37
3A Sutures en zone 2	38
3A1 Le fil central	38
3A2 Les méthodes classiques à 2 brins	42
3A3 Les méthodes multibrins	45
a Techniques à 4 brins	45
b Techniques à 6 brins	51
c Techniques à 8 brins	53
d Techniques originales	54
3A4 Le surjet épitendineux	55
3B Réinsertion tendineuse en zone 1	57
3C Indications chirurgicales	58
3D Prévention des adhérences	60
3E Plaies partielles des fléchisseurs	61
3F Réparation des plaies des fléchisseurs chez l'enfant	61
3G Réhabilitation postopératoire	62
3G1 Mobilisation passive précoce selon DURAN	63
3G2 Mobilisation activo-passive précoce selon KLEINERT	64
3G3 Mobilisation active précoce protégée selon STRICKLAND	65
3G4 Immobilisation stricte	65
3G5 Mobilisation active secondaire	66
3G6 Mobilisation active précoce	66
3G7 Indications	67
4 Complications et évolution après réparation des fléchisseurs	68
4A Adhérences péri-tendineuses	68
4B Rupture secondaire des sutures	69
4C Algodystrophie	70

4D Exclusion du schéma corporel	71
4E Complications et résultats fonctionnels chez l'enfant	72
MATÉRIEL ET MÉTHODE	73
1 Technique opératoire de réparation d'un fléchisseur chez l'homme	73
2 Expérimentation sur cadavre	75
2A Protocole expérimental	75
2B Conception et réalisation d'une machine d'expérimentation	79
2C Préparation des pièces anatomiques	87
2D Conduite de l'expérience	91
2E Recueil et traitement des données	100
RÉSULTATS	102
1 Test tendon sain	102
1A Allure de la courbe contrainte – excursion tendineuse	102
1B Propriétés viscoélastiques du tendon	103
2 Résultats après réparation	104
2A Influence de la vitesse de l'essai	104
2B Aspect de divers événements intercurrents sur la courbe de contraintes	105
2B1 Doigt à ressaut	105
2B2 Blocage du câble par conflit avec la poulie	106
2B3 Lâchage du clamp	107
2B4 Arrachage d'une poulie A2	108
2B5 Maladie de Dupuytren	108
2B6 Effet de l'absence de contrepoids	109
2C Rupture de la suture : effet de fatigue de la suture	110
2D Différence entre le premier passage et les suivants : effet de précontrainte de la suture	112
2D1 Mise en évidence	112
2D2 Selon le doigt	114
2D3 Selon le type de suture	114
2E Augmentation du travail en flexion	115
2E1 Travail en fonction du type de suture	115
2E2 Travail en fonction du doigt	116
2E3 Travail en fonction du doigt et du type de suture	117
3 Temps et complexité de réalisation des sutures	118
3A Exposition du doigt	118
3B Rapidité et facilité d'exécution des techniques de suture	118
DISCUSSION	120
1 Choix d'une méthode expérimentale	120
1A Méthode linéaire	120
1B Méthode cyclique	122
1C Méthode angulaire	123
1D Méthode de la poulie	124
1E Méthode curvilinéaire <i>in situ</i> de détermination de l'excursion relative et de l'angulation relative par accrochage de poids	127
1F Méthode curvilinéaire <i>in situ</i> de détermination du travail par traction continue	129
1F1 Modèles expérimentaux	129
1F2 Limite initiale de l'expérimentation	132

1F3 Limite finale de l'expérimentation	133
1F4 Avantages de la détermination du travail en flexion avec main de cadavre	136
1F5 Résultats déjà publiés	137
2 résultats originaux de notre étude expérimentale	141
2A Augmentation du travail en flexion	142
2B Aspect des courbes contrainte - excursion	144
2C Effet de précontrainte	145
2D Diminution de résistance de la suture due à la fatigue	146
2E Synthèse des techniques de suture expérimentées.	147
3 Choix d'une technique de réparation des tendons fléchisseurs	150
3A Facteurs de résistance des sutures	150
3A1 Exigences anatomiques	150
3A2 Critères physiologiques	151
3A3 Critères biomécaniques	152
a Profondeur de la suture centrale	152
b Ancrage épitendineux	152
c Encombrement du matériel de suture	154
d Placement du nœud	155
e Type de fil	156
3A4 Critères chirurgicaux	157
3B Contraintes sur les sutures	158
3B1 Mesure <i>in vivo</i> des contraintes sur le FCP	159
3B2 Détermination des objectifs de résistance à partir des contraintes <i>in vivo</i>	160
3B3 Choix de la technique de rééducation	161
3B4 Avantages de la mobilisation active précoce	161
3B5 Mobilisation active précoce et suture à 2 brins	162
3C Choix de la technique de suture	165
3C1 Techniques de suture classiques	165
3C2 Suture périphérique	166
3C3 Intérêt des nouvelles techniques de suture multibrins	168
3C4 Inconvénients des nouvelles techniques de suture	170
CONCLUSION	171
Vers une suture idéale	172
BIBLIOGRAPHIE	174





INTRODUCTION

Les lésions des tendons fléchisseurs sont parmi les traumatismes les plus graves rencontrés en chirurgie de la main. En effet, et ceci est particulièrement vrai pour les plaies de la gaine digitale, le traitement encourt des complications redoutables. L'excès de mobilisation peut entraîner une rupture de la suture tendineuse, le défaut de mobilisation adhérences et raideur. Ces deux écueils conduisent à des résultats défavorables, avec pertes de la mobilité des doigts. Or, ces lésions touchent une population plutôt jeune avec une grande proportion d'accidents du travail. L'amélioration des résultats est donc importante pour limiter le handicap des victimes, mais aussi le coût pour la société.

La chirurgie primaire des lésions des fléchisseurs a connu un important développement dans les années 60 à 80. Cette période faisait suite à celle du « no man's land » où la suture en urgence était contre-indiquée au profit des greffes tendineuses secondaires. Le cahier des charges et le « gold standard » des réparations primaires datent de cette période. Il n'y a pas eu de révolution dans leur prise en charge depuis, mais des concepts nouveaux sont apparus. Ainsi, la mobilisation active précoce, qui s'avère plus efficace contre la formation d'adhérences grâce à l'augmentation de la course et des contraintes sur les tendons. Or, ces adhérences sont responsables de la majorité des mauvais résultats cliniques. Cependant, il est nécessaire de renforcer les sutures pour résister aux forces induites par la mobilisation active, même sans résistance, et ainsi prévenir la rupture secondaire. De nouveaux types de sutures ont donc été élaborés pour améliorer la solidité primaire de la réparation. De nombreuses études expérimentales ont clairement montré la résistance supérieure des nouvelles méthodes de suture dites « multibrins ». Alors que les sutures classiques se caractérisent par deux passages du fil de suture central dans la section tendineuse, les sutures multibrins s'effectuent en 4, 6 ou 8 passages. Si la résistance de ces sutures est liée au nombre de brins, son encombrement également. Or le canal digital est inextensible. Les frottements sont augmentés en proportion du volume de la suture. Ils peuvent être responsables de la formation d'adhérences, donc de mauvais résultats cliniques. Cet aspect a été volontiers négligé dans les études biomécaniques déjà publiées. Nous pensons que la suture idéale, dans son dessin et la quantité de matériel implantée, est un compromis entre deux objectifs contraires. Elle doit résister à la mobilisation active d'emblée sans se rompre et induire le minimum de frottements.

Dans ce travail, nous avons tenté de déterminer objectivement le retentissement de différentes méthodes de suture des tendons fléchisseurs sur leurs propriétés de glissement dans le canal digital. Nous avons expérimenté chez le cadavre frais quatre techniques de suture au moyen d'une machine élaborée à cet effet. Les conditions ont été normalisées pour déterminer l'effet d'une suture à 2, 4, 6 ou 8 brins sur les frottements. La comparaison du travail en flexion, pendant l'enroulement complet du doigt, nous a permis d'évaluer l'augmentation des frottements. À partir des enseignements de cette étude nous espérons déterminer la meilleure méthode de suture des tendons fléchisseurs. Nous pourrions également relever des pistes de recherche pour une méthode idéale de coaptation des tendons, solide et peu nocive.

LÉSIONS DES TENDONS FLÉCHISSEURS DE LA MAIN

1 Anatomie et physiologie des tendons fléchisseurs de la main

Les tendons fléchisseurs de la main sont au nombre de 9 (25, 79). Ils prennent leur insertion au tiers proximal de l'avant-bras, leur jonction tendino-musculaire étant située au tiers distal de l'avant-bras. Dans la main ils ont une forme ovale légèrement aplatie d'arrière en avant, alors qu'à l'avant-bras ils sont aplatis. Les doigts longs comportent chacun deux tendons, qui se disposent en deux couches. Les fléchisseurs communs superficiels (FCS) recouvrent les fléchisseurs communs profonds (FCP). Le pouce ne comporte qu'un seul tendon, le long fléchisseur du pouce (LFP).

1A FCS

Légèrement plus plat que le tendon FCP, il se divise en regard de la base de P1 en deux bandelettes qui entourent le tendon FCP dans un mouvement hélicoïdal, et se réunissent en profondeur en regard de l'IPP par le chiasma de Camper. Jusqu'au canal digital, il chemine en superficie du tendon FCP. Son insertion terminale est située sur la face palmaire de la phalange moyenne (P2), à mi-diaphyse. Son action est la flexion élective de l'IPP.

1B FCP

Plus volumineux et plus puissant, il chemine en profondeur et devient superficiel après avoir croisé les deux bandelettes du FCS. Il s'insère sur la base de la phalange distale (P3). Sa taille varie selon le doigt. La largeur est assez constante entre 4,5 mm (majeur et auriculaire) et 4,7 mm (index) alors que l'épaisseur est plus variable : 2,6 mm pour l'auriculaire, 3,1 mm pour l'index et l'annulaire et 3,6 mm pour le majeur (17). On rencontre souvent à l'avant-bras un tendon commun à plusieurs FCP, qui s'individualisent dans la paume. Les 3^{ème} à 5^{ème} doigts sont les plus souvent communs. On peut donc tester l'action du FCS en maintenant les doigts voisins tendus, ce qui neutralise l'action du tendon commun des FCP.

Le FCP enrôle globalement la chaîne digitale et fléchit spécifiquement l'IPD. On le teste donc en maintenant l'IPP tendue, pour neutraliser l'action du FCS.

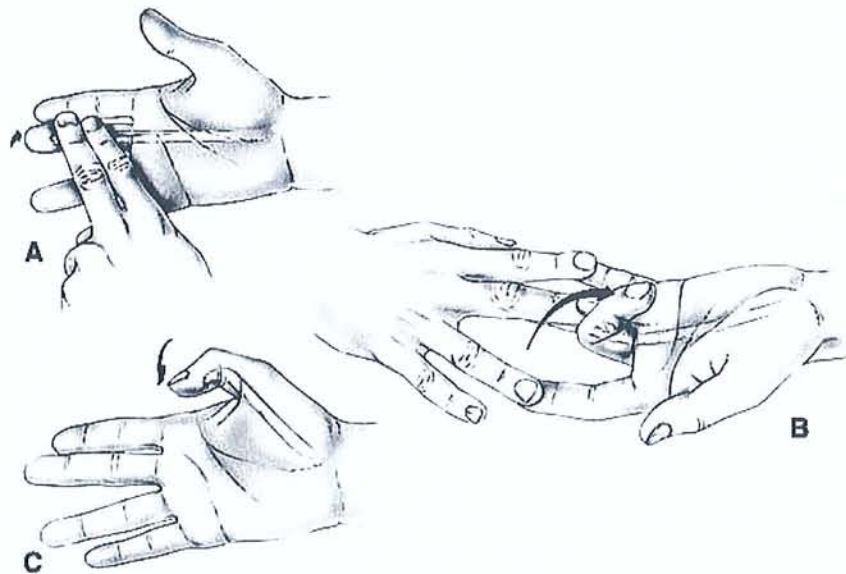


Figure 1. Examen clinique

- A. Test du fléchisseur profond : MP et IPP sont maintenues en extension, le patient doit réaliser une flexion active de l'IPD ;
- B. Test du fléchisseur superficiel : tous les doigts sont maintenus en extension. Le doigt testé est libre. Seul le fléchisseur superficiel intact peut fléchir l'IPP ;
- C. Test du long fléchisseur du pouce : Le patient doit plier activement l'interphalangienne.

1C Gaine digitale

Cette gaine cylindrique entoure les tendons sur une partie de leur trajet. Elle forme un sac clos. Son feuillet viscéral se confond avec l'épiténdon et surmonte une fine couche de collagène (57). Son cul-de-sac distal se situe à l'insertion du FCP sur P3. Pour les trois rayons médians (D2-3-4) le cul-de-sac proximal se situe au pli palmaire distal. Par contre, les deux rayons extrêmes (pouce et D5) possèdent une gaine digito-palmaire, dont le cul-de-sac proximal se situe au niveau du poignet. La gaine digito-palmaire ulnaire entoure tous les FCP et FCS dans le canal carpien.

La membrane synoviale est constituée de 2 types de cellules (57). Les cellules de type A ont une fonction de phagocytose. Elles font partie du système des monocytes circulants et des macrophages tissulaires. Les cellules de type B sont des fibroblastes ayant des propriétés sécrétoires. Les fonctions des deux types de cellules ne sont pas interchangeables. Dans la cicatrisation des tendons, les cellules de type A participent à la déterision du site lésionnel, alors que les cellules de type B réparent la trame collagène.

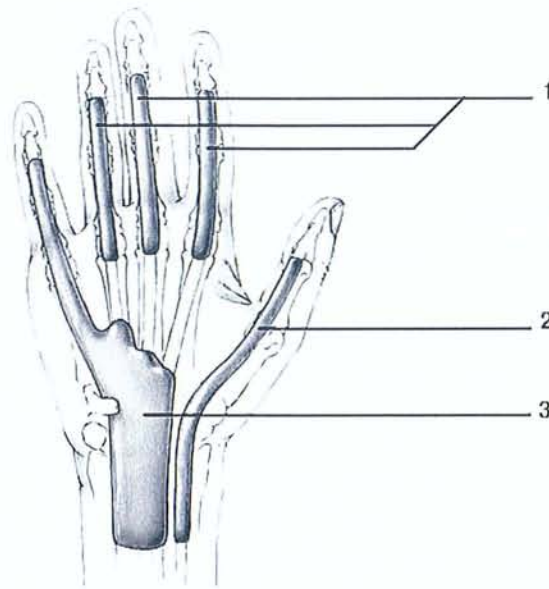


Figure 2. Organisation des gaines synoviales des tendons fléchisseurs

1. L'index, le majeur et l'annulaire ont une gaine individualisée dans le canal digital ;
2. Le long fléchisseur du pouce a sa propre gaine ;
3. L'auriculaire a une gaine commune aux tendons fléchisseurs des doigts longs.

La gaine contient du liquide synovial dans un espace virtuel. Le liquide synovial se mobilise à chaque mouvement du doigt, selon la théorie de la « pompe synoviale », et assure la nutrition et la lubrification des fléchisseurs. Ainsi s'explique le rôle trophique des mobilisations digitales précoces après la réparation des plaies de fléchisseurs dans le canal digital.

La nutrition des tendons est également en partie assurée par les vincula, lames porte-vaisseaux situées à proximité des articulations interphalangiennes. Leur compétence territoriale est limitée, mais leur intégrité est un facteur de bon pronostic pour la cicatrisation tendineuse. Il existe des territoires avasculaires entre les parties vascularisées par les vincula. La nutrition de ces territoires est exclusivement assurée par l'imbibition du liquide synovial. En amont du canal digital la nutrition est assurée par les vaisseaux du paratendon.

Au sein du tendon, la distribution des vaisseaux est irrégulière. La moitié palmaire est moins bien vascularisée que la moitié dorsale, par où pénètrent les vincula.

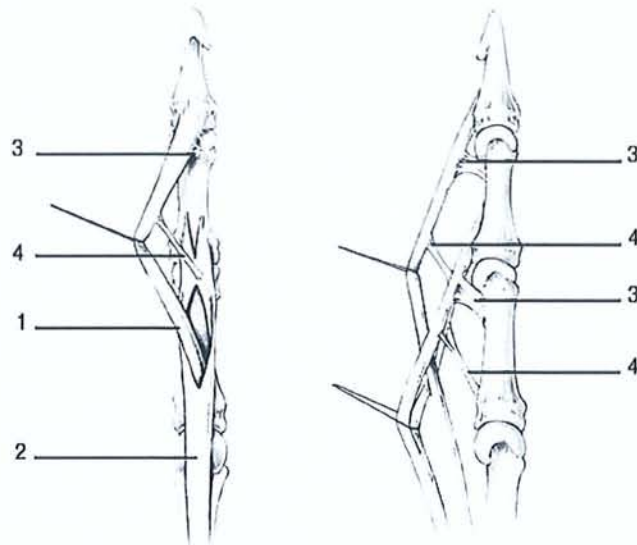


Figure 3. Organisation du système vasculaire des tendons fléchisseurs

L'organisation du système vasculaire des tendons fléchisseurs profonds (1) et superficiel (2) dans le canal digital. Chaque tendon est vascularisé par une vincula courte (3) et longue (4).

1D poulies et canal digital

La gaine synoviale présente des épaissements fibreux localisés appelés poulies. Ces poulies inextensibles maintiennent les tendons fléchisseurs plaqués contre l'appareil ostéoarticulaire lors des flexions. Elles évitent le phénomène de corde d'arc lors de l'enroulement digital, nocif pour les mouvements. Il existe deux types de poulies, annulaire (A0 à A5) et cruciforme (C1 à C3). Elles sont séparées par des zones de gaine synoviale plus souple. Cette structure composite se déforme lors de la flexion digitale. Les zones de gaine synoviale se replient et permettent le rapprochement des poulies, tel un accordéon.

A2 et A4 sont les poulies les plus importantes, indispensables à la bonne fonction du doigt. Elles sont situées à mi-diaphyse de P1 et P2. La poulie A2 est la plus large, de 8 à 10 mm. Elle correspond à la zone de croisement des deux tendons fléchisseurs. A4 est plus étroite, et correspond à l'insertion du FCS. A0 est une poulie palmaire supplémentaire, constituée d'un épaissement de l'aponévrose palmaire superficielle en regard du pli palmaire distal. Les poulies impaires, A1, A3 et A5, sont situées en regard des articulations, respectivement MP, IPP et IPD. La distribution et la présence des poulies cruciformes n'est pas constante.

Le canal digital correspond à la partie où les tendons coulissent dans leur gaine ostéo-fibreuse inextensible, du pli palmaire distal au pli digital distal. Les lésions des tendons fléchisseurs y sont fréquentes et graves. Leur pronostic est en effet plus péjoratif qu'en amont. Du fait des nombreuses

particularités topographiques sur le trajet des tendons fléchisseurs, on a divisé celui-ci en plusieurs zones d'intérêt pronostic. La classification de Verdan et Michon, décrite en 1961, a été précisée par celle de la Fédération Internationale des Sociétés de chirurgie de la Main (IFSSH), couramment utilisée depuis 1980.

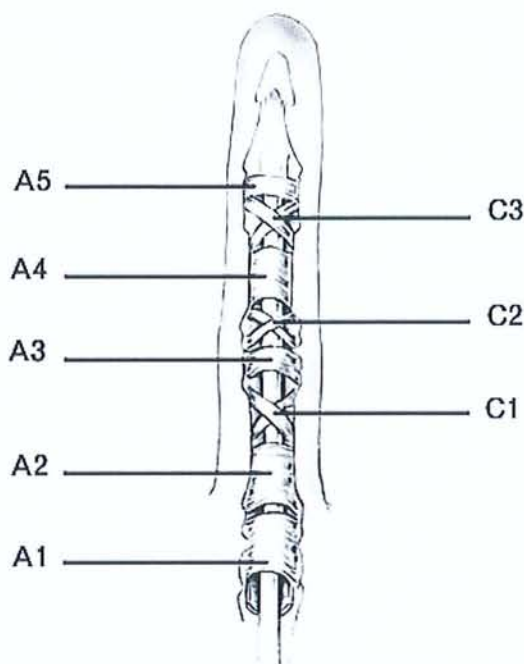


Figure 4. Poulies des doigts longs

Le canal digital est formé de 5 poulies annulaires (A1 à A5) et de 3 poulies cruciformes (C1 à C3).

1E Classification de l'IFSSH

La **zone 1** est située au-delà de l'insertion du FCS. C'est la zone de terminaison du FCP, où il est seul présent dans le canal digital. Elle correspond à la partie distale de P2, à l'IPD et à la base de P3. Elle comprend la poulie A5 et la gaine après A4.

La **zone 2** s'étend entre les poulies A1 à A4. C'est la zone du canal digital où les deux tendons cohabitent et se croisent. Dans cette zone, tous les tendons sont entourés d'une gaine synoviale qui favorise leur glissement. Elle a été nommée « no man's land » par BUNNEL, car c'est la zone où les risques d'adhérences et de séquelles sont maximums en cas de plaie. Le niveau lésionnel exact est également déterminant. Ainsi, TANG a divisé la zone 2 en quatre parties de distal en proximal. La zone 2C, qui correspond à la poulie A2, est la zone de plus mauvais pronostic.

La **zone 3** correspond à la paume de la main, entre la sortie du canal carpien et le pli palmaire distal. À ce niveau les tendons des trois doigts médians sont entourés d'un paratendon lâche. La gaine synoviale digito-palmaire ulnaire entoure les tendons du 5^{ème} rayon. Dans cette zone se trouvent la poulie A0, constituée de fibres transverses de l'aponévrose palmaire moyenne, et les insertions proximales des muscles lombricaux sur les FCP.

La **zone 4** correspond au canal carpien, où les tendons sont disposés en deux couches, FCS en superficie et FCP en profondeur. Le canal carpien est limité en avant par le ligament annulaire antérieur, véritable poulie de réflexion du talon de la main. Le reste de ce canal inextensible est formé d'éléments ostéo-articulaires. Il contient, outre les tendons fléchisseurs des cinq doigts, le tendon du grand palmaire et le nerf médian. Celui-ci peut être comprimé dans le canal carpien, notamment en cas d'épaississement ou d'inflammation synoviale.

La **zone 5** correspond à la face palmaire de l'avant-bras, des jonctions tendino-musculaires à l'entrée du canal carpien. À ce niveau, les 9 tendons fléchisseurs des doigts sont entourés d'un paratendon lâche. Ils côtoient 3 autres éléments tendineux (grand et petit palmaire, cubital antérieur), les nerfs ulnaire et médian et les artères radiale et ulnaire. Dans cette zone, la course tendineuse est la plus importante, amplifiée par l'effet ténodèse du poignet. Poignet en rectitude, la course moyenne des FCS est de 24 mm (14 à 37 mm), celle des FCP est de 32 mm (15 à 43 mm) (25).

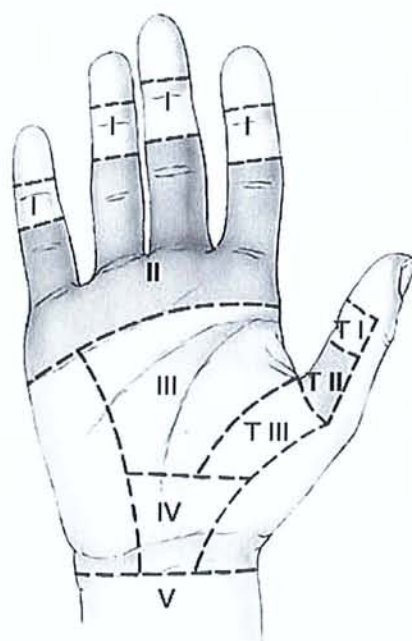


Figure 5. Classification de la Fédération Internationale des Sociétés de chirurgie de la Main (IFSSH)

La classification de la Fédération Internationale des Sociétés de chirurgie de la Main (IFSSH) divise les doigts longs en 5 zones et le pouce en 3. La zone 2 est la zone du canal digital ou « No-man's land » ou zone de Verdan et Michon.

1F Particularités de la colonne du pouce

P2 du pouce est animée par le LFP. Ses dimensions moyennes sont de 4,8 mm de largeur pour 2,9 mm d'épaisseur (17). Il fléchit spécifiquement l'IP du pouce et ne permet pas l'opposition qui reste dévolue aux muscles intrinsèques. Le LFP et le FCP de l'index sont innervés par le nerf interosseux antérieur, branche du nerf médian.

La division en 5 zones selon l'IFSSH s'applique aussi au pouce. La zone T1 (T pour Thumb) correspond à l'insertion du LFP. La zone T2 correspond au canal digital, où s'individualisent trois poulies. Les poulies annulaires A1 et A2 entourent une poulie oblique unique. La zone T3 est dans l'éminence thénar. Le LFP y chemine dans la gaine digito-palmaire radiale, entre les chefs superficiel et profond du muscle court fléchisseur du pouce, à proximité des artères et nerfs collatéraux palmaires. Les zones 4 et 5 sont communes avec les doigts longs.

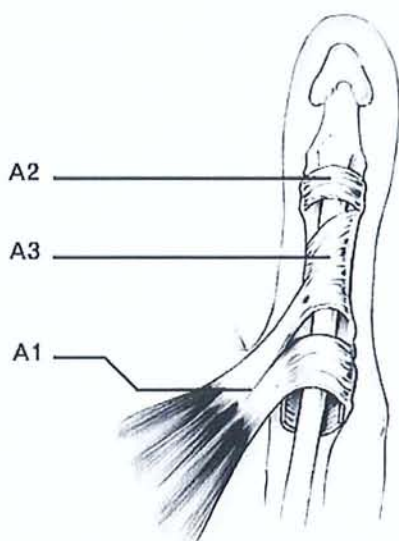


Figure 6. Poulies du long fléchisseur du pouce

Deux poulies annulaires A1, A2 et une poulie oblique A3 constituent le canal digital.

1G Particularités anatomiques de l'enfant

La petite taille des structures constitue la particularité essentielle chez l'enfant. En effet, les tendons fléchisseurs et leurs annexes, formés pendant l'embryogenèse, sont fonctionnels dès la naissance. Cette petite taille rend la chirurgie des tendons fléchisseurs plus délicate.

2 Lésions des tendons fléchisseurs

2A Diagnostic et étiologie

Ces lésions sont le plus souvent occasionnées par des plaies nettes (25, 79). Les plaies par couteau et par verre sont les plus fréquentes, mais tout objet tranchant peut en être à l'origine. Les plaies par scie et par machine-outil sont plus rares mais plus graves, du fait des lésions associées et des délabrements pluritissulaires. Les tendons fléchisseurs résistent mieux à l'écrasement que les structures adjacentes, qui subissent dilacération de la gaine, contusion des nerfs, thrombose des artères, fracture ouverte ou perte de substance cutanée. Le doigt peut apparaître dévascularisé, voire amputé. Dans tous ces cas, les lésions des tendons fléchisseurs apparaissent au second plan, le pronostic étant dominé initialement par le risque vasculaire et à long terme par la récupération nerveuse.

La présentation clinique est donc polymorphe. L'effraction cutanée peut aller d'une plaie punctiforme jusqu'à une perte de substance. Selon l'atteinte pédiculaire, on peut noter une hypoesthésie ou une anesthésie, un saignement en jet ou une dévascularisation. En cas de section des deux fléchisseurs, le doigt se présente tendu, sans tonus, la flexion active des IP étant impossible. En cas de doute, il faut vérifier le respect de la cascade des doigts au repos (le tonus physiologique des fléchisseurs entraîne une flexion plus prononcée de l'index à l'auriculaire) et « l'effet ténodèse » (les mouvements passifs du poignet entraînent des mouvements automatiques inverses des doigts, par exemple une flexion des doigts avec l'extension du poignet). La fonction du doigt n'est pas toujours perturbée en cas de section incomplète d'un tendon, or une lésion partielle négligée peut conduire à des complications secondaires. Devant l'absence de fiabilité de l'examen clinique, seule l'exploration chirurgicale peut affirmer l'intégrité des éléments nobles :

toute plaie profonde (traversant le derme) sur le trajet d'un tendon fléchisseur doit être explorée sous anesthésie au bloc opératoire par un chirurgien habitué à la chirurgie de la main.

2B Niveau lésionnel

Les lésions des tendons fléchisseurs dans la zone 2 sont les plus fréquentes, car ils y sont superficiels et exposés. Le niveau lésionnel et la présentation anatomique diffèrent selon la position du doigt lors de la blessure. Ainsi, une lésion tendineuse doigt fléchi se caractérise par un moignon distal court, difficile à récupérer même après flexion maximale du doigt. Ceci nous conduit parfois, pour réaliser la suture, à pratiquer une nouvelle ouverture plus distale dans la gaine, en respectant A2 et A4.

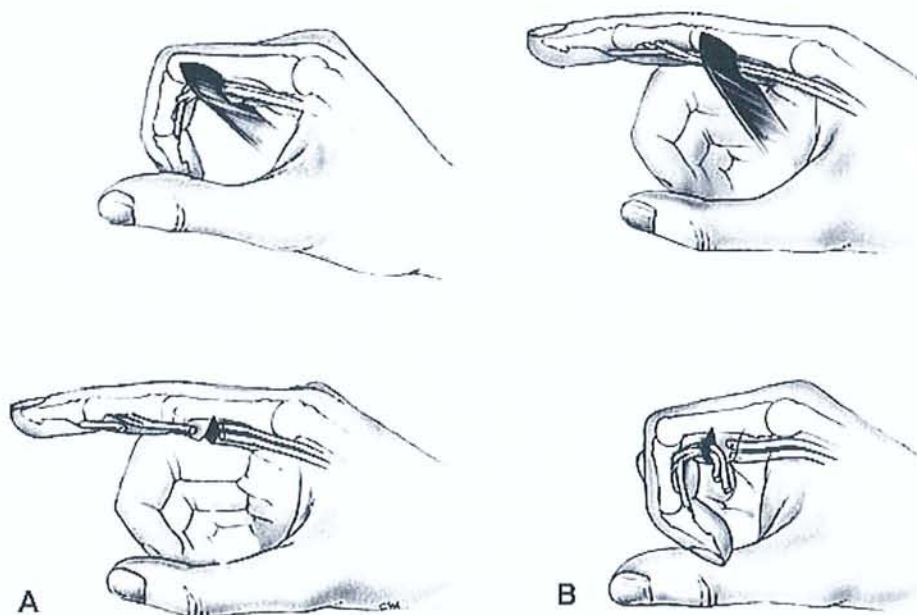


Figure 7. Interrogatoire sur le mécanisme lésionnel

- A. Si la section s'effectue le doigt en flexion, les extrémités distales des tendons se trouveront à distance de la plaie cutanée une fois le doigt placé en extension ;
- B. Une section du doigt en extension facilite la récupération des extrémités distales des tendons en fléchissant les articulations interphalangiennes.

La récupération de l'extrémité proximale du tendon sectionné constitue une difficulté technique fréquente. En effet, lorsque les vincula cèdent, le tonus musculaire entraîne le moignon jusque dans la paume. Or, l'extraction du tendon doit être la plus atraumatique possible, pour limiter les adhérences. Souvent, il faut recourir à un artifice technique pour rechercher puis extraire l'extrémité du tendon au moyen d'une tige de Silastic. Celle-ci est poussée dans la gaine synoviale jusqu'à buter contre le moignon. Une contre-incision est alors pratiquée et le moignon, suturé à la tige en termino-terminal, est entraîné dans la gaine vers la plaie. Il existe une variante de cette méthode où une suture latéro-latérale à distance limite le traumatisme de l'extrémité proximale.

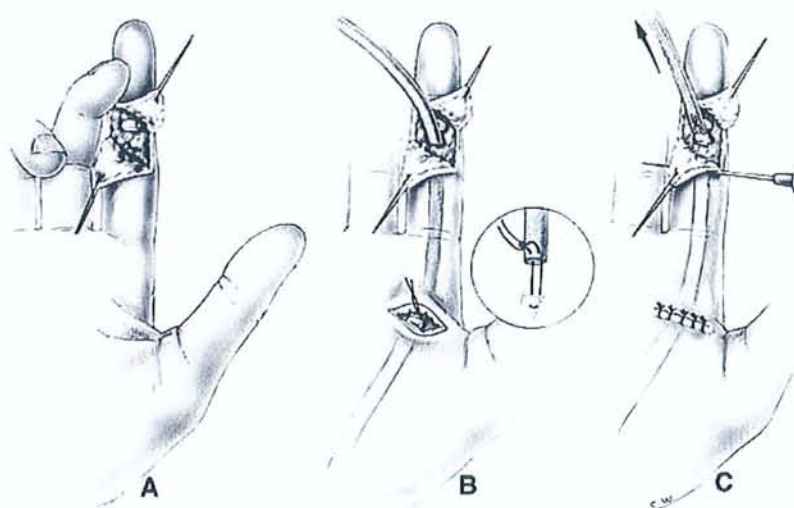


Figure 8. Méthode d'extraction atraumatique des tendons fléchisseurs.

A. Une tige en Silastic[®] est introduite par la plaie et vient buter contre le ou les tendons sectionnés ;

B. Une contre incision permet de solidariser la tige de Silastic[®] au tendon en utilisant le principe de la suture axiale ;

C. Le tendon extrait est alors fixé au canal digital par une aiguille intradermique.

Les atteintes du FCP en zone 1 sont fréquentes, dues à une plaie ou à une désinsertion. Le « jersey finger » ou « doigt de maillot » est l'étiologie la plus fréquente de désinsertion sous-cutanée du FCP en zone 1. Il survient lors d'une contraction violente, par exemple en attrapant un maillot, et atteint préférentiellement l'annulaire.

Les plaies des tendons fléchisseurs en zone 3 et 4 ont la réputation d'être plus rares et moins graves, cependant les ténolyses secondaires y sont également fréquentes.

En zone 5, la situation superficielle des éléments de la loge antérieure, tendons, nerfs et artères, et leur absence de protection expliquent la fréquence des traumatismes et des lésions associées. Les plaies par verre et les tentatives d'autolyse par phlébotomie y sont prédominantes. La présentation clinique classique est le « spaghetti wrist », avec une main dévascularisée et des moignons tendineux et nerveux mélangés dans la plaie. Une des difficultés dans ces cas est de retrouver les doublons tendineux sans les intervertir. Dans ces plaies complexes, le pronostic est plus souvent dominé par la récupération nerveuse, longue et souvent partielle, d'une main « médio-cubitale » que par les lésions tendineuses.

2C Lésions du LFP

Elles sont moins fréquentes que pour les doigts longs. Le tendon LFP est souvent rétracté, en l'absence de vincula. Il est souvent nécessaire de le rechercher au poignet par une contre-incision antérieure, puis de l'extraire dans la plaie par l'artifice du conformateur en Silastic®. Les lésions du canal digital y sont également plus graves, occasionnant plus souvent des adhérences qu'aux doigts longs. Enfin, les difficultés d'installation rendent la réparation du LFP malaisée, bien que le caractère unique du tendon facilite le geste.

2D Lésions des tendons fléchisseurs chez l'enfant

Elles sont exceptionnelles chez le nourrisson et avant 3 ans. Le plus jeune cas décrit est survenu chez un nouveau-né, la plaie ayant été occasionnée par le bistouri électrique lors de la césarienne (58). L'âge moyen dans les séries pédiatriques se situe entre 5 et 6 ans, les accidents domestiques devenant plus fréquents après acquisition de la déambulation autonome.

Le diagnostic de plaie du fléchisseur est parfois plus difficile que chez l'adulte, surtout chez le jeune enfant. Là surtout, le dogme de l'exploration chirurgicale systématique des plaies en face palmaire est essentiel. GILBERT indique que 20% des plaies de fléchisseur sont asymptomatiques en préopératoire (43).

2E Cicatrisation tendineuse

Après une plaie du tendon, plusieurs phases de la cicatrisation se succèdent et s'imbriquent. Deux modes de cicatrisation coexistent, recrutant des cellules d'origine extrinsèque ou intrinsèque au tendon. L'un des systèmes prédomine sur l'autre en fonction des conditions locales (25, 79, 99).

2E1 Phase inflammatoire

La première phase, inflammatoire, dure 15 jours. Il se forme dans la plaie un caillot. Il contient une matrice de fibrine qui préfigure le cal tendineux. Les facteurs biologiques libérés attirent et activent des cellules venues du tendon ou de la gaine synoviale, comme les macrophages qui nettoient les débris. Plusieurs facteurs chimiques interviennent pour initier la migration, la croissance et la différenciation cellulaire (fibronectine, fibroblast growth factor FGF basique, intégrines et autres).

Le caillot est progressivement remplacé par du tissu de granulation vascularisé (57). La vascularisation épitendineuse, stimulée par les facteurs angiogènes, se développe jusqu'à atteindre la zone de réparation vers le 17^{ème} jour (37).

La phase inflammatoire est marquée par une diminution de 25% des propriétés mécaniques du tendon lésé, qui persiste 3 semaines selon URBANIAK (79, 122). Les mécanismes biologiques de cette dégénérescence associent des modifications de cellularité, de distribution des fibres de collagène dans l'építendon et en profondeur. La dépolymérisation et la perte de liens au sein et entre les fibres de collagène expliquent l'affaiblissement du tendon (128).

2E2 Phase de réparation

Cette phase dure de la 2^{ème} à la 6^{ème} semaine. Elle est caractérisée par la présence de cellules synthétisant du collagène de type I dans la lésion et par l'apparition d'une néovascularisation (originale des vincula ou des vaisseaux synoviaux). Elle peut se faire selon deux modes qui coexistent, l'un prenant le pas sur l'autre en fonction de facteurs mécaniques et chimiques. L'origine des cellules productrices de collagène caractérise ces modes, synoviale pour la cicatrisation extrinsèque et építendineuse pour la cicatrisation intrinsèque.

2E3 Cicatrisation extrinsèque

La cicatrisation extrinsèque est connue depuis 1960. La plaie tendineuse est colonisée par les cellules synoviales, qui constituent des adhérences entre la gaine et la zone de réparation. Ces adhérences s'organisent en cordes qui limitent la course des tendons et sont responsables des mauvais résultats fonctionnels. La cicatrisation extrinsèque est initiée par la plaie de la gaine (40, 57) et favorisée par le traumatisme lésionnel et les lésions associées, par les microtraumatismes des moignons tendineux, par l'excision de la gaine digitale, par le matériel de suture, l'infection et l'immobilisation postopératoire (25, 40). Les adhérences peuvent être assouplies par les moyens physiques de mobilisation, et corrigées chirurgicalement par ténolyse.

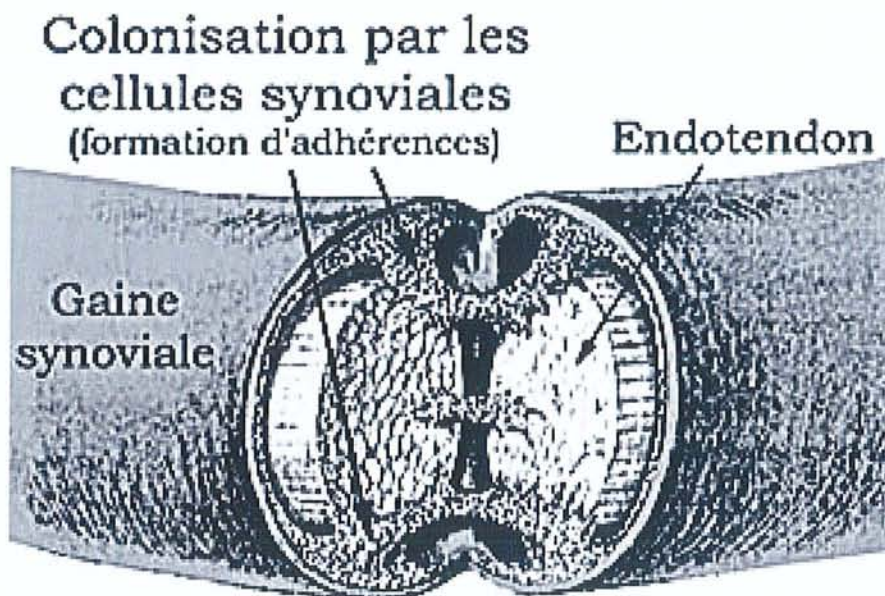


Figure 9. Cicatrisation extrinsèque.

La zone sectionnée est colonisée par des cellules originaires de la gaine synoviale. Il se constitue des adhérences péri-tendineuses à l'origine des mauvais résultats cliniques.

2E4 Cicatrisation intrinsèque

La cicatrisation intrinsèque est de connaissance plus récente. MATTHEWS et RICHARDS ont montré en 1974 qu'un tendon peut cicatrifier sans intervention des cellules synoviales, donc sans formation d'adhérences (77). Les cellules épitendineuses peuvent migrer jusqu'à la zone lésée, s'y implanter puis synthétiser des fibres collagènes. Elles reconstituent une couche de cellules épitendineuses. La réparation intrinsèque fournit dès le 10^{ème} jour une surface de glissement plus lisse que la cicatrisation extrinsèque.

La nutrition par imbibition suffit à assurer la réparation du tendon. La néovascularisation extrinsèque (venant de la gaine synoviale) est superflue. Les phases de cicatrisation s'accompagnent du développement de la vascularisation épitendineuse. Les néovaisseaux atteignent la zone de réparation vers le 17^{ème} jour, même si elle est située en zone avasculaire (37).

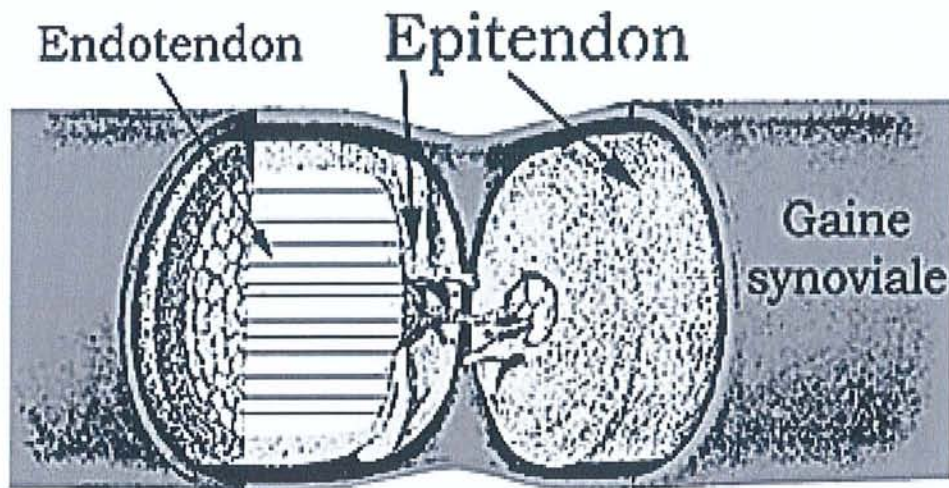


Figure 10. Cicatrisation intrinsèque.

La réparation est assurée par des cellules originaires de l'építendon. La constitution d'adhérences péritendineuses n'est pas indispensable à la cicatrisation du tendon.

Selon GELBERMAN (40, 41) on peut distinguer plusieurs phases dans la cicatrisation intrinsèque. Elle débute par l'épaississement des couches építendineuses proches de la plaie. Les cellules építendineuses prolifèrent particulièrement entre le 7^{ème} et le 11^{ème} jour. Elles migrent dans la lésion et reconstituent la surface de glissement. La néovascularisation au sein du tendon se développe dans le même temps (37). Le trajet des fils de suture est entouré de réseaux vasculaires denses qui aident la réparation. Des fibroblastes migrent depuis l'intérieur du tendon, surtout entre le 11^{ème} et le 17^{ème} jour.

Des médiateurs biochimiques commandent les réactions cellulaires menant à la cicatrisation (57, 99). Elles sont complexes et encore mal connues. Ainsi, la fibronectine semble un acteur essentiel de la cicatrisation (57). Sa concentration accompagne l'activité des cellules építendineuse. Elle a une action chimiotactique et favorise la néovascularisation. En se liant à l'acide hyaluronique elle favorise le glissement de la surface tendineuse. Elle a également une action structurante en se liant à la fibrine, et constitue une trame pour la matrice de collagène (57). Le FGF basique, présent dans la matrice extracellulaire, est libéré lors d'une lésion du tendon. Il est fortement angiogène. Les intégrines sont précocement activées. Elles facilitent l'angiogénèse et l'activation des cellules intratendineuses.

2E5 Phase de remodelage

Le cal tendineux, encore immature à la 6^{ème} semaine, se remodèle par la suite. La trame des fibres collagènes se réorganise le long des lignes de contraintes.

La force de résistance du tendon, confondue avec celle de la suture jusqu'à la 6^{ème} semaine, augmente ensuite progressivement. Après la 8^{ème} semaine la résistance de la réparation est suffisante pour les actes de la vie quotidienne et les mobilisations actives contre des résistances faibles à moyennes. Il faut néanmoins attendre 3 mois pour autoriser les travaux de force et les mobilisations contre résistance forte.

3 Techniques de réparation des tendons fléchisseurs.

Les principes de réparation chirurgicale des tendons fléchisseurs sont connus de longue date. Il a cependant fallu attendre les progrès de la rééducation pour qu'elle devienne de pratique courante. Avant le milieu du XX^e siècle le canal digital est même qualifié de « no man's land » chirurgical par BUNNELL, en raison des résultats fonctionnels médiocres des réparations primaires. On recommande plutôt de réaliser une greffe tendineuse en un temps, pour reporter les sutures hors du canal digital (20, 27).

Il faut attendre les années 50 pour trouver les premières séries encourageantes de réparation primitive d'emblée. En 1961, Claude VERDAN et Jacques MICHON présentent leurs zones topographiques au congrès de la SICOT à Paris (124). En 1967, Harold KLEINERT décrit sa « suture mobile » et définit le cahier des charges des réparations primaires en zone 2, toujours d'actualité à ce jour. La voie d'abord et les manipulations doivent être atraumatiques. La suture du tendon fait appel à un fil d'ancrage central, qui permet de neutraliser les contraintes et les déformations, renforcé d'un surjet péri-tendineux circonférentiel qui améliore le galbe. La mobilisation précoce favorise la cicatrisation intrinsèque et diminue les adhérences (27, 63).

Il n'y a pas eu de révolution dans ces principes, mais une amélioration constante des techniques opératoires, du matériel et de la rééducation. Les avantages du dogme « TTMP », traitement de toutes les lésions en urgence dans le même temps opératoire puis mobilisation précoce, ont été confirmés par de nombreuses études cliniques et expérimentales. On a ainsi constaté les avantages histologiques, biochimiques et biomécaniques de la réparation des plaies de fléchisseur avant le 7^{ème} jour (39).

Il persiste néanmoins de nombreux sujets de controverse. Ainsi, pendant longtemps, on a prôné la fermeture hermétique de la gaine synoviale. Celle-ci n'est plus jugée indispensable actuellement, mais peut améliorer le glissement d'un tendon qui s'y raccroche (25, 27, 66, 79, 99, 114, 116). L'attitude vis-à-vis des poulies prête également à controverse. Les deux poulies essentielles, A2 et A4, doivent être réparées en urgence quand elles sont lésées. Les autres poulies peuvent être sacrifiées pour faciliter l'exposition du tendon. Il a même été proposé de désinsérer ou d'élargir A2 ou A4 partiellement pour favoriser le glissement de la suture. MITSIONIS en a confirmé l'innocuité biomécanique (81), SAVAGE et KWAI BEN l'utilité clinique (66, 96). TANG a montré une amélioration du glissement d'un tendon réparé après ouverture partielle de A2 (118).

Depuis 10 ans, de nombreux auteurs, qui reprochent aux techniques de suture classique leur fragilité, ont décrit et étudié de nouvelles techniques de suture (30). Ces sutures doivent résister à des protocoles de rééducation plus contraignants, avec flexion digitale active sans résistance. Ces sutures, dites « multibrins » car le fil d'ancrage central forme 4, 6 ou 8 brins, permettent de limiter les risques de rupture.

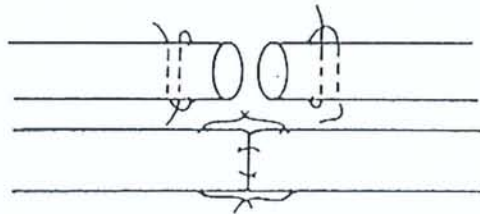
3A Sutures en zone 2

La suture en elle-même a fait l'objet d'innombrables descriptions techniques. Les différences ont porté sur la taille et la matière du fil employé, son caractère résorbable ou non, le nombre de brins, le trajet du fil central et son mode d'ancrage, le type de surjet épitendineux et sa profondeur.

3A1 Le fil central

L'usage du fil d'ancrage central est très répandu en raison de ses avantages. Il permet de ponter les forces de traction et de limiter les contraintes dans la zone de suture. Il reporte les appuis à distance des extrémités tendineuses et limite l'impact de leur dégénérescence pendant les 3 premières semaines après le traumatisme (25, 79, 86, 122). En son absence, la résistance du surjet périphérique est très faible, la rupture se faisant par dilacération des fibres tendineuses.

MASON et ALEN ont été les premiers à proposer un point dont l'ancrage se fait à distance, mais leur point était périphérique à la surface du tendon.



De nombreuses variantes ont été décrites avec un fil central complété par un surjet épitendineux (Tableaux 1 à 4).

MÉTHODES À 2 BRINS	Nombre de points d'ancrage	Nombre de nœuds	Position du nœud	Remarques
BUNNELL	8 boucles	1	Externe	laçage
KLEINERT	4 boucles	2	Interne	point en croix
KESSLER	2 boucles	2	Externe	point en cadre
KESSLER modifié	4 boucles	1	Interne	un des plus employés
KESSLER-TAJIMA	4 boucles	2	Interne	2 fils
STRICKLAND	4 nœuds	2	Interne	4 nœuds de blocage
TSUGE	1 boucle et 1 nœud	1	Externe ou enfoui	1 fil boucle autobloquant

Tableau 1. Caractéristiques de quelques techniques de point central classique à 2 brins.

MÉTHODES À 4 BRINS	Nombre de points d'ancrage	Nombre de nœuds	Position du nœud	Remarques
BECKER	2 surjets cruciformes	2	Externe	section en biseau 2 fils double aiguille
BECKER modifié	2 surjets cruciformes	2	Externe	section transversale
MGH ou BECKER augmenté	2 surjets cruciformes	2	Externe	surjet épitendineux premier
SAVAGE à 4 brins	8 boucles	1	Interne	2 torons
double boucle de TANG	2 boucles et 2 nœuds	2	externe	2 fils boucles
LEE	8 boucles	2	Interne	4 fils boucles
ROBERTSON	4 boucles	1	Interne	boucles interconnectées
BARMAKIAN	4 boucles	2	Interne	précontraint par une boucle métallique
CRUCIFORME	4 boucles	1	Interne	2 segments obliques croisés
CRUCIFORME BLOQUÉ	4 nœuds	1	Interne	avec 4 nœuds de blocage
DINOPOULOS	4 boucles	1	Interne	cadre de fil double brin
STRICKLAND ou INDIANA	4 boucles	2 à 4	Interne	point en cadre plus point en U
BARRIE	8 boucles	1	interne	2 cadres dans le même plan
EVANS	8 boucles	2	interne +externe	2 cadres orthogonaux

Tableau 2. Caractéristiques de techniques multibrins à 4 brins.

MÉTHODES À 6 BRINS	Nombre de points d'ancrage	Nombre de nœuds	Position du nœud	Remarques
SAVAGE	12 boucles	1	Interne	3 torons de laçages (2 croix à l'extrémité des torons)
SAVAGE modifié	6 boucles	1	Interne	1 croix à l'extrémité des torons
MGH à 6 brins	3 surjets cruciformes	3	Externe	3 fils double aiguille
boucles multiples de TANG	3 boucles et 3 nœuds	3	Externe ou enfoui	3 fils boucles
LIM	4 boucles	1	Interne	2 fils boucles

Tableau 3. Caractéristiques de quelques techniques multibrins à 6 brins.

MÉTHODES À 8 BRINS	Nombre de points d'ancrage	Nombre de nœuds	Position du nœud	Remarques
WINTERS	8 boucles	1	Interne	2 cadres de fil double brin dans le même plan
DINOPOULOS	8 boucles	1	Interne	2 cadres de fil double brin dans deux plans orthogonaux

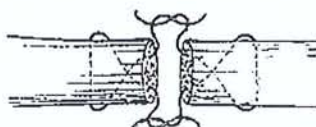
Tableau 4. Exemples de points à 8 brins.

3A2 Les méthodes classiques à 2 brins

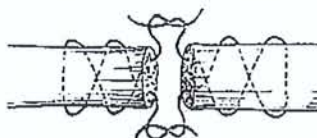
Les points dits « classiques » comportent deux passages dans la tranche de section. Les points couramment utilisés sont renforcés par des boucles de blocage du fil. Le nœud peut être externe (à distance en surface du tendon ou enfoui) ou interne dans la tranche de section. Un fil de 4/0 est généralement employé, classiquement non résorbable. Cependant, un fil résorbable à longue demi-vie comme le PDS® est également adapté.

Le trajet du fil, caractéristique de chaque technique décrite, comporte des segments longitudinaux en nombre pair associés à des segments transversaux. A la jonction de ces éléments on trouve les ancrages épitendineux. La conjugaison de tous ces éléments participe à la résistance globale de la suture (30).

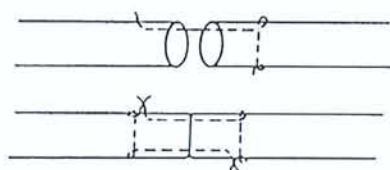
- Le **point en U** n'est utilisé que pour suturer les bandelettes du FCS. Il n'est pas assez résistant pour la suture du FCP.
- Le **point en croix de KLEINERT** n'est plus d'utilisation courante actuellement.



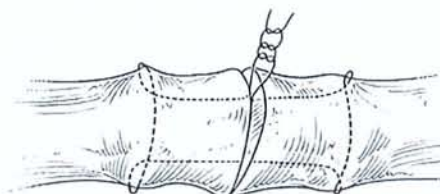
- Le **laçage selon BUNNEL** comporte également 2 brins. Il est en voie d'abandon. Le point comporte plusieurs passages en croix à chaque extrémité.



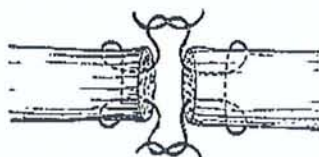
- Le point de **KESSLER ou point en cadre** (59) est beaucoup moins utilisé que ses nombreuses variantes. Il se réalise avec deux fils 4/0. La suture débute à 1 cm de la plaie, un fil aux deux coins opposés. Il est renforcé par une boucle d'ancrage dans deux coins. Les deux nœuds sont externes.



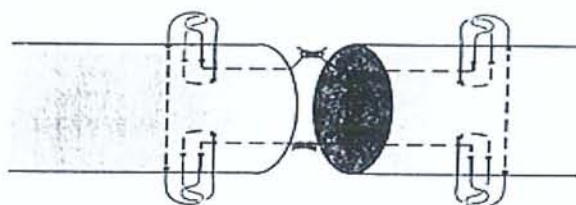
- Le point de « **KESSLER modifié** », décrit par PENNINGTON (87), est actuellement le plus utilisé dans le monde. Il s'agit d'une simplification du point de KESSLER avec un seul fil. La suture débute dans une tranche, son trajet en cadre est renforcé par quatre boucles de coins, et le nœud est interne. Ses avantages combinent résistance, facilité et rapidité de réalisation. Sa combinaison à un surjet simple de 6/0 constitue un « gold-standard » en pratique clinique, et sert de référence dans les études biomécaniques. Il est possible d'implanter le fil central dans une extrémité du tendon pour servir de fil tracteur et limiter les manipulations.



- Le point de **KESSLER-TAJIMA** (112) diffère du précédent par l'utilisation de deux fils, un dans chaque extrémité. Chacun sert de fil tracteur, minimisant les manipulations. Les deux nœuds sont internes.



- Le point de **STRICKLAND** est une modification caractérisée par quatre boucles bloquées, c'est-à-dire nouées, aux coins du point de KESSLER. La variante KESSLER-TAJIMA-STRICKLAND possède deux nœuds internes, d'autres variantes n'en ont qu'un (119). Un surjet passé de fil 6/0 complétée souvent ces points.



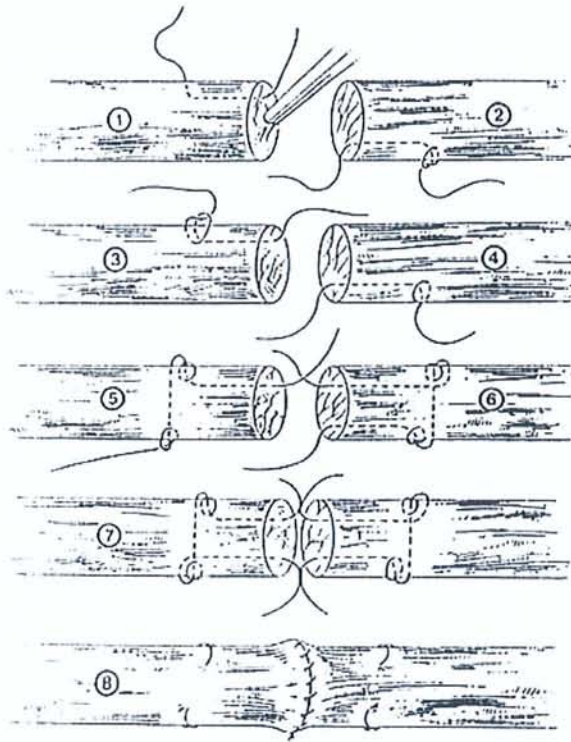


Figure 10. Méthode de réalisation du point de KESSLER-TAJIMA-STRICKLAND.

Deux fils sont utilisés. Chaque ancrage épitendineux est noué pour renforcer la suture. La suture est serrée par deux nœuds internes, puis le surjet simple est réalisé.

- Le **point de TSUGE** est réalisé au moyen d'un fil monté en boucle (121). Il est bloqué dans la première extrémité par un passage dans la boucle, puis noué dans l'autre extrémité après un passage épitendineux avec un seul des brins. Ceci est une simplification de la procédure décrite en 1975 par TSUGE. Les avantages de cette suture sont sa facilité et sa rapidité, avec un temps de réalisation 30% moindre que le point de KESSLER modifié. Il est de plus possible de s'en servir comme fil tracteur, ce qui limite les manipulations du tendon donc les microtraumatismes. Ses qualités biomécaniques similaires au point de KESSLER modifié ont permis son utilisation universelle.

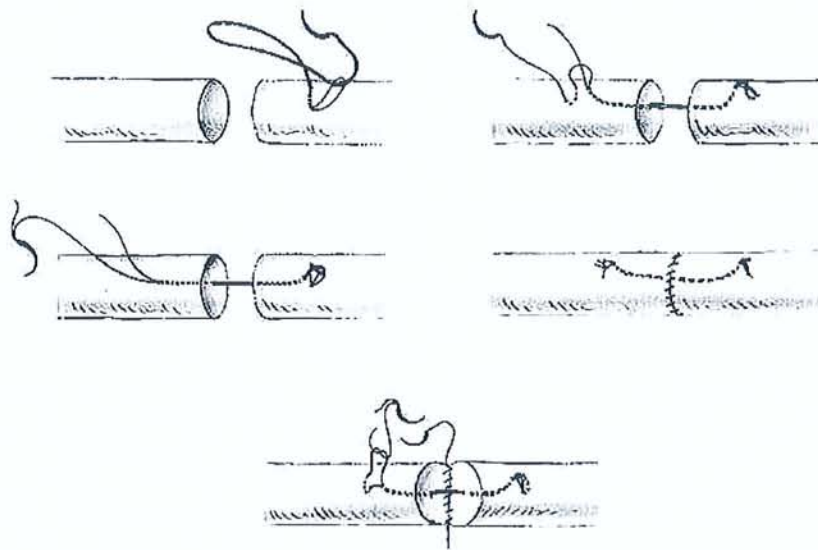


Figure 11. Suture axiale selon TSUGE

Le fil résorbable de PDS® 4/0 est monté en boucle sur une aiguille. L'ancrage proximal s'effectue à 8-10 mm de la section tendineuse puis les fils cheminent dans le tiers antérieur. Ils ressortent de manière symétrique à la partie distale du tendon, un des fils est alors sectionné, le fil restant repasse une fois transversalement dans l'épitenon avant d'être noué au fil précédemment coupé. Un surjet de PDS® 6/0 assure l'étanchéité de l'épitenon.

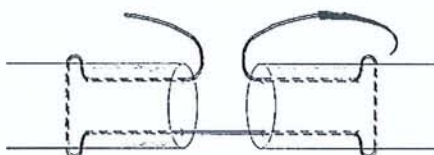
3A3 Les méthodes multibrins

De proposition plus récente que les méthodes classiques, les sutures multibrins améliorent la résistance à la rupture et à la formation d'espace sous contrainte (72, 89, 92, 131).

a Techniques à 4 brins

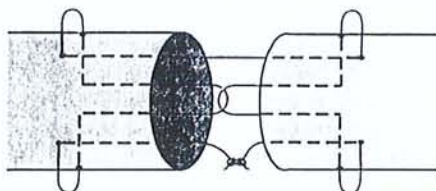
Parmi les points à 4 brins publiés, il existe un dérivé du point de KESSLER réalisé avec un fil double :

- Le point décrit par **DINOPOULOS** (28) suit le trajet du point de **KESSLER** modifié par **PENNINGTON**. Il est réalisé au moyen d'un fil double brin de Supramid® 4/0 pour obtenir 4 brins et un nœud interne. Ce nœud est plus volumineux car réalisé avec les 4 brins. On le complète d'un surjet de fil 6/0. **DINOPOULOS** décrit également un point à 8 brins débutant par le trajet de celui-ci.



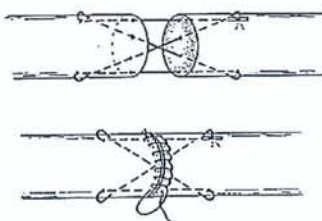
Plusieurs techniques renforcent la suture en solidarissant les éléments transversaux du point en cadre :

- Le point de **ROBERTSON** (91) est une modification du trajet du **KESSLER** modifié. Lors de chaque passage transversal le fil ressort dans la tranche de section, cravate son vis-à-vis et réalise ainsi deux boucles interconnectées. On obtient un équivalent de point à 4 brins, avec un effet de précontrainte des éléments transversaux qui pourrait améliorer la résistance de la suture.

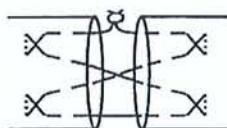


- **BARMAKIAN** a décrit une autre variante du **KESSLER** modifié (8) avec un effet de précontrainte des éléments transversaux. Une boucle d'acier monofilament 4/0 est tout d'abord insérée à travers la section par deux incisions de l'épitédon. Le point de **KESSLER** modifié est ensuite réalisé en passant deux fois dans la boucle d'acier. Le serrage de la boucle d'acier permet de tendre les éléments transversaux du point de **KESSLER**. Un surjet de **LEMBERT** de Prolène® 6/0 complète la suture.

- Le **point cruciforme** a été proposé récemment par McLARNEY (78). Le point associe deux passages longitudinaux à deux diagonales plus dorsales qui se croisent dans la tranche de section. Il est conseillé de bien tendre le fil pendant le geste pour éviter tout espace. Le fil central est un polyester tressé Surgi-Dac[®] 4/0 et il est complété d'un surjet passé au polypropylène monofilament Surgi-Pro[®] 6/0. Le nœud est enfoui sous la surface du tendon à 1 cm de l'extrémité sur la face latéropalmaire.



- Le **point cruciforme bloqué** est une modification du précédent où l'ancrage épitendineux est bloqué par un nœud.

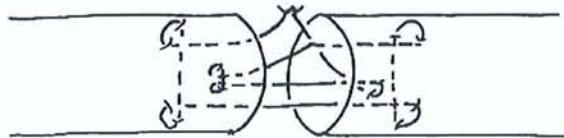


Plusieurs variantes du point de KESSLER le combinent à une deuxième suture centrale, réalisée avec un deuxième fil de 4/0 :

- La technique **Indiana ou point de STRICKLAND à 4 brins** est une modification simple du point de KESSLER. Ainsi, la technique Indiana ajoute un point en U de fil 4/0 à un point de STRICKLAND à 2 brins. Ce point en U peut être noué externe à la surface du tendon, enfoui sous l'épitenon ou interne avec un à deux nœuds.



- **EVANS (106)** utilise deux points en cadre de polyester Ethibond® 4/0 réalisés dans deux plans orthogonaux, frontal puis sagittal. Le premier point est classique selon la technique modifiée, avec le nœud interne. Le second est réalisé ensuite dans le plan sagittal, avec un nœud externe. Le tout est complété d'un surjet simple de Polypropylène Prolène® 6/0. Il existe une variante à un seul fil avec un nœud interne.

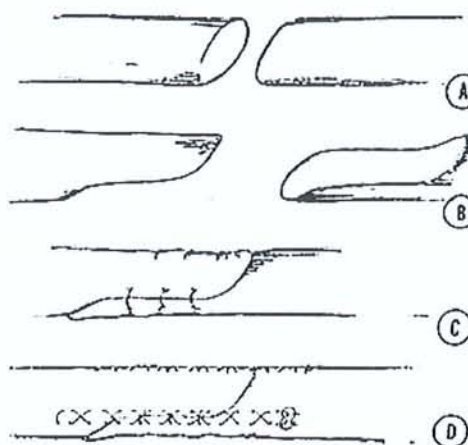


- **BARRIE (9)** a décrit une autre technique avec deux points en cadre, mais dans le même plan. Le dessin en est constitué de deux points en cadre légèrement décalés, réalisés avec deux fils et deux nœuds. Il en existe une variante à un fil et un nœud interne.



Les techniques issues du point décrit par BECKER se dispensent de fil central. L'ancrage à distance est confié à un fil épitendineux de chaque côté du tendon :

- Le **point de BECKER (10)** se caractérise par deux surjets cruciformes linéaires au fil 4/0 de part et d'autre du tendon. Il est nécessaire de recouper les moignons en biseau. Quelques points d'approximation sont mis en place avant la rangée de points cruciformes. Le résultat est très solide, au prix d'un raccourcissement du tendon. Il en résulte des contraintes plus élevées. Il est particulièrement judicieux en cas de plaie du tendon en biseau.



- Le **Lateral Trap de KETCHUM (60)** ou **BECKER « modifié »** s'applique à un tendon sectionné transversalement. La double rangée de sutures cruciformes latérales ne nécessite pas de recoupe du tendon. Les deux nœuds sont externes.



- Le point du **Massachusetts General Hospital (MGH)** ou **BECKER « augmenté »** (48, 128) est le point précédant complété d'un surjet épitendineux simple par nylon 6/0. La suture débute par le surjet épitendineux. Une rangée de points en croix est ensuite réalisée grâce à un fil Nylon 4/0 double aiguille sur chaque face latérale du tendon. Chaque point est superficiel sauf celui qui traverse la section, plus profond pour épargner le surjet épitendineux. Il est tendu à chaque passage jusqu'à déformer l'épitenon, réalisant une suture précontrainte. Le résultat est une suture très solide, mais dont la réalisation est longue et délicate.



Surjet épitendineux premier. Premier croisillon.

Après trois croisillons.



Le 5^{ème} croisillon est situé sous le surjet.

Après 7 puis 9 croisillons.



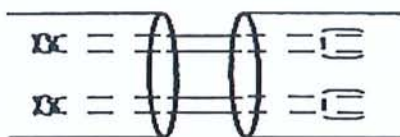
Aspect final du point du MGH.

- Le **point de SAVAGE à 4 brins** se rapproche des précédents. Il a été décrit pour les tendons de faible dimension (FCP de l'auriculaire, dans les petites mains ou chez les enfants) (96). La technique est la même que celle du point de SAVAGE à 6 brins, mais avec deux torons latéraux. Un seul fil est nécessaire, avec un nœud interne. Il existe une variante avec deux fils et deux nœuds externes. Il ressemble au point de BECKER, mais bloqué par un seul passage en croix à l'extrémité du toron. La différence entre les deux tiendrait à la profondeur du point, central pour la technique de SAVAGE et superficiel pour celle de BECKER. Cependant, la réalité pratique fait se confondre les deux concepts.

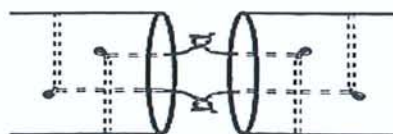


Il existe des techniques à 4 brins qui dérivent du point de TSUGE et utilisent des fils boucles :

- Le **point de TANG à 4 brins** ou « **double boucle** » (115) a été modifié par VEITCH (123) puis ANGELES (2). Il utilise deux fils boucles de Nylon ou de Supramid® 4/0 placés dans la moitié dorsale du tendon, complétés d'un surjet simple ou passé de Nylon 6/0. La boucle est orientée longitudinalement et non en transversal pour limiter les frottements. Chaque point est serré jusqu'à faire apparaître une dépression en regard des boucles d'ancrage.



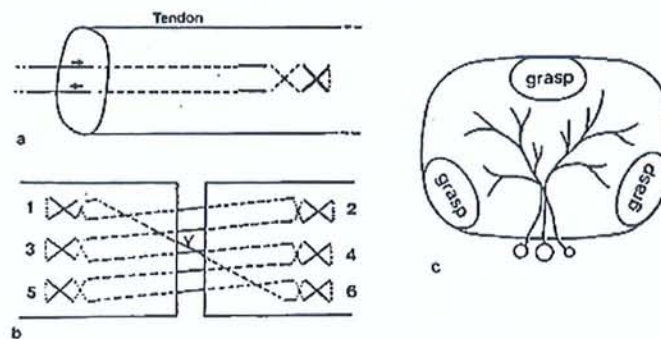
- Le **point de LEE** (68) utilise 4 fils boucles Supramid® 4/0. Ils ont chacun un ancrage latéral et un passage transversal jusqu'à une boucle épitendineuse, puis un passage longitudinal jusqu'à la section. Ils sont noués avec leurs vis-à-vis dans la tranche de section, réalisant 2 nœuds internes volumineux (avec 4 brins chacun). La déformation du tendon est particulièrement importante.



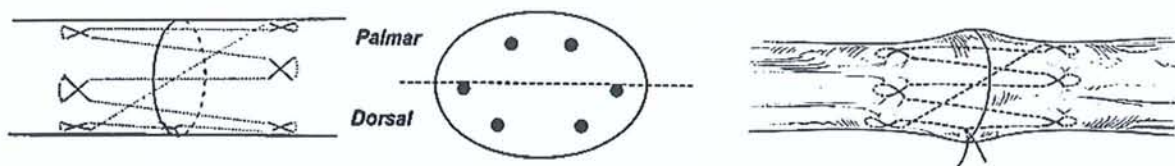
b Techniques à 6 brins

Parmi les techniques de suture à 6 brins on retient :

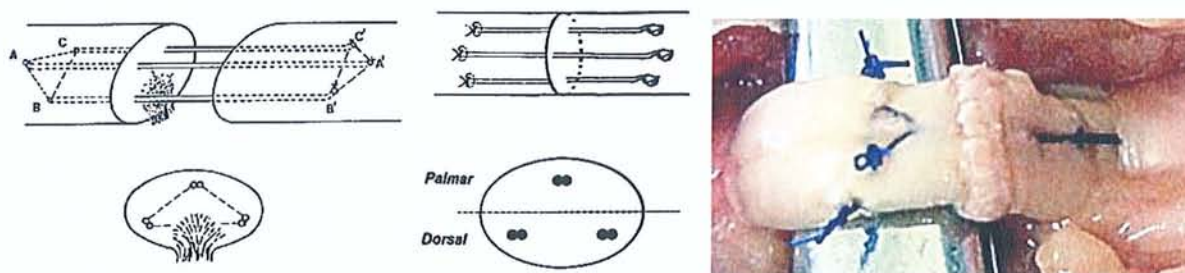
- Le **point de SAVAGE** (96, 97) utilise un seul fil de polyester tressé Ethibond® 4/0 et constitue 3 torons répartis équidistants sur la circonférence du tendon. L'un est palmaire, les deux autres sont dorsolatéraux (pour ménager la vascularisation par les vincula). Chaque toron est constitué de deux passages du fil, de largeur 1 à 1,5 mm. Il se termine par un point en croix situé de 5 à 10 mm de l'extrémité du tendon. SAVAGE conseille de mettre en tension les fibres du tendon au moyen d'une pince à griffes pour réaliser les points en croix. Le nœud unique est interne. Un surjet simple de Prolène® 6/0 complète la technique.



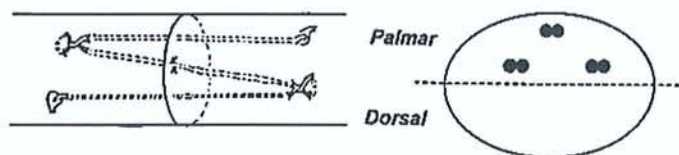
- Une **modification du point de SAVAGE** a été décrite par SANDOW (95) dans le but d'en simplifier le dessin et d'améliorer la répartition de la tension entre les brins. Ainsi, un croisillon de blocage est réalisé à l'extrémité de chaque toron, et les passages longitudinaux sont obliques pour répartir les six brins de manière équidistante. Un surjet simple complète la suture.



- Le point du **MGH** ou **BECKER augmenté** a également été décrit avec **6 brins** de Nylon 4/0 (138). Ils sont disposés équidistants comme les torons du point de SAVAGE (96). La suture débute par un surjet épitendineux et comporte 3 nœuds externes.
- Le **point de TANG** ou « **boucles multiples** » (115). Il utilise trois fils boucles disposés équidistants dans le tendon. L'avantage est sa simplicité et sa réalisation rapide. L'inconvénient est la présence de 3 nœuds externes, qu'il est cependant possible d'enfouir. TANG conseille de placer des points épitendineux de Nylon 6/0 aux quatre points cardinaux pour améliorer l'aspect de la réparation, mais ne préconise pas de surjet.



- Le **point de LIM** (70) comprend deux fils boucle de Supramid® 4/0. Ils sont ancrés sur deux faces latéropalmaires en quinconces, ont un trajet longitudinal, vont réaliser une boucle d'ancrage interconnectée puis se dirigent obliquement vers la section où un nœud interne volumineux est réalisé. Un surjet simple complète la suture.



c Techniques à 8 brins

Ces techniques sont caractérisées par l'utilisation d'un fil double et par un trajet constituant deux cadres.

- Celle de **WINTERS** (131) utilise un fil double de Supramid® (caprolactan polyfilament) 4/0. Le trajet comporte deux points en cadre parallèles, un dorsal puis un ventral. Il comporte ainsi 8 brins, 4 boucles d'accrochage et un nœud interne très volumineux (car formé avec 4 brins). Il est complété d'un surjet épitendineux simple de Nylon 6/0.

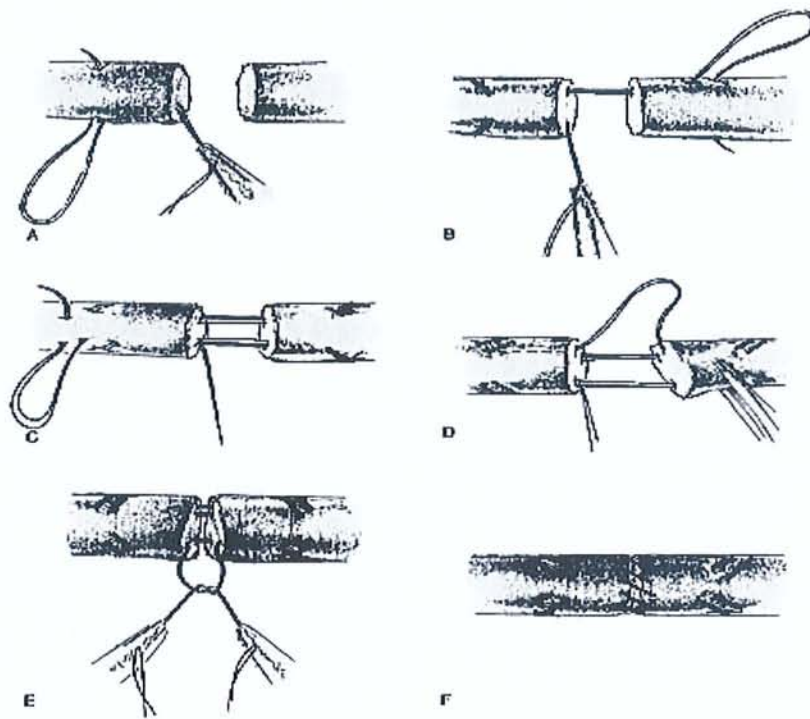


Figure 12. Technique de WINTERS.

A et B. Le point débute comme un point en cadre dans la moitié dorsale du tendon réalisé avec un fil double brin.

C et D. Un deuxième point en cadre est superposé dans la moitié palmaire, parallèle au premier.

E. Le nœud est interne. F. Un surjet simple complète l'ensemble.

- Celle de **DINOPOULOS** à 8 brins (28) utilise également un fil double brins. Il débute comme un point de **KESSLER** modifié, et peut en rester là pour obtenir un point à 4 brins. La méthode à 8 brins se poursuit par la réalisation d'un deuxième point en cadre, dans un plan orthogonal antéropostérieur. Ce dernier est contenu dans les limites du premier cadre. On obtient un point extrêmement solide.

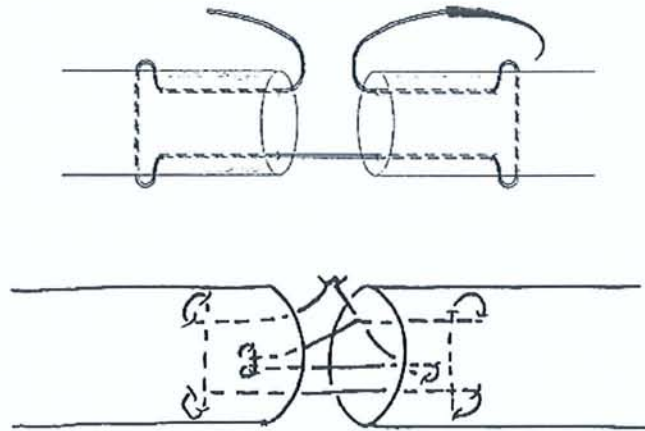


Figure 13. Technique de DINOPOULOS.

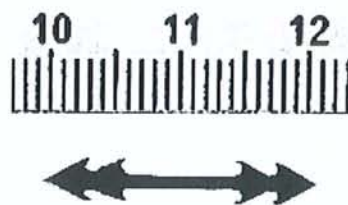
Haut. La suture débute comme un point de KESSLER modifié, réalisé avec un fil double brin. Si la suture en reste là on obtient un point à 4 brins.

Bas. La suture se poursuit en réalisant un deuxième point en cadre dans un plan orthogonal antéropostérieur. Le nœud est interne. Le tout est complété d'un surjet épitendineux.

d Techniques originales

Enfin, de nombreuses autres techniques ont été décrites, comme plusieurs types d'ancres intratendineuses, d'attelles à tendon, de câbles d'acier (à la suite du Barb-Wire de JENNINGS, actuellement abandonné).

Ainsi, GORDON a proposé une ancre interne en acier, ressemblant à un hameçon double, maintenu dans le tendon par du fil métallique (45). Le comportement de cette ancre rigide de 2 cm de long n'a cependant pas été étudié dans un modèle curvilinéaire, ni en pratique clinique.



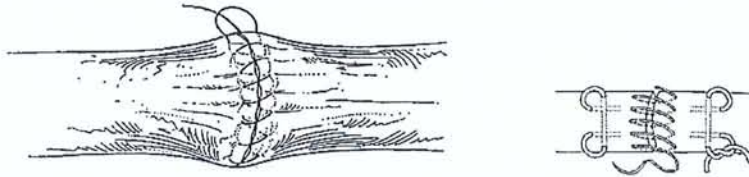
AOKI a testé plusieurs mèches de matériau à suture, interne au sein du tendon, apposé sur une face ou enroulé autour de la zone de suture (3, 4). Les plasties de renforcement externes (par mèche de matériau résorbable, Dacron[®], aponévrose ou autre) ont récemment été augmentées de la proposition de SLADE d'utiliser une bandelette de FCS sur la face dorsale du FCP (104).

Il ne semble avoir jamais eu de suites à ces propositions pour le moins innovantes.

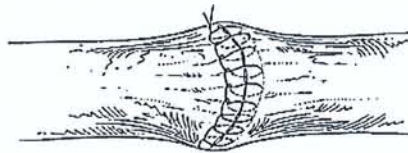
3A4 Le surjet épitendineux

Il existe plusieurs types de surjet décrits, visant à rapprocher les berges avec une suture inversante. Un fil 6/0 est utilisé, généralement du Nylon.

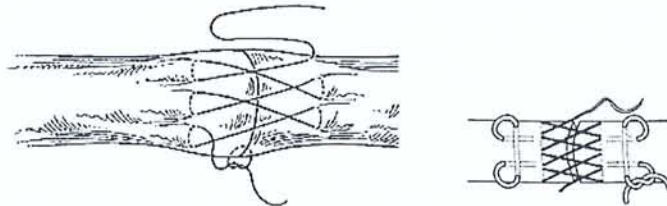
- Le **surjet simple** ou « **running stitch** » est le plus utilisé. Le nœud est préférentiellement noué dans la section tendineuse, pour éviter les accrochages.



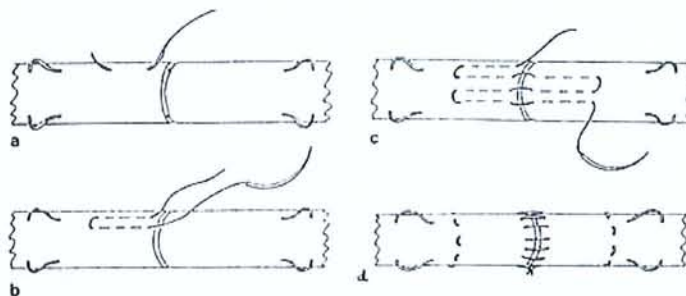
- Le **surjet passé** ou « **locked running stitch** », où le fil est passé dans la boucle à chaque passage.



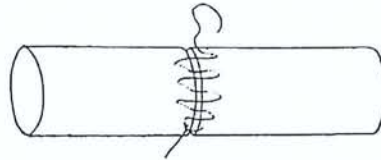
- Le **surjet croisé** ou « **cross-stitch** » a été décrit par SILFVERSKIOLD (103). Sa réalisation est simple, par de courts ancres épitendineux croisés de part et d'autre de la section. Il permet l'inversion des extrémités du tendon et le renforcement de la suture par le doublement des brins.



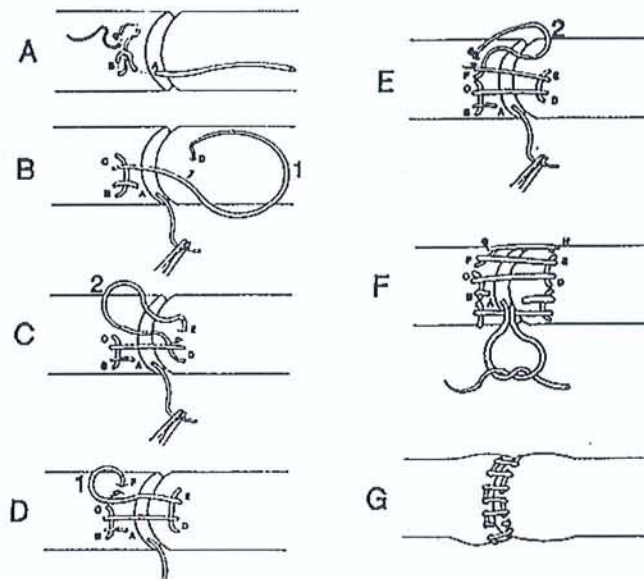
- L'application du **surjet de HALSTED** à la suture tendineuse a été décrite par WADE (127). Il s'agit d'une technique de suture intestinale, dont l'ancrage est reporté à distance. L'aiguille pénètre l'épitendon à 1 mm de l'extrémité, a un trajet superficiel longitudinal et ressort à 5 ou 6 mm en amont. Le retour est symétrique en U. Le fil ne traverse jamais la section tendineuse, restant à sa surface, et le nœud est externe.



- Le **surjet de LEMBERT** est particulièrement inversant. Le fil ne pénètre pas la section du tendon, restant superficiel. L'ancrage épitendineux est asymétrique en oblique et reporté à distance avec une alternance de brins longitudinaux courts et longs.

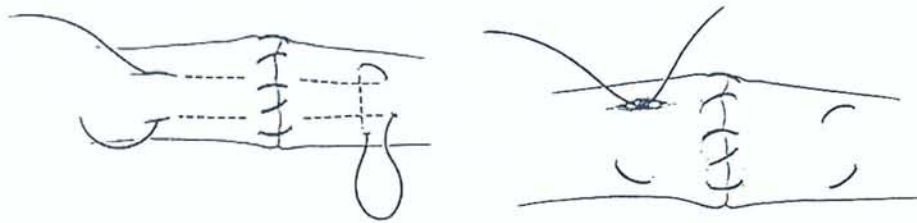


- Le **surjet de LIN**, dont le trajet est extrêmement complexe, a un but de renforcement de la résistance de la suture. Il est de plus extrêmement long à réaliser. Son aspect final évoque des créneaux.



- **ION** a décrit en 1997 une technique innovante de suture circonférentielle sans suture centrale (56) avec un monofilament de polypropylène Prolène® ou d'acier 5/0. Après avoir placé les extrémités du tendon en canon de fusil, un point en U est passé depuis une tranche de section, prends l'épiténdon à 1,5 mm du bord de l'autre extrémité, puis est noué dans la section du premier moignon. Le fil n'est pas coupé, mais utilisé pour réaliser le point suivant. De six à huit points sont nécessaires pour compléter la suture. On obtient une suture inversante mais déformante. Cette technique a donc rencontré peu de succès.
- Enfin, il faut mentionner l'usage de **colle biologique**, proposé par ALNOT pour se substituer au surjet épiténdineux (1). La recherche d'une suture hermétique est à la base de cette utilisation. Cependant, la contribution mécanique de la colle est négligeable, ce qui explique son abandon.

SANDERS et PAPANDREA préconisent la technique « **epitenon first** » avant un point de KESSLER (86, 94). La réalisation première du surjet avant la suture centrale diminue les manipulations du tendon et les risques de le déformer. D'après les auteurs elle augmente même la force de la suture, sans que l'explication en soit clairement établie. En cas de réalisation première du surjet épitendineux, il n'est pas possible d'utiliser une technique à nœud interne. Le nœud peut par contre être enfoui sous la surface de l'épitenon pour limiter les frottements. Dans la technique opératoire du MGH ou point de BECKER augmenté, GREENWALD et WASSERMANN réalisent également le surjet épitendineux en premier (48, 128). Leurs arguments sont les mêmes, meilleure conservation morphologique, limitation des manipulations et renforcement de la résistance de la suture.



3B Réinsertion tendineuse en zone 1

Pour les atteintes de la bandelette terminale du FCP en zone 1, BUNELL a proposé dès 1918 une méthode de réinsertion plus solide que les sutures termino-terminales. L'extrémité proximale du tendon est surfilée par un fil 2/0 ou 3/0. La technique originale comprend un passage trans-osseux à travers P3 et un amarrage sur la tablette unguéale. FOUCHER a amélioré la technique en passant les fils autour de la houppe. L'amarrage sur la tablette unguéale est amorti par des rondelles de silicone et stabilisé par deux plombs de pêche, retirés à la 5^{ème} semaine.

Nous n'utilisons plus le « barb-wire » de JENNINGS, moins précis et moins résistant, plus douloureux à l'ablation et avec des risques infectieux majorés. Nous n'utilisons qu'exceptionnellement les ancrs intra-osseuses, de type mini MITECK[®], après avoir constaté de nombreux débricolages dans cette indication.

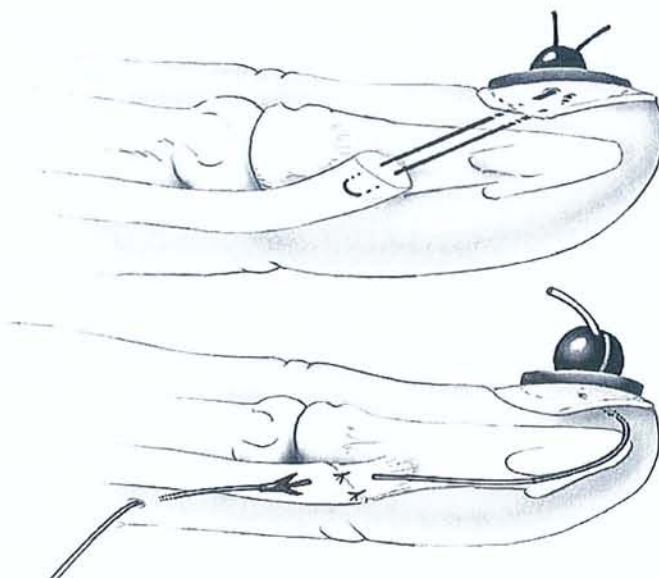


Figure 14. Réinsertion du tendon fléchisseur

La réinsertion du tendon fléchisseur s'effectue selon le principe du « pull out » de BUNNEL utilisant un fil résorbable. Le matériel de suture s'appuie sur l'ongle lui-même.

La suture « pull-out », plus solide que les réparations en zone 2, permet une mobilisation active protégée immédiate puis sans résistance dès la 3^{ème} semaine. Il est de plus possible d'en étendre les indications aux plaies du FCP dans la partie la plus distale de la zone 2 (zone 2A de TANG, sous la poulie A4).

Il existe des risques spécifiques avec cette technique. Le flessum résiduel de l'IPD est fréquent, doit être dépisté et corrigé par une orthèse à lame d'extension nocturne dès la 6^{ème} semaine. La dystrophie unguéale liée à l'amarrage unguéal est généralement transitoire. L'arrachage des plombs entraîne l'interruption de la rééducation dans le premier mois.

3C Indications chirurgicales

Toute plaie du canal digital doit être explorée, et les lésions mises en évidence doivent être réparées. Il n'y a aucune place pour l'attentisme. C'est le principe général du « TTMP », traitement tout en un temps avec mobilisation précoce.

En effet, le résultat fonctionnel total dépendra de la qualité de récupération de chacun des éléments lésés. La mauvaise récupération d'un élément sera le facteur limitant du résultat final. Ainsi, l'atteinte nerveuse compromet la récupération fonctionnelle du doigt par anesthésie ou par hyperesthésie. De même, l'atteinte artérielle compromet la vascularisation tendineuse donc sa cicatrisation. L'atteinte osseuse, si l'ostéosynthèse n'est pas suffisamment solide, obligera à différer la mobilisation.

En cas d'atteinte des poulies A2 ou A4, il faut les réparer ou les reconstruire pour prévenir l'effet « corde d'arc » (27, 79, 118). Celui-ci s'accompagne de mauvais résultats cliniques, et n'apparaît qu'en cas d'atteinte des poulies majeures.

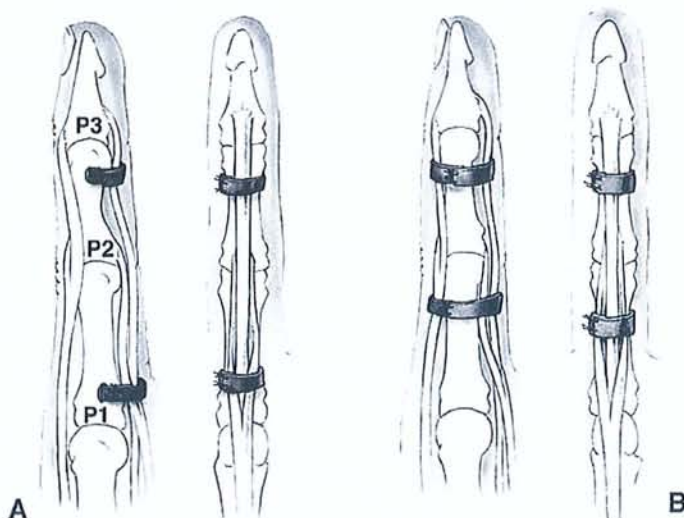


Figure 15. Techniques de reconstruction des poulies

A. Technique de reconstruction des poulies A2 et A4 selon MICHON. Le greffon tendineux est fixé en trans-osseux en P1 et P2. Un double passage du greffon assure un blocage suffisamment solide pour autoriser une mobilisation précoce ;

B. Technique de reconstruction selon LISTER. Le ligament rétinaculaire dorsal du carpe où un greffon tendineux s'enroule à la fois autour des tendons fléchisseurs et extenseurs, il est suturé à lui-même.

Si l'état de ces poulies est trop altéré, la réparation directe des fléchisseurs peut être contre-indiquée au profit d'une greffe de tendon en deux temps selon HUNTER. Lors du premier temps en urgence on reconstruit les poulies A2 et A4 avec les fragments du tendon lésé et on implante une tige de Silastic® dans le canal digital. Lors du deuxième temps le FCP est greffé par un tendon, le plus souvent celui du long palmaire. Les sutures sont reportées hors du canal digital, dans la paume en proximal et sur l'ongle en distal.

Une atteinte des 2 fléchisseurs nécessite la réparation des 2 tendons. Bien que l'action du FCP soit suffisante pour l'enroulement complet du doigt, la réparation du FCS procure davantage de force, permet l'indépendance des doigts et rétablit la surface de glissement du fléchisseur profond (25, 79). De plus, une grande partie de la vascularisation du FCP traverse le FCS par le biais de la vincula courte au voisinage de l'IPP (138). Il existe donc un risque de dévascularisation du FCP en cas de résection du FCS.

En cas d'atteinte de la division du FCS il faut rétablir une bandelette en continuité. Si une seule bandelette est sectionnée, il faut la réséquer. Ce geste limite l'encombrement du canal digital et diminue les frottements du FCP, sans retentir sur la résistance du FCS (79, 104, 138). Si les deux

bandelettes du FCS sont lésées, la réparation d'une seule suffit et l'autre est réséquée. On limite ainsi l'encombrement dans le canal digital, et on supprime le risque de twist des bandelettes par perte de leur conformation hélicoïdale (80). Ce twist, qui ferme l'orifice de passage du FCP, gêne son glissement.

En zone 1, il faut réinsérer le FCP par un suture en « pull-out ». En effet, bien que l'articulation IPD soit non dominante, la réparation du FCP procure un surcroît de force et permet des mouvements plus fins. Les alternatives à la réinsertion sont la ténodèse du moignon du FCP sur la face palmaire de P2 ou l'arthrodèse de l'articulation IPD (79).

3D Prévention des adhérences

L'importance des manipulations chirurgicales atraumatiques des extrémités tendineuses et de la gaine pour prévenir les adhérences est connue. La mobilisation précoce postopératoire, avec la plus grande course et force, l'est également (65). Ainsi, une technique opératoire précise, la moins agressive possible, suivie d'une mobilisation active protégée précoce sont des facteurs de succès des réparations des fléchisseurs. Le choix de la technique de suture est également déterminant. La technique doit apporter un affrontement correct et suffisamment solide du tendon lésé. Cependant, les méthodes qui induisent plus de frottements occasionnent plus d'adhérences (137). L'amélioration des techniques de suture visera donc à limiter la survenue des adhérences (57).

D'autres méthodes de prévention des adhérences ayant été expérimenté se sont avérées inefficaces. L'interposition d'une surface de glissement ou d'une surface inerte autour de la zone réparée n'empêche pas une réaction à corps étranger avec constitution d'une coque fibreuse et d'adhérences (gel ou barrière de Polyéthylène ou de Nylon) (88). Il existe même des cas de nécrose du tendon liés à sa dévascularisation.

L'utilisation de topiques n'a pas fait la preuve de son utilité, malgré les nombreux avantages théoriques de l'acide hyaluronique, des stéroïdes, des AINS, des anti-histaminiques, des anticorps anti-TGF β , du 5-Fluorouracil, du polytétrafluoroéthylène expansé (e-PTFE) et d'autres produits (25, 79, 99).

3E Plaies partielles des fléchisseurs

L'attitude face à une plaie partielle du fléchisseur a été longtemps débattue. Les risques de son évolution spontanée sont la rupture secondaire, de moins bon pronostic que la réparation primaire, le blocage ou l'accrochage avec sensation de ressaut, dus à la languette ou au cal tendineux hypertrophique (33, 99).

Plusieurs techniques chirurgicales peuvent s'appliquer : régularisation de la lésion par résection de la languette, suture par un point en U de fil 4/0 ou un surjet de fil 6/0, réparation selon une méthode classique (25).

Grâce à sa structure particulière, la résistance globale du tendon n'est pas diminuée jusqu'à 50% des fibres lésées. De plus, BOARDMAN a constaté des effets négatifs sur le glissement après suture de plaies de 30% du tendon (15).

Il est donc inutile et il peut être néfaste de suturer une plaie partielle minime d'un fléchisseur en zone 2. Ainsi, STRICKLAND conseille de réparer les plaies de plus de 50% du diamètre du tendon, et de traiter toutes les plaies partielles par protection et mobilisation précoce (110). BOARDMAN conseille de traiter les plaies jusqu'à 70% par une orthèse de protection avec mobilisation précoce (15). ERHARD conseille de pas réparer les lésions partielles. S'il existe un accrochage important, il préconise une régularisation simple (33).

3F Réparation des plaies des fléchisseurs chez l'enfant

Les techniques de suture sont les mêmes que chez l'adulte, seule la taille du fil est adaptée à la taille du tendon (fil central de 4/0 ou 5/0). L'usage de moyens optiques grossissants, conseillé chez l'adulte, devient ici indispensable.

L'intervention peut se dérouler sous anesthésie générale ou loco-régionale (de type bloc axillaire) en fonction de l'âge, de la compréhension et de l'acceptation de l'enfant. Celle-ci est régulièrement possible après 7 ans, rarement entre 3 et 7 ans, et déconseillé avant 3 ans.

Le protocole de rééducation post-opératoire dépend de l'âge de l'enfant et de sa compréhension. Pour les plus grands enfants, un protocole de rééducation précoce peut être instauré, passif selon DURAN, voire activo-passif. Gilbert indique qu'une rééducation activo-passive d'emblée doit toujours être recherchée (43). La coopération de l'enfant doit être obtenue par des explications soigneuses. FITOUSSI, dans une série plus récente, trouve des résultats comparables après mobilisation précoce de type KLEINERT et immobilisation 4 semaines (35). Les facteurs

défavorables du pronostic étaient l'âge inférieur à 5 ans, une plaie des fléchisseurs en zone 2, l'atteinte des deux fléchisseurs et un plâtre ne prenant pas le coude. Le taux de rupture secondaire était de 9%.

Ainsi, le plus souvent, une immobilisation stricte d'un mois est instaurée en post-opératoire. Une durée plus longue n'apporte aucun avantage (35). En effet, les tendons cicatrisent rapidement chez l'enfant (49) et le risque de raideur augmente après 4 semaines. Le plâtre est idéalement confectionné en salle d'intervention, circulaire d'emblée, antibrachio-digital en position de protection : flexion du poignet de 30°, flexion des MP de 60° et extension des IP des doigts. Le coude peut être immobilisé chez les plus jeunes, pour limiter le risque de mobilisation du plâtre. Un plâtre court, ne prenant pas les doigts, ou une orthèse amovible ne sont pas souhaitables en raison des risques de rupture de la suture (35). La surveillance du plâtre est habituelle. Souvent il n'y a pas de rééducation ultérieure car la récupération fonctionnelle spontanée de l'enfant est suffisante.

3G Réhabilitation postopératoire

Le patient doit être conscient qu'après l'intervention débute une période de rééducation intensive, en moyenne sur 3 mois. En effet, le grand apport de KLEINERT a été de montrer l'intérêt de la mobilisation précoce pour le résultat final. Les mouvements doivent être les plus amples avec le moins de contraintes. Plusieurs protocoles stricts, avec des gestes autorisés et interdits, ont été décrits (21). L'apprentissage de ceux-ci nécessite la participation de kinésithérapeutes expérimentés (99).

Après une plaie de fléchisseur réparée en urgence dans le service, nous proposons au patient un suivi en service de rééducation pendant le séjour initial d'une semaine. La méthode est enseignée lors de séances quotidiennes, sous couvert d'orthèses de protection (21). La situation clinique est réévaluée par le chirurgien et le médecin de rééducation avant la sortie. La rééducation est poursuivie en secteur de kinésithérapie libérale. Un deuxième séjour en centre de rééducation est préconisé à la cinquième semaine pour apprendre la technique de rééducation active secondaire.

Le suivi du patient et l'adaptation du traitement de rééducation sont fondamentaux (12). Il faut particulièrement se méfier des patients qui vont « trop bien ». Le risque de rupture secondaire est particulièrement important pendant les 8 premières semaines. Elles surviennent lors de mouvements réflexes ou excessifs, souvent en dehors du port de l'orthèse, mais peuvent également résulter du non-respect des consignes, qui demeure toujours essentiel (12, 21).

3G1 Mobilisation passive précoce selon DURAN

La méthode de DURAN comprend plusieurs séances quotidiennes de mobilisation passive (31). Elles se déroulent poignet fléchi pour protéger la suture, comprennent des mouvements d'enroulement digital global puis des mobilisations analytiques de chaque articulation. Une orthèse de repos maintient la position de protection entre les séances.

Cette méthode, rarement utilisée seule, est plus volontiers associée aux mobilisations activo-passives. En dépit de son apparente simplicité, elle nécessite beaucoup de rigueur dans son exécution et son suivi (21).

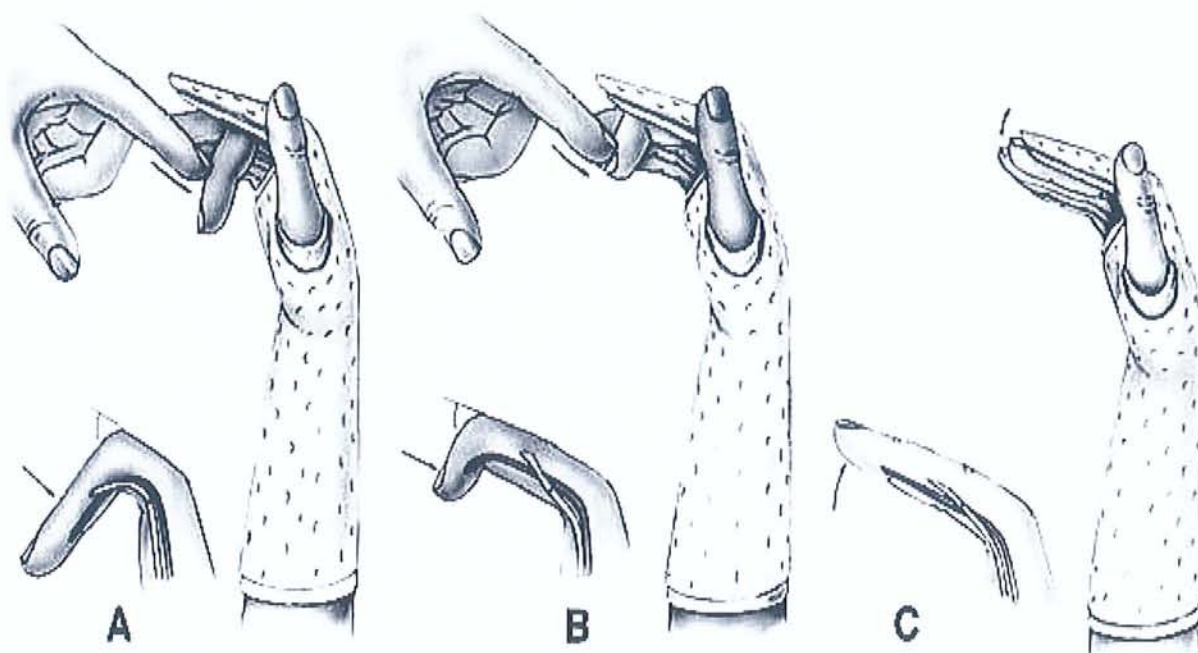


Figure 16. Technique de mobilisation passive protégée selon DURAN

L'attelle est du même type que celle utilisée pour la technique de KLEINERT.

A. La mobilisation passive de l'IPP permet de déplacer les fléchisseurs profond et superficiel par rapport à leur environnement tissulaire.

B et C. L'articulation IPD est mobilisée passivement pour mobiliser le tendon fléchisseur profond par rapport au superficiel.

3G2 Mobilisation activo-passive précoce selon KLEINERT

Elle se caractérise par un rappel élastique en flexion des doigts, assuré par un appareillage spécifique (62). Celui-ci comprend un élastique palmaire fixé à l'ongle qui coulisse dans une poulie de réflexion palmaire. L'orthèse maintient une flexion de 30° du poignet et de 70° des métacarpo-phalangiennes avec une extension complète des interphalangiennes. Du fait des particularités anatomiques des trois derniers doigts, dont le tendon et le corps charnu sont communs, l'application du rappel élastique à ces trois doigts est plus efficace qu'à un seul (21). Par contre, la plus grande indépendance de l'index lui permet d'être appareillé isolé.

Après apprentissage, le patient réalise lui-même les mobilisations. Elles consistent en une extension active complète, limitée par l'orthèse, puis une flexion passive grâce au rappel élastique. On peut ainsi réaliser des cycles complets d'extension-flexion activo-passive puis mobiliser analytiquement l'IPD, donc dissocier les mouvements du FCP et du FCS.

Cette méthode peut s'appliquer à tout patient, adulte et enfant, qui l'accepte. On l'associe toujours à la technique de DURAN, qui permet d'assouplir les doigts, et parfois à celle activo-passive de STRICKLAND.

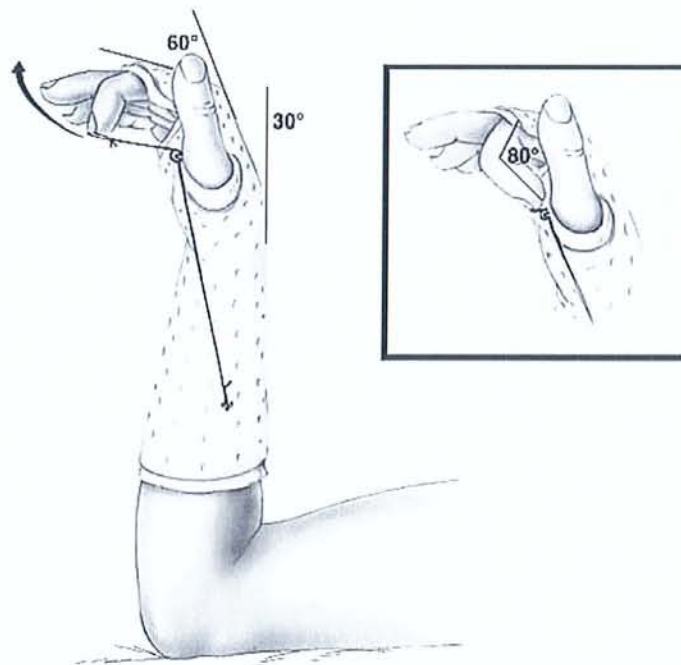


Figure 17. Principe de la mobilisation active protégée selon KLEINERT

L'orthèse fixe le poignet en flexion à 30° et les MP à 70°. Les articulations IPP et IPD sont libres. L'élastique se réfléchit dans une poulie fixée en regard du pli palmaire distal. Seule l'extension active contre résistance de l'élastique est autorisée, le rappel en flexion s'effectue passivement par l'élastique. L'extension active du doigt opéré déploie successivement IPP et IPD afin que les deux tendons fléchisseurs superficiel et profond soient mobilisés.

3G3 Mobilisation active précoce protégée selon STRICKLAND

Cette technique utilise l'effet ténodèse du poignet pour amplifier la course des tendons (21, 109). Elle agit analytiquement sur chaque articulation et permet de mobiliser indépendamment les tendons FCP et FCS. De plus la mobilisation active est théoriquement supérieure à la mobilisation passive. Lors d'une mobilisation active, la mobilité obtenue reflète la course réelle du tendon, à la différence d'une mobilisation passive ou activo-passive. Elle présente donc un intérêt théorique supérieur au KLEINERT pour la prévention des adhérences entre les tendons. Lors des exercices, les doigts sont fléchis passivement, puis le poignet est redressé et la position est maintenue par une contraction isométrique de 5 secondes selon la méthode du « placé-tenu ». En se relâchant, le poignet revient en position de protection. Les exercices sont effectués plusieurs fois par jour après des mouvements passifs selon DURAN.

Ces méthodes ont en commun leur exigence et la nécessité d'un suivi rapproché. La compréhension par le patient des mouvements autorisés et proscrits se poursuit par un travail assidu. Les risques sont d'en faire trop, trop vite ou trop peu. Il vaut mieux réaliser des gestes plus doux et plus fréquents que des gestes violents qui risquent de rompre la suture.

3G4 Immobilisation stricte

Ses indications sont devenues exceptionnelles. Elle n'est plus proposée qu'aux patients qui refusent toute rééducation contraignante ou qui ne peuvent de la comprendre. Ainsi, chez les petits enfants et les patients souffrant de certains troubles psychologiques, on réalise une immobilisation stricte pour 4 semaines. La position de protection comprend la flexion du poignet à 30°, la flexion des articulations métacarpo-phalangiennes (MP) à 80° et l'extension des doigts.

Elle sera suivie à la 5^{ème} semaine de mobilisations actives sans puis contre résistances croissantes, voire d'auto-rééducation dans les cas les plus extrêmes.

3G5 Mobilisation active secondaire

Quelle que soit la méthode de rééducation initialement utilisée, la mobilisation active nécessite un nouvel apprentissage en centre spécialisé à la 5^{ème} semaine (21). La résistance du cal tendineux est alors suffisante pour supporter des contraintes sans résistance, puis contre résistances progressives de la 6^{ème} à la 8^{ème} semaine.

Une orthèse de protection en rectitude du poignet est portée de la 5^{ème} à la 6^{ème} semaine. Elle peut être relayée si besoin par une orthèse nocturne à lame d'extension. On peut travailler la force et l'endurance après le 2^{ème} mois. La reprise de la conduite automobile et d'un travail peu exigeant s'envisage à partir du 2^{ème} mois. Pour un travail de force il faut attendre le 3^{ème} mois (21).

En cas de complication, l'arrêt de travail sera nettement plus long, jusqu'à 14 mois en cas de greffe de tendon.

3G6 Mobilisation active précoce

Les protocoles de mobilisation active précoce se sont multipliés récemment. La mobilisation active débute dès J2, selon l'œdème et la douleur (34). La suture est protégée par une orthèse en flexion du poignet et des MP, qui diminue les contraintes sur les fléchisseurs (34, 69). Les articulations IP sont placées en rectitude dans l'orthèse, pour prévenir la déformation en flossum. Les consignes et restrictions sont enseignées pendant le séjour initial auprès de praticiens expérimentés (34).

Les protocoles décrits sont très variables. Rarement, le patient est laissé à une mobilisation sans résistance et sans protection. Cette attitude maximale est appliquée par BECKER à une population particulière, peu susceptible de suivre des consignes strictes (11). Il a conçu dans ce but une technique de suture particulièrement solide, caractérisée par la coupe en biseau du tendon et deux rangées de points cruciformes latéraux.

Les autres protocoles sont dits « protégés ». Une orthèse de protection place le poignet en légère flexion pour limiter les contraintes sur les fléchisseurs. L'arc de mobilité autorisé est variable. Dans le protocole « placé-tenu » décrit par STRICKLAND la contraction active n'intervient que pour maintenir la flexion digitale (109). La contraction est maintenue 5 secondes et, en se relâchant, l'extension des doigts synergique de la flexion du poignet améliore la course tendineuse (21, 69, 125, 139).

Dans le protocole décrit par EVANS l'arc de mobilité est limité pendant les trois premières semaines (34). Il s'agit d'un protocole à « arc court ». Le patient accomplit des mouvements passifs, des mobilisations selon KLEINERT et des mobilisations en « placé-tenu » plusieurs fois par jour.

3G7 Indications

Il existe quelques contre-indications aux mobilisations précoces. Les enfants trop jeunes, les patients opposants ou non motivés qui la refusent ne doivent pas en bénéficier (21, 25). Les lésions associées peuvent entraîner une contre-indication temporaire. En particulier, les sutures des nerfs collatéraux nécessitent une immobilisation initiale de 15 jours, les fractures insuffisamment stabilisées de un mois. Certaines plaies de l'appareil extenseur et les traumatismes complexes, tel qu'une replantation digitale, sont à traiter selon les cas.

Lorsque les mobilisations précoces sont possibles, des mobilisations passives selon DURAN sous couvert d'une orthèse de protection pour 6 semaines doivent être systématiques. On leur associe généralement un second protocole de mobilisation. Le choix entre les protocoles « DURAN plus KLEINERT », « DURAN plus STRICKLAND », voire « DURAN plus KLEINERT plus STRICKLAND », demeure cependant à préciser (125).

Ces protocoles exigeants ont permis d'obtenir jusqu'à 80% de bons résultats (125), au prix d'un suivi très rapproché et de plusieurs séjours à l'hôpital. La motivation du patient constitue un déterminant essentiel du résultat final, de même que le chirurgien ou l'expérience de l'équipe de rééducation. D'autres facteurs moindres existent, tel que l'âge, les caractéristiques de la plaie et le mécanisme lésionnel, les lésions associées, le niveau lésionnel sur le tendon, la couverture sociale, l'état général ou psychique (99). Le tabagisme est un facteur controversé.

De nombreux auteurs pensent que les mobilisations actives précoces peuvent améliorer ces résultats. En effet, l'augmentation de l'excursion tendineuse et des contraintes avec une mobilisation active favorise la cicatrisation intrinsèque (65). D'où la description récente de sutures plus résistantes à 4, 6 ou 8 brins, susceptibles de supporter ces protocoles. Cependant, leur encombrement induit des déformations du tendon, augmente sa résistance au glissement et peut limiter les résultats fonctionnels.

Même si les sutures multibrins ont été conçues spécifiquement pour supporter les mobilisations actives d'emblée, les techniques classiques de suture peuvent suffire. Ainsi, dans le service, la technique de TSUGE complétée d'un surjet simple est suivie d'une mobilisation active précoce de STRICKLAND associée au protocole de DURAN.

De même, EVANS préconise d'appliquer une mobilisation active précoce à tout patient, quelle que soit la méthode de suture, à l'exception de trois cas : immobilisation supérieure à 7 jours, car elle fragilise le tendon ; absence de surjet épitendineux ; manque d'expérience de l'équipe de rééducation (34). Ainsi, les traumatismes complexes et les fractures nécessitant une immobilisation prolongée contre-indiquent la mobilisation active précoce.

4 Complications et évolution après réparation des fléchisseurs

On retiendra, outre les risques généraux infectieux, hémorragiques et anesthésiques, deux complications spécifiques fréquentes. L'excès de mobilisation conduit à la rupture de la suture, alors que le défaut de rééducation entraîne un mauvais résultat fonctionnel par formation d'adhérences. Chacune de ces complications se traduit par une perte d'amplitude articulaire active parfois associée à une raideur digitale (perte d'amplitude passive). Cependant, l'amplitude articulaire ne résume pas la fonction digitale. Par exemple, un doigt souple mais exclu, car douloureux ou insensible, n'aura aucune utilité. De même, l'indolence et la stabilité du pouce sont plus importantes que sa souplesse pour les prises pollici-digitales.

4A Adhérences péri-tendineuses

Complication la plus fréquente en zone 2, la constitution d'adhérences entraîne la majorité des mauvais résultats cliniques. Les adhérences, stigmates de la cicatrisation extrinsèque, se définissent par un lien anormal entre les structures du canal digital. Les problèmes causés par les adhérences sont sérieux pour le patient, le chirurgien et la société (57). La morbidité est augmentée en cas d'adhérences. Il faut prévoir de longues périodes de rééducation, d'éventuelles interventions secondaires, des hospitalisations donc un coût élevé. De plus, le retour au travail est retardé et parfois impossible au même poste. Les adhérences sont les responsables principales des mauvais résultats après suture des fléchisseurs.

Les facteurs de risque des adhérences sont en premier lieu le traumatisme causal, la technique chirurgicale (microtraumatismes, matériel implanté et technique de suture), la motivation du patient et la méthode de réhabilitation post-opératoire (l'immobilisation est un facteur de risque) (57). Le calcul de son incidence est difficile car il varie selon les travaux et la méthode de mise en évidence, clinique, radiologique ou histologique.

De même, les bons résultats après réparation des fléchisseurs varient selon l'échelle utilisée (25). Ils sont toujours améliorés par la mobilisation précoce, qui procure environ 75% de bons résultats (avec beaucoup de variations selon les études). La mise en évidence des adhérences par imagerie IRM a permis de trouver 49% d'adhérences parmi les mauvais résultats cliniques 1 à 16 mois après réparation (29). Les autres causes de mauvais résultat clinique incriminées par l'imagerie sont l'élongation de la cicatrice dans 29% des cas et la rupture secondaire dans 22% des cas. Ainsi, selon cette étude d'imagerie, les causes des mauvais résultats cliniques se partageraient par moitié entre les adhérences et la faillite de la suture.

On lutte contre les adhérences par des mobilisations précoces et intensives. La première étape du traitement vise à obtenir une mobilité passive complète sans douleur. Les mobilisations actives peuvent suffire à assouplir les adhérences.

Une ténolyse des fléchisseurs est nécessaire dans un cas sur cinq. Une amélioration spontanée tardive étant possible, elle devient indiquée si les progrès stagnent après le 4^{ème} mois. Elle est suivie d'une rééducation intensive pendant 3 à 4 semaines. Le taux de reprises pour ténolyse a diminué depuis l'avènement des mobilisations précoces.

4B Rupture secondaire des sutures

La rupture de la suture est plus grave mais moins fréquente que la survenue d'adhérences. Elle résulte de l'application d'une force excédant la résistance de la suture (27). Elle nécessite une reprise chirurgicale dès le diagnostic posé. L'élongation de la cicatrice est liée à une faillite partielle de la suture, celle-ci s'arrachant en dilacérant les fibres du tendon. C'est une forme mineure de faillite de la suture. La mesure de la formation d'espace sous contrainte dans la zone réparée serait un facteur prédictif de l'élongation de la cicatrice, ainsi qu'un facteur de risque d'adhérences.

Le taux de rupture secondaire dans l'étude de HARRIS était de 4% après plaie en zone 2 et de 5% en zone 1 (52). Elles augmentent avec la tension musculaire, avec le délai avant intervention (qui entraîne une rétraction du tendon) et avec la technique de BECKER qui occasionne 10% de ruptures (en raison de l'accourcissement du tendon coupé en biseau) (26, 27, 99). HARRIS établit de plus une forte relation avec le comportement « à risque » des patients. Des actes « stupides » (sic), sous couvert de l'orthèse ou non, occasionnent la moitié des ruptures, par inadvertance (chute) ou par transgression d'un interdit (flexion contre résistance). HARRIS ajoute que le facteur désobéissance est sous-estimé. L'autre moitié des ruptures survient plus tardivement, vers la 9^{ème} semaines, chez des patients plus âgés. Il faut donc insister sur le danger des activités de force avant le 3^{ème} mois. Ces auteurs pensent que seule l'augmentation de résistance des sutures peut limiter leur risque de rupture (52).

Après rupture secondaire, il faut tenter une nouvelle suture si la tension n'est pas trop forte et les moignons trop abîmés. Sinon, il faut réaliser une greffe du tendon fléchisseur en un ou deux temps selon l'état des poulies. Son principe est d'éviter toute suture dans le canal digital. Ainsi, la fixation distale est reportée au niveau de l'ongle, et la suture proximale en zone 3 consiste en un laçage selon PULVERTAFT. La tension du greffon doit restituer une courbe harmonieuse des doigts au repos (le tonus des fléchisseurs entraîne une flexion plus prononcée de l'index à l'auriculaire) et un « effet ténodèse » (les mouvements passifs du poignet entraînent des mouvements automatiques inverses des doigts, par exemple flexion en cas d'extension du poignet).



*Figure 18. Suture proximale de la greffe tendineuse selon PULVERTAFT
Le greffon tendineux (à droite) est suturé au moignon proximal de FCP (à gauche) par laçage.*

4C Algodystrophie

La douleur et l'œdème, fréquents en post-opératoire, sont des facteurs de risque d'algodystrophie. Ils sont prévenus par élévation du membre sur écharpe et anti-inflammatoires, en l'absence de contre-indication. Les autres facteurs de risque sont l'infection, l'hématome, le vécu traumatisant de l'accident ou des facteurs psychologiques individuels. Certaines circonstances comme une agression, un accident grave avec lésions associées importantes sont fréquemment relevées.

Ces phénomènes algo-neuro-dystrophiques ont une physiopathologie mal connue, une évolution capricieuse voire mystérieuse. Ils se prolongent sur plusieurs mois, parfois plus d'un an. On décrit classiquement une phase chaude, avec des signes pseudo-inflammatoires, puis une phase froide, avec des raideurs articulaires et des troubles trophiques, et parfois une phase séquellaire. La phase chaude apparaît habituellement dans le mois qui suit l'intervention. La main semble globalement chaude et gonflée, les doigts prennent parfois un aspect boudiné « en saucisse ». Les mobilisations déclenchent des douleurs qui empêchent une rééducation normale. Des facteurs de risque sont souvent trouvés, sans facteur déclenchant sauf parfois une rééducation trop agressive. La phase chaude retarde la récupération fonctionnelle, mais le plus souvent entraîne peu de séquelles. Par contre, il existe des cas plus graves, où la moindre mobilisation entraîne des douleurs si intolérables que la main présente un aspect pseudo-paralytique.

En phase froide, dite « atrophique », la main apparaît figée avec des rétractions des parties molles et des troubles trophiques. Le risque de séquelle par raideur articulaire domine le pronostic. Ces cas nécessitent une prise en charge particulière de rééducation.

La douleur semble être une composante essentielle du déclenchement et de l'entretien de l'algodystrophie. Il faut signaler l'intrication avec des syndromes canaux parfois rencontrée. La prise en charge médicale doit être intensive dès le diagnostic. La lutte contre les douleurs constitue la priorité avec des antalgiques puissants, voire des psychotropes. Essentielle, la rééducation doit être douce sans jamais provoquer de douleur. Elle vise à entretenir les amplitudes articulaires par des mobilisations passives et à limiter les phénomènes algodystrophiques par physiothérapie. Des orthèses de posture peuvent être réalisées pour prévenir et corriger les raideurs. Enfin, les réinterventions chirurgicales risquent classiquement d'aggraver une algodystrophie évolutive, mais s'envisagent tout à fait au stade de séquelles.

4D Exclusion du schéma corporel

L'exclusion digitale est un risque lié aux difficultés d'utilisation du doigt. La douleur et la raideur digitale limitent les possibilités d'utilisation normale des doigts. On constate parfois que l'utilisation de la main ne fait plus appel au doigt atteint. Progressivement, la raideur digitale et l'exclusion se renforcent. Il s'agit d'un cercle vicieux qui peut aboutir à une perte du schéma corporel. Le patient a alors oublié comment utiliser son doigt. Il doit réfléchir avant de le mobiliser, et peut même en être incapable.

La rééducation intensive vise l'amélioration des douleurs et des raideurs puis la réintégration du schéma corporel pendant une hospitalisation de plusieurs semaines. La récupération du doigt est souvent possible mais difficile. Il est exceptionnel de devoir amputer un doigt irrémédiablement exclu et gênant.

4E Complications et résultats fonctionnels chez l'enfant

On constate moins de complications chez l'enfant que chez l'adulte. L'algodystrophie survient exceptionnellement et les raideurs digitales répondent bien à la rééducation. Les adhérences semblent plus souples et répondent mieux à la rééducation (49). D'après WILHELM, une ténolyse est parfois nécessaire chez l'enfant avec un meilleur pronostic que chez l'adulte (129). Des exclusions digitales "a minima" sont fréquentes chez l'enfant, due à ses facilités de compensation. Il n'utilise pas le doigt blessé dans ses activités spontanées de jeu, alors qu'il le mobilise sur ordre. Le diagnostic passe par l'observation attentive de l'enfant pendant le jeu. Ce phénomène gênant disparaît avec la récupération complète du doigt, et les véritables exclusions du schéma corporel sont exceptionnelles.

Les résultats fonctionnels sont globalement meilleurs chez l'enfant que chez l'adulte (35). De plus les séquelles s'améliorent dans le temps. Ainsi, GILBERT indique que tous ses bons résultats à 1 an sont devenus très bons à 3 ans (43). Il faut également préciser que la croissance de l'enfant n'aura aucune conséquence sur l'état fonctionnel ultérieur des tendons lésés. Ainsi, il n'existe pas de raccourcissement progressif du tendon, même greffé, avec la croissance de l'os.

Les facteurs pronostics ont moins d'influence chez l'enfant. Ainsi, BERNDTSSON n'a pu mettre en évidence de différence significative selon la prise en charge post-opératoire, les lésions associées, le délai avant intervention, le niveau lésionnel ou le type de traumatisme (13). L'objectif après plaie des fléchisseurs chez l'enfant est donc de retrouver une main fonctionnelle (49).

MATÉRIEL ET MÉTHODE

1 Technique opératoire de réparation d'un fléchisseur chez l'homme

Dans le service, la réparation chirurgicale d'une plaie de fléchisseur se déroule sous anesthésie loco-régionale par bloc axillaire avec neurostimulation, sauf contre-indication. L'installation est classique, sur table à bras avec garrot à la racine du bras gonflé après exsanguination à la bande. Cette chirurgie délicate s'effectue sous moyen optique grossissant par un chirurgien expérimenté en chirurgie de la main (99).

La plaie est agrandie selon les voies d'abord classiques de la chirurgie de la main : en zigzag selon BRUNER (19), en baïonnette ou latérodigitale. L'exposition de la gaine digitale est aisée. Si nécessaire, la gaine peut être ouverte pour extraire un tendon ou réaliser la suture. Le tracé de ce lambeau devrait permettre une plastie d'élargissement en cas de nécessité. Celui-ci doit respecter les poulies A2 et A4, et pourra être reposé en fin d'intervention par du fil 6/0. L'extraction d'un tendon rétracté en paume peut nécessiter un artifice technique employant un cathéter glissé par la plaie. Une fois exposés dans la cicatrice, les tendons sont bloqués par des aiguilles intradermiques fichées dans la gaine. On saisit l'extrémité du tendon en évitant de léser l'épitenon, plutôt par la substance intratendineuse. Il est possible de placer le fil central pour faciliter les manipulations atraumatiques (25, 27, 99).

La suture des tendons débute par le plus profond. En cas d'atteinte des deux bandelettes du FCS, il est préférable d'en réséquer une pour gagner de la place. L'autre sera suturée par un point en U ou de KESSLER de PDS[®] 4/0, complété de points de fil 6/0 pour améliorer la surface de glissement. MILLER préconise pour la suture des bandelettes un point de BECKER modifié, plus résistant (80). Nous n'avons pas l'habitude de suivre cette proposition, en raison de sa réalisation longue, délicate et de son encombrement très important pour une structure aussi fine.

La suture du FCP débute par un hémisurjet postérieur simple au Nylon ou au PDS[®] 5/0 ou 6/0. L'ancrage central est confié à un point de TSUGE de Nylon ou de PDS[®] 4/0, qui est passé puis noué. Il faut veiller à sa bonne tension, c'est-à-dire sans espace et avec une déformation minimale en tampon de wagon. Ce fil est placé au centre du tendon, légèrement palmaire. L'hémisurjet antérieur est alors réalisé, puis noué et enfoui (27). Il existe un risque d'étirement de la suture lors des premières mises en charges qui est prévenu par une tension suffisante de la suture.

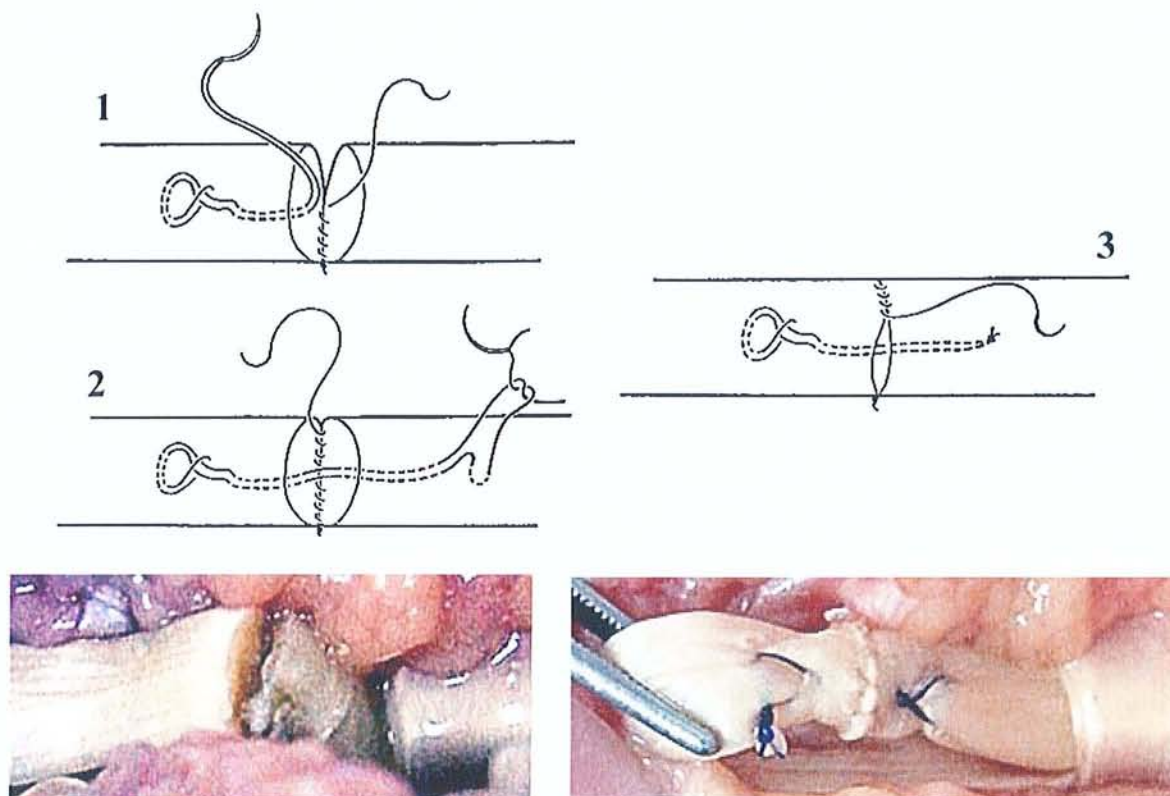


Figure 19. Suture par boucle autoblocante de TSUGE telle que réalisée dans le service.

1. L'ancrage proximal par la boucle autoblocante est réalisé en premier sur la face palmaire. Le fil boucle sert de fil tracteur pour minimiser les microtraumatismes du tendon. La suture se poursuit par l'hémisurjet postérieur.

2. L'hémisurjet postérieur est terminé. Le fil central est passé et noué.

3. La suture se termine avec l'hémisurjet antérieur.

Bas, gauche. Hémisurjet postérieur. Droite. Aspect final de la suture. Le nœud externe est palmaire.

Il est très important à l'issue de la réparation du tendon de bien vérifier sa libre excursion lors de mouvements de flexion-extension digitale (27, 99). En cas d'accrochage au bord libre de la gaine ou sous une poulie, il est préférable de suturer la gaine, ou d'élargir la poulie jusqu'à supprimer le conflit. Cet élargissement par désinsertion sous-périostée doit demeurer partiel et laisser suffisamment de poulie intacte pour préserver ses qualités mécaniques. Nous ne pratiquons jamais de désinsertion complète, au contraire de KWAI BEN (66).

Les lésions associées sont réparées selon la philosophie de traitement tout en un temps avec mobilisation précoce (TTMP) (25, 79). Ainsi, les fractures sont synthésées avec la technique la plus stable possible pour permettre une mobilisation précoce. Les pédicules collatéraux sont toujours réparés. En effet, l'apport vasculaire et la récupération de la sensibilité influencent directement la

qualité des résultats. De même, la couverture cutanée est une urgence, requérant un lambeau régional ou à distance si besoin.

La plaie, lavée au sérum antiseptique après contrôle de l'hémostase, est alors refermée par un fil résorbable rapide. Le pansement comprend une couche de tulle gras pour ne pas adhérer, plusieurs compresses humides non circulaires, du coton et des bandes légèrement compressives. Une attelle plâtrée provisoire maintient le poignet en flexion à 45°, les MP fléchies à 80° et les IP étendues.

Le pansement est allégé dès le lendemain avant la première séance de rééducation. L'indication de la méthode de rééducation est posée conjointement entre le patient, son chirurgien et le médecin de rééducation. Il faut habituellement prévoir 5 jours d'hospitalisation pour l'apprentissage de la méthode, de ses consignes strictes et pour surveillance initiale du pansement.

2 Expérimentation sur cadavre

2A Protocole expérimental

Le protocole vise à mettre en évidence l'influence du dessin de la suture et du nombre de brins sur le travail en flexion. Il s'agit du travail nécessaire pour fléchir jusqu'au contact pulpo-palmar un doigt étendu. Il est mesuré par une machine conçue à cet effet qui assure une traction directe sur le tendon fléchisseur profond (FCP) à vitesse constante.

Trois hypothèses de base de notre expérimentation postulent que :

- le travail en flexion est proportionnel aux frottements du tendon dans la gaine digitale,
- les frottements favorisent les adhérences péri-tendineuses et la rupture secondaire de la suture,
- le travail en flexion peut être mesuré par l'aire sous la courbe des contraintes en fonction de l'excursion du FCP.

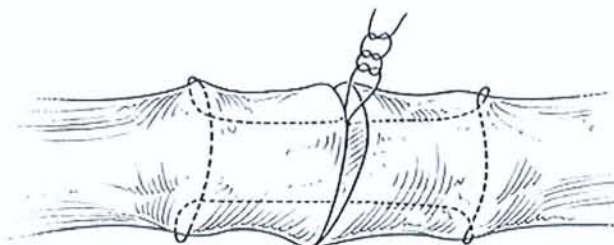
L'aire sous la courbe est mesurée entre le point de départ doigt étendu et le contact pulpo-palmar. Cette partie de la courbe correspond au régime de déplacement du doigt. Elle se caractérise par le passage de la suture sous la poulie A2. Les frottements sont recherchés de manière plus sensible en début de flexion digitale, précisément lors du passage de la suture sous A2. Ils ont deux composantes : inadéquation entre le contenu (le tendon sectionné puis réparé par implantation de matériel de suture) et le contenant (la poulie inextensible) ; irrégularités de surface du tendon réparé, qui altèrent l'interface épitendon - face profonde de la poulie. Ces deux phénomènes sont les plus significatifs de

l'ensemble des interactions tendon - gaine digitale. Les frottements sont plus facilement révélés en début de flexion, lorsque les contraintes sont peu élevées, alors qu'ils peuvent être masqués en fin de course. Après le contact pulpo-palmaire, le régime mécanique change d'un régime de déplacement sous faibles contraintes pour un régime sans déplacement avec des contraintes exponentielles. La poursuite de la traction se fait grâce à la mise sous tension des parties molles et à l'élongation progressive du tendon.

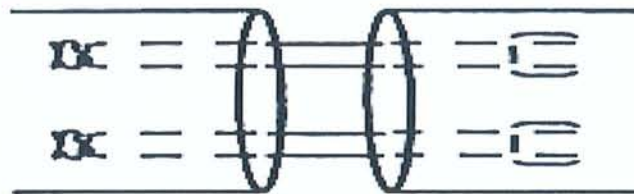
Ainsi, nous postulons que les frottements sont obligatoirement augmentés par la suture du tendon et sont liés à la quantité de matériel implanté et au dessin de la suture. La détermination du travail en flexion doit permettre de comparer le retentissement des techniques de suture sur les frottements.

Plusieurs techniques de suture remarquables seront étudiées. Pour étudier la relation entre les frottements et la quantité de matériel implanté, nous avons choisi quatre techniques de suture selon leur nombre de brins. Nous comparerons ainsi une technique de suture classique à trois techniques multibrins, à 4, 6 et 8 brins.

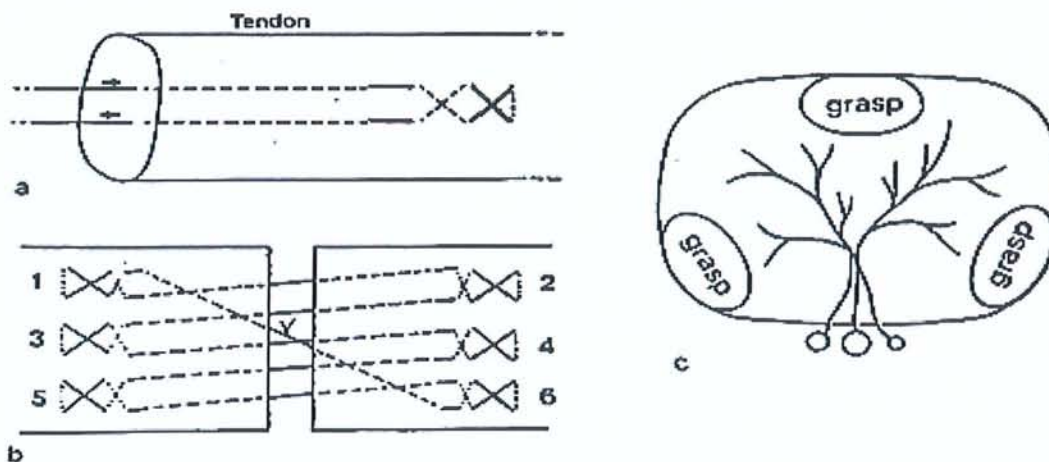
La technique de KESSLER modifiée selon PENNINGTON, suture classique à 2 brins universellement répandue, est habituellement utilisée dans les études expérimentales comme base de comparaison. Nous l'appliquerons dans sa description classique, notamment pour ce qui concerne la position palmaire du fil central et la position interne du nœud dans la tranche de section.



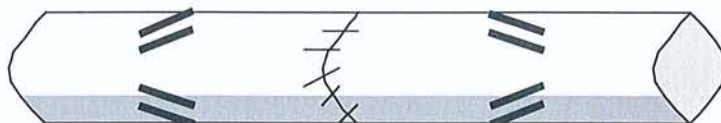
La technique à 4 brins retenue est la double boucle de TANG. Elle est peu répandue et de description récente, mais nous semble intéressante. Elle dérive en effet de la technique de TSUGE que nous utilisons actuellement en pratique clinique. Le doublement du fil central corrige certains défauts du point de TSUGE (approximation parfois délicate des extrémités, mauvaise stabilité en rotation par contigüité des deux brins) et augmente significativement sa résistance. Elle semble également moins nocive pour l'encombrement et le glissement que la suture de TANG à boucles multiples, qui utilise 3 fils boucles et trois nœuds externes. Nous appliquerons les optimisations de ANGELES, avec le placement dorsal des sutures centrales pour augmenter sa résistance mécanique et la configuration longitudinale des boucles d'ancrage pour limiter les frottements. L'implantation des boucles d'ancrage proximal et des nœuds externes sera dorsolatérale pour épargner la vascularisation médiane du tendon et pour mieux répartir les brins dans le tendon.



Parmi les points à 6 brins, le point de SAVAGE nous a semblé particulièrement représentatif. Son dessin particulièrement complexe rend sa réalisation difficile et lente, mais ses qualités mécaniques sont très élevées. Il est également caractérisé par la présence de nombreuses boucles d'ancrage superficielles réparties sur toute la circonférence du tendon. Les frottements mis en évidence pourraient être liés à la quantité du matériel et aux nombreuses boucles d'ancrage superficielles.



Peu de points à 8 brins ont été actuellement décrits. Ils consistent tous en un cadre double réalisé avec un fil double. Celui de WINTERS, où les deux cadres sont parallèles, semble facile et rapide à réaliser. Il nous a semblé intéressant de retenir un point à 8 brins malgré leur utilisation peu répandue, même dans les études expérimentales. Sa comparaison aux autres techniques permettra de valider l'hypothèse d'un lien entre les frottements et la quantité de matériel implanté.



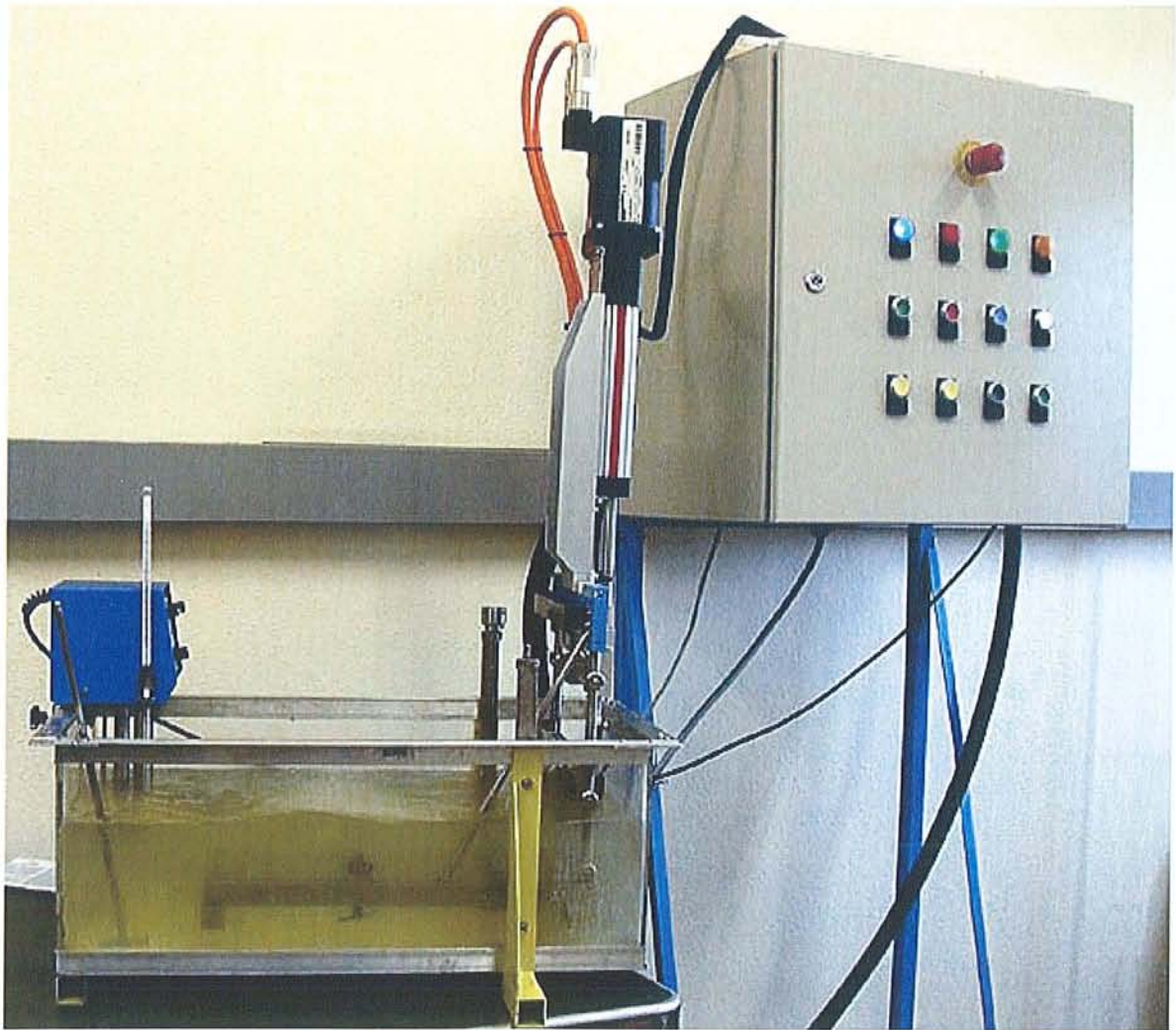
Pour sensibiliser notre étude, nous avons limité les variables intercurrentes et rendu le protocole le plus homogène. Le surjet épitendineux était toujours un surjet simple, le plus répandu et le plus rapide. Nous avons toujours utilisé le même fil en polydioxanone (PDS[®]). Depuis plusieurs années nous l'utilisons couramment en pratique clinique où il nous a donné entière satisfaction. Plusieurs études biomécaniques *in vitro* et *in vivo* chez l'animal ont démontré son équivalence avec les fils non résorbables les plus courants. Le PDS[®] de taille 4/0 est disponible en montage boucle pour la réalisation des sutures à 4 brins (boucle autoblocante) et 8 brins (fil double). De même, un fil PDS[®] de taille 6/0 a été utilisé pour tous les surjets, bien que dans notre pratique clinique le Nylon lui soit souvent préféré.

Dans un dernier temps, nous avons testé quelques autres types de sutures intéressantes, pour démontrer les possibilités du modèle expérimental. Il n'est cependant pas possible de tirer de conclusions de ces résultats en raison du faible nombre de tendons testés. Nous avons ainsi pu tester :

- un point de TSUGE tel que réalisé en pratique courante dans le service avec l'hémisurjet postérieur de PDS[®] 6/0 premier et un fil boucle de PDS[®] 4/0,
- un point du MGH avec surjet épitendineux premier de PDS[®] 6/0 et deux Ethilon[®] décimale 1 double aiguille,
- un point de TANG multibrins avec 3 fils boucles de PDS[®] 4/0 et un surjet simple de PDS[®] 6/0,
- un point cruciforme de PDS[®] 4/0 et un surjet simple de PDS[®] 6/0.

2B Conception et réalisation d'une machine d'expérimentation

L'objectif premier de ce travail, et l'origine de ses plus grandes difficultés, a été la conception puis la fabrication de l'appareil d'expérimentation. Le respect d'un cahier des charges strict doit permettre de minimiser les facteurs intercurrents et faciliter la découverte des différences entre les techniques de suture. En l'absence de machine sur le marché répondant à ce cahier des charges, nous avons dû fabriquer un prototype.



Vue d'ensemble de la machine. La cuve est équipée de son agitateur. Les instruments de mesure en dépassent. L'armoire électrique est à droite.

L'expérience doit être conduite à 37°C, température corporelle. On connaît en effet l'influence de la température sur le comportement des matériaux. Les matériaux anatomiques ne font pas exception. La méthode la plus fiable pour assurer à la fois le maintien à 37°C et l'hydratation des tissus nous a paru l'immersion dans du sérum physiologique (solution de NaCl à 9 ‰) chauffé. Une cuve en Plexiglas de contenance 33 litres a donc été confectionnée. Elle est équipée d'un agitateur régulant la température constante à 37°C. Un thermomètre à mercure confirme la valeur de la température.



L'agitateur à thermorégulation.

Pour faciliter les manipulations et la maintenance de la cuve, celle-ci a été équipée d'une valve de vidange et d'un système élévateur pour sortir le cadre d'expérimentation hors de l'eau. Le système élévateur est constitué de deux vis sans fin reliées par une courroie crantée, et entraîné par un moteur d'essuie-glace. La commande d'élévation et de descente est donc électrique. Ceci facilite considérablement les manipulations des pièces anatomiques, et limite les contacts de l'expérimentateur avec le liquide contaminé. Pour limiter la prolifération bactérienne, le liquide est additionné d'eau de Javel diluée.

En raison du pouvoir hautement corrosif de l'eau salée et du Chlore, le choix d'acier inoxydable austénitique 316L s'est imposé comme matériau de construction de la machine. Ses qualités mécaniques sont excellentes et il a une forte résistance à la corrosion. Cependant, il se travaille difficilement et son usinage est délicat.

Les dimensions de l'appareil ont été calculées pour assurer une stabilité optimale et minimiser les déformations dues aux contraintes de l'expérience. Ainsi, le support de l'appareil est constitué d'un cadre de soutien rectangulaire de 50 cm sur 20 cm. La main est solidement fixée à ce cadre pour éliminer les micromouvements néfastes à la mesure. Un système spécifique de fixation a été conçu et adapté à ce cadre. Deux fiches coniques de fixateur externe Orthofix[®] sont implantées dans les deuxième et cinquième métacarpiens. Le système de fixation possède trois degrés de liberté pour rattraper les défauts de parallélisme entre les fiches. Grâce à son adaptabilité, ce système permet « d'ouvrir » la main lors de sa fixation en évitant la flexion de la carpométacarpienne du cinquième rayon, métacarpien dit « mobile ». Cette flexion peut entraîner un chevauchement des doigts lors de leur flexion qui perturbe le traitement des données. Après avoir arrimé les fiches métacarpiennes, la main est solidaire du cadre rigide de la machine. La traction sur les tendons fléchisseurs se transmet intégralement aux doigts et entraîne une flexion digitale sans mouvement parasite de la main.

Un chevalet supporte à l'extrémité du cadre les appareils de mesure et de motricité. L'alignement des structures anatomiques avec les capteurs et le vérin électrique a été strictement respecté pour limiter les flexions parasites. Des éléments inextensibles, câbles et clamps à tendon en acier inoxydable, assurent les liaisons mécaniques pour éliminer leur allongement sous contrainte. Les clamps à tendon ont été réalisés sur mesure selon un dessin original. Le renvoi des câbles est assuré par des poulies en aluminium à très bas coefficient de friction par double roulement à bille. Deux autres poulies permettent de rattacher les extenseurs au contrepoids de 200 g. Ce système suffit à étendre les doigts. Les quatre rayons sont chacun équipés d'un câble, d'un clamp et d'une poulie. Il suffit donc, une fois la main placée dans le bain de sérum physiologique, de placer le vérin en face du câble à tester et de réaliser la connexion mécanique. Il n'y a donc plus de manipulation de la main une fois plongée dans la cuve.

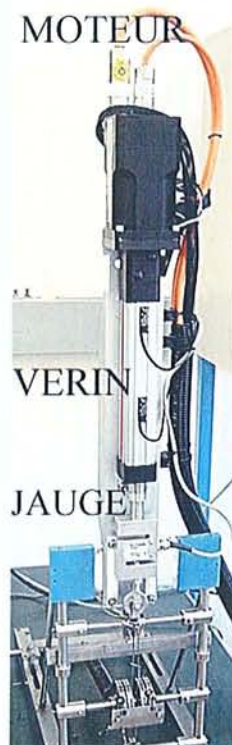


La connexion du câble au capteur



Le contrepoids et les poulies.

La traction est assurée par un vérin avec vis à bille, dont les frottements sont négligeables (HOERBIGER-ORIGA, France). Ce vérin est actionné par un moteur électrique sans balais (KOLLMORGEN SEIDEL, Allemagne) couplé à un résolveur qui permet le contrôle de sa vitesse et la surveillance du déplacement. Le résolveur permet d'améliorer la précision et la linéarité de la vitesse. Une jonction mécanique, réalisée sur mesure, assure leur liaison.



Les instruments de mesure.



Vue du capteur de force.

Le capteur de force est placé à l'extrémité du vérin. Cette jauge en S (SCAIME, France) a une plage d'utilisation de 0 à 50 N (2,00 mV/V). Elle est couplée à un amplificateur électronique qui délivre une tension suffisante pour réaliser des mesures toutes les 100 ms. L'alignement du système mobile de mesure avec les câbles de traction est permis par un rail placé sur le chevalet. Le vérin est translaté sur ce rail jusqu'à se trouver en face du câble raccordé au tendon à tester.



Intérieur de l'armoire électrique. L'automate est situé à l'extrême gauche.

Les commandes de la machine et la mise en mémoire des données sont assurées par un automate. Il s'agit d'un système électronique de contrôle de la motorisation et des appareils de mesure. Il recueille l'intensité du courant traversant la jauge de contrainte et le vérin à intervalles réguliers de 100 ms. Cette intensité est convertie et placée dans la mémoire de l'automate configurée à cet effet.



Étalonnage par traction sur un ressort préalablement taré.

Le rôle de l'étalonnage est de permettre la conversion de ces mesures, exprimées en points, en unités de poids et de distance. Il doit être particulièrement soigneux pour assurer la validité des mesures, donc la sûreté des résultats. Son principe est de comparer les mesures de la machine à des éléments de caractéristique mécanique connue, en l'occurrence des poids puis un ressort au préalable taré. Ces mesures ont de plus confirmé que les pertes mécaniques dues à la machine sont négligeables. On a ainsi pu vérifier la constance de la vitesse de traction assurée par le vérin, quelle que soit la charge, donc la linéarité de son déplacement. Cette linéarité, indépendant de la charge, permet de négliger le recueil des mesures de la position du vérin. La mesure des contraintes à intervalle régulier de 100 ms suffit donc pour reconstituer la courbe contrainte - déplacement. Les relevés de position du vérin ne servent que d'élément de contrôle du bon déroulement de l'essai. Les paramètres optimaux de l'expérience ont également été déterminés pendant cette phase.

Chaque essai compte 1500 mesures, et dure donc 2,5 minutes. Les mesures sont stockées dans la mémoire de l'automate où elles sont lues par un programme informatique à la fin de chaque essai. La liaison entre le système informatique et l'automate permet également de modifier chaque paramètre de l'expérience en temps réel. Les liaisons physiques sont connectées à une carte PCMCIA. Seul était disponible sur le marché un programme permettant la communication avec l'automate (SIEMENS, Allemagne). Le programme informatique et la programmation de l'automate ont été réalisés spécifiquement pour cette application.



Programmation de l'automate.

Le programme de l'automate lui indique les actions à mener après le départ de l'essai :

- traction du vérin à vitesse constante (indiquée par l'utilisateur),
- mesure des influx de la jauge et du vérin toutes les 100 ms (intervalle de temps déterminé lors de la programmation et modifiable par le programmeur uniquement), puis conversion en grammes,
- dès que les mesures dépassent une valeur seuil (déterminée par l'utilisateur) elles sont placées dans une table d'allocations de 1500 lignes (programmée dans la mémoire de l'automate),
- arrêt de la traction à quatre conditions :
 1. appui sur un bouton d'arrêt,
 2. atteinte d'un seuil maximum de contraintes (déterminé par l'utilisateur),
 3. atteinte d'un seuil maximum de déplacement depuis le début de la mémorisation (déterminée par l'utilisateur),
 4. butée du vérin au déplacement maximal,
- arrêt de la mémorisation des contraintes automatique lorsque la table d'allocation de 1500 lignes est remplie.

Une fois l'acquisition finie, un sous-programme VBA de EXCEL (MICROSOFT, USA) permet la lecture de la table d'allocation dans la mémoire de l'automate et l'importation des données dans le tableur EXCEL. Les données sont alors disponibles pour traitement dans le tableur : constitution de la courbe contrainte - excursion puis calcul du travail en flexion.

La mise au point de cette machine, ses réglages et la détermination du protocole expérimental font partie intégrante de notre travail. Cette machine a été conçue, fabriquée, installée puis mise en service dans un temps record de 5 mois. Elle répond à des normes de sécurité de type industrielle. Chaque étape de la conception et de la mise au point a soulevé des problèmes et des imprévus à régler avant de passer à l'étape suivante. Du temps et de l'énergie investis résultent une machine fiable, dont les mesures de contrainte sont précises à 3 grammes.



Les problèmes à résoudre ont été nombreux et variés...

A moyen terme, cette machine maintenant disponible et réglée permettra de poursuivre les expérimentations. Il sera intéressant de comparer d'autres variables, comme la taille des fils, d'autres techniques de suture centrale ou de surjet épitendineux, voire des techniques innovantes de coaptation tendineuse. La machine pourra également être adaptée pour réaliser d'autres types d'expérimentations biomécaniques. Il est prévu d'utiliser une jauge de contrainte de capacité plus élevée pour déterminer la force à la rupture des sutures dans le modèle curvilinéaire de la main. Il serait également possible d'apporter des modifications simples pour réaliser la méthode « de la poulie », modèle qui étudie spécifiquement les frottements de l'interface épitendon - poulie A2. Il serait enfin aisé de réaliser des études biomécaniques linéaires de détermination de la force à la rupture, du module de YOUNG et de la zone plastique, de la formation d'espace sous contrainte dans la section tendineuse, et de rupture après contraintes cycliques.

2C Préparation des pièces anatomiques

Les pièces ont été sectionnées proximales au carré pronateur. Elles ont été congelées fraîches à -20°C . Pour la préparation, elles sont décongelées une nuit en chambre froide, puis le temps nécessaire à température ambiante.

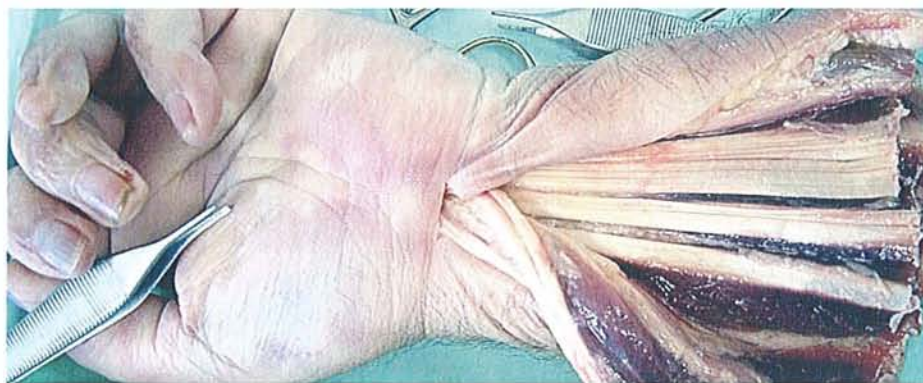


La dissection des pièces permet d'isoler les structures anatomiques utiles à l'expérimentation. Une incision longitudinale dorsale sur l'avant-bras permet d'individualiser les tendons extenseurs communs, extenseurs propres de l'index et de l'auriculaire. Ils sont clampés dans le même clamp attaché à un poids de 200 g. Lors de la flexion digitale, chaque extenseur extrinsèque exerce donc une résistance de 2 N, mimant son tonus physiologique. Ce poids suffit à maintenir les doigts étendus, et on ne note pas l'effet intrinsèque moins avec une hyperextension des MP et une flexion des IP. Cet effet est associé à une traction importante des extenseurs extrinsèques en l'absence de tonus des extenseurs intrinsèques. La cloison entre les 4^{ème} et 5^{ème} compartiments des extenseurs est effondrée pour empêcher toute gêne à l'extension de l'auriculaire. Il faut également vérifier l'absence de conflit du clamp avec la peau lors de la flexion digitale maximale.



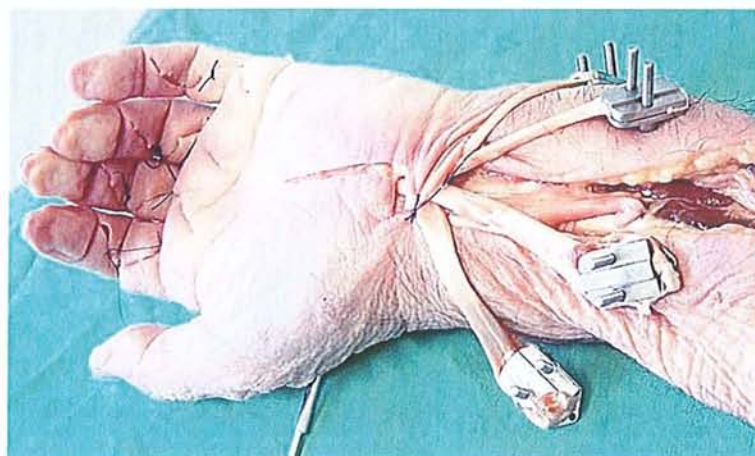
Le clamp à extenseurs.

L'incision antérieure de l'avant-bras se prolonge en palmaire sur le trajet du canal carpien. En profondeur les masses musculaires sont excisées. Les pédicules vasculo-nerveux et les tendons FCS sont raccourcis pour ne pas gêner la progression des clamps. Dans le plan profond on trouve les lames tendino-musculaires des FCP et de LFP en surface du corps musculaire commun. Elles sont isolées pour chaque doigt long. Pour permettre une indépendance des mouvements il est nécessaire de sectionner des adhérences qui se prolongent parfois jusqu'en zone 3 en particulier entre l'annulaire et l'auriculaire. La dissection est alors extensive, avec ouverture du ligament annulaire antérieur du canal carpien. Cette libération extensive n'est réalisée que dans les cas extrêmes où la traction proximale sur la lame tendineuse entraîne plusieurs doigts simultanément. Dans les autres cas, la libération s'effectue aux ciseaux, à minima, dans le canal carpien en le préservant au maximum. Il faut obtenir une indépendance des doigts.



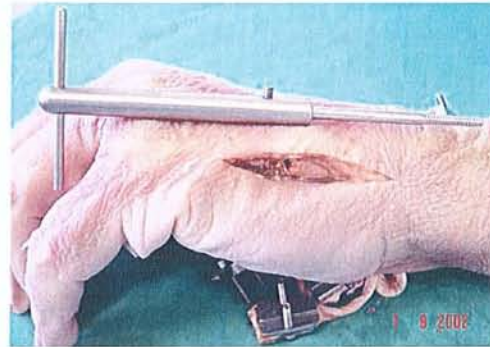
Lame tendineuse commune des fléchisseurs profonds en zone 6.

Chaque tendon FCP est alors clampé en regard du carré pronateur au moyen d'un clamp conçu spécifiquement à cet effet.

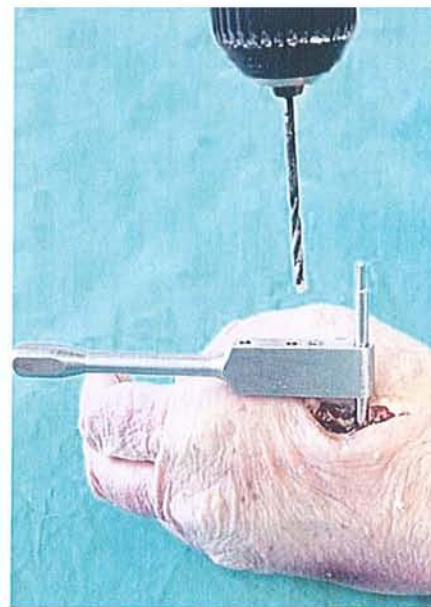


Les quatre fléchisseurs profonds isolés et clampés.

Deux incisions sont réalisées en regard des bases des 2^{ème} et 5^{ème} métacarpiens. L'os est ruginé. Deux fiches Orthofix[®] coniques diamètre 4 mm (modèle métacarpien à filetage court) sont implantées après méchage par foret diamètre 2,7 mm. Elles sont prolongées par un insert cylindrique fixé au cadre par l'intermédiaire du système à trois degrés de liberté. L'arrimage est très rigide, limitant au maximum les déformations de la main sous contrainte.

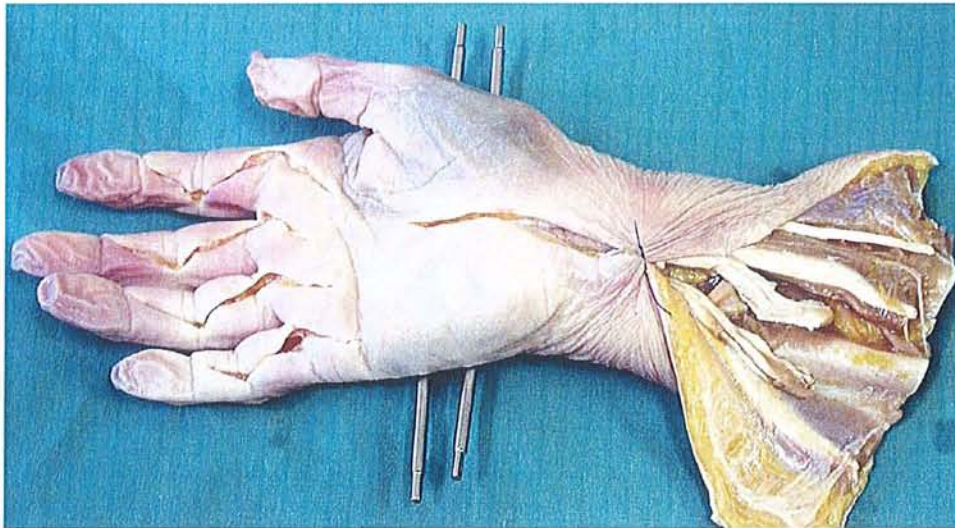


Fiches Orthofix[®].

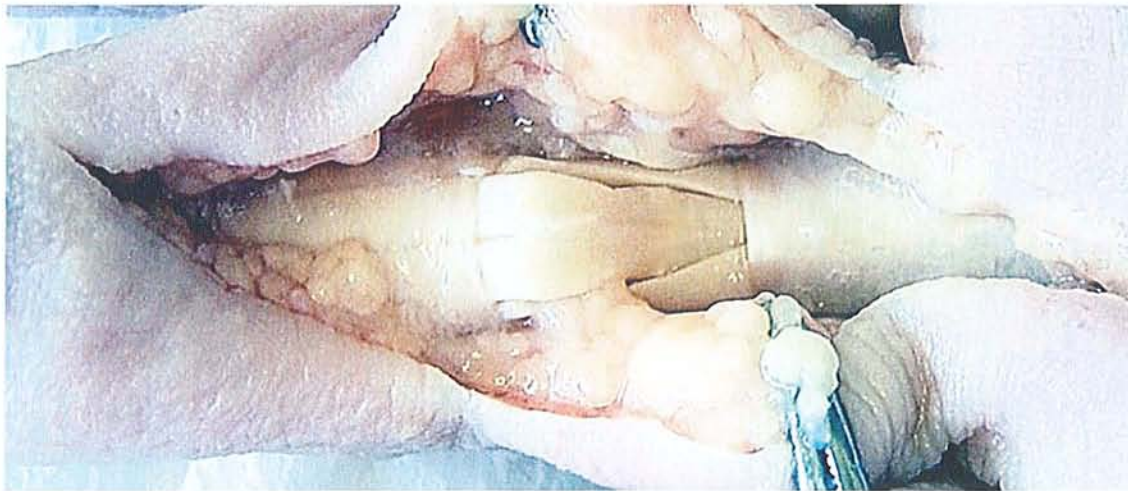


Méchage grâce au guide fabriqué sur mesure.

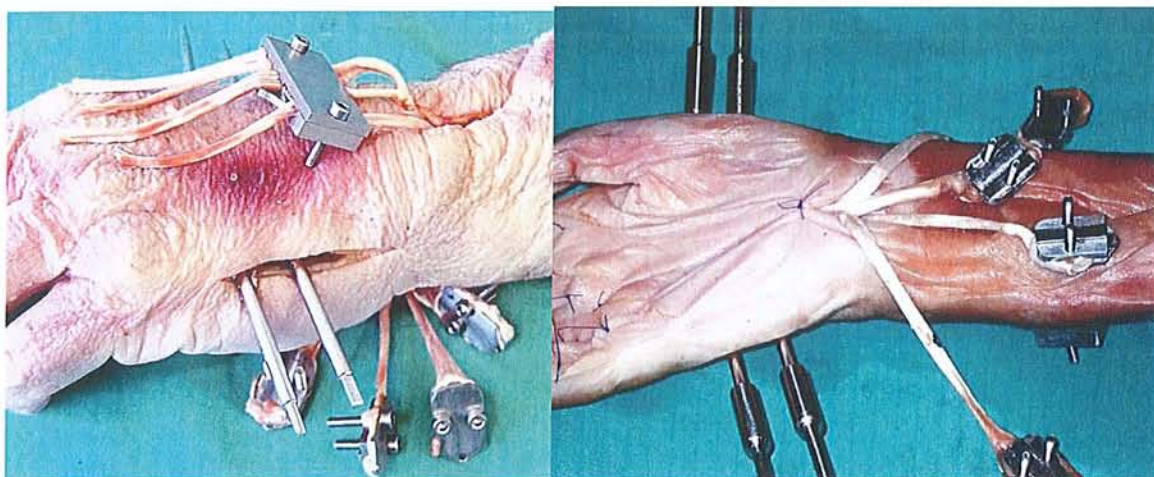
Enfin, chaque doigt est abordé en face palmaire par des incisions en zigzag de BRUNER, du pli de flexion palmaire distal au pli digital distal. Le canal digital est exposé entre les poulies A2 et A4. Un lambeau rectangulaire de gaine synoviale est soulevé depuis le bord distal de A2 sur 2 cm. Les tendons sont alors explorés pour vérifier leur intégrité macroscopique. Celle-ci établie, la peau est fermée par des points de suture aux angles des incisions.



Les incisions palmaires.



Ouverture de la gaine digitale.



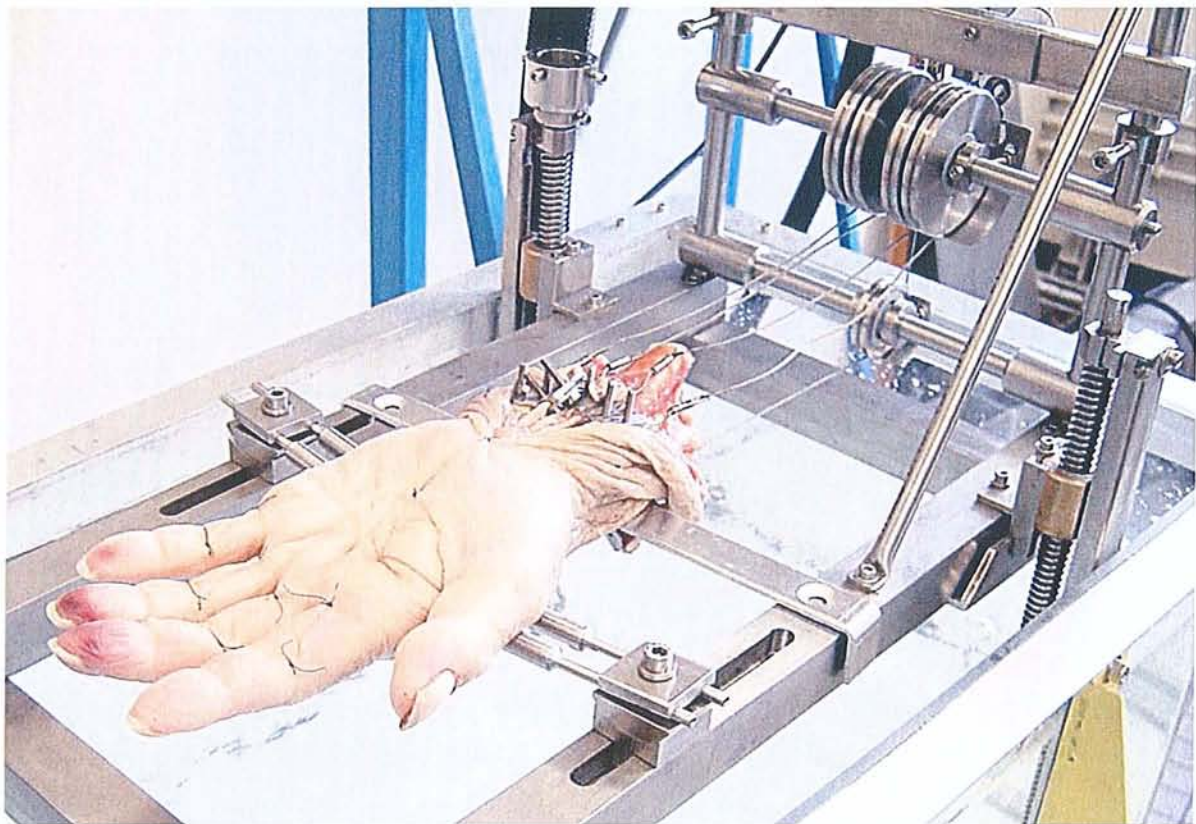
Mains équipées de leurs clamps et fiches.

2D Conduite de l'expérience

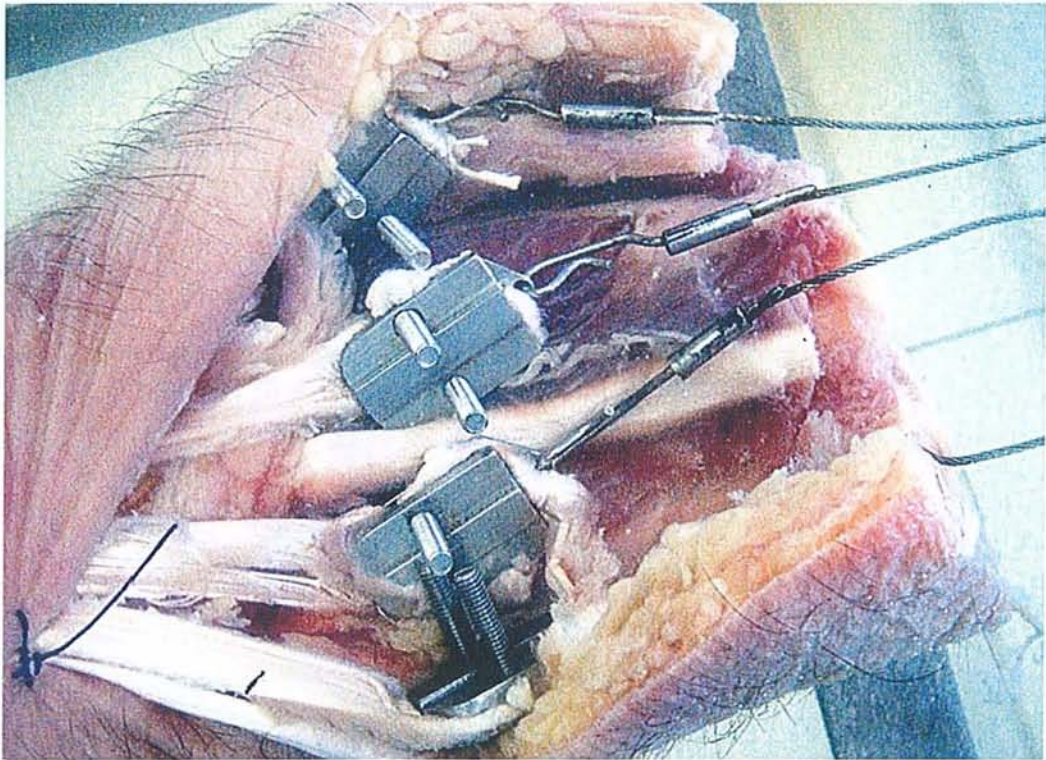
La main est installée sur le cadre rigide. Sa disposition est facilitée par l'emploi d'adaptateurs à 3 degrés de liberté. Il faut veiller à bien l'ouvrir pour éviter les accrochages entre les doigts lors des flexions. Les clamps sont reliés à des câbles tressés d'acier inoxydable munis de crochets conçus à cet effet. L'ajustage est aisé et la stabilité parfaite lors des essais en traction.



Les clamps sont connectés aux câbles d'acier par des crochets fabriqués à cet effet.



La main est fixée au cadre et les clamps sont reliés aux éléments de mesure.



Détail des clamps sur les fléchisseurs reliés aux câbles d'acier.

La main est alors plongée dans le bain chauffé à 37°C grâce au système d'ascenseur. L'expérience débute après quelques minutes nécessaires à l'équilibre thermique.



Le cadre est plongé au fond de la cuve dans le sérum physiologique chauffé à 37°C.

Les doigts sont testés les uns après les autres. Le système mobile de mesure est placé sur le rail en face du câble du tendon à tester puis connecté à lui. L'absence de conflit mécanique est vérifiée (clamps entremêlés, déraillement du câble de la poulie...).

L'essai débute par activation d'un bouton de commande dans l'interface du programme EXCEL. La traction assurée par le vérin est constante. Les mesures de contraintes sont relevées toutes les 100 ms, mais ne sont enregistrées que lorsqu'elles dépassent un seuil. Celui-ci, fixé à 100 grammes (environ 1 N), correspond au « bruit de fond » du aux frottements de la machine et au poids du câble et du clamp. Il est mesuré avant le début de la flexion digitale et persiste tant que le vérin est en mouvement. Ce bruit de fond sera donc retranché des mesures ultérieures de contraintes. L'expérience se poursuit jusqu'à la flexion digitale complète, définie visuellement par le contact pulpo-palmaire et confirmé par la présence du point d'inflexion de la courbe contrainte - excursion.

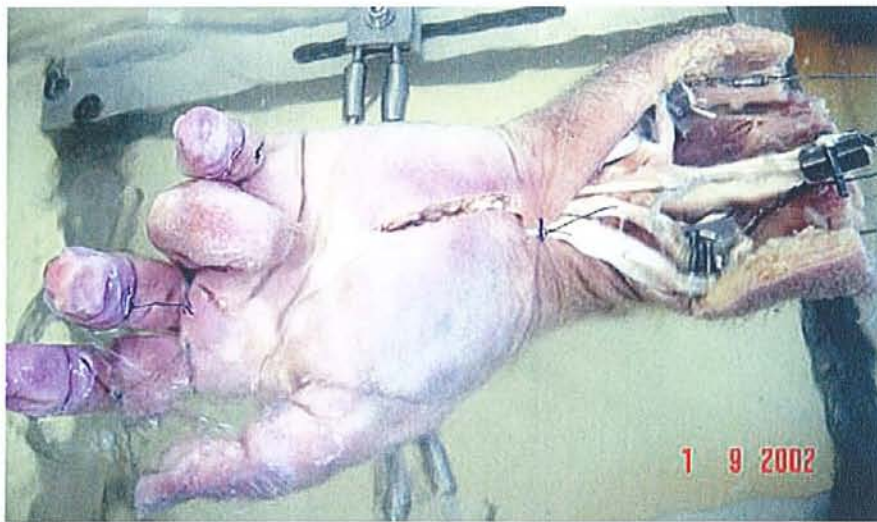
EFFETS DE LA TRACTION SUR UN ANNULAIRE



Début de la flexion.



Après environ 1 cm de traction.



Au moment du contact pulpo-palmar visuel.



Poursuite de la traction et crispation du doigt selon un régime de contraintes exponentielles.

Une fois les tendons des 4 doigts longs testés, la main est renflouée et détachée. Par les mêmes incisions de BRUNNER, chaque tendon FCP est sectionné transversalement à la lame de bistouri 23 (SWANN-MORTON, Angleterre) entre A2 et A3. L'emplacement de la section n'est pas standardisé, le bord libre de la poulie A2 étant variable. Elles sont réalisées à quelques millimètres de A2 pour ne pas gêner la suture et pour permettre leur glissement complet sous A2. Il est ainsi possible de mettre en évidence un accrochage de la suture au bord libre de A2.



Section du fléchisseur profond à la lame de bistouri entre les poulies A2 et A3.

La suture de chaque tendon est déterminée aléatoirement parmi les quatre méthodes, KESSLER modifié, TANG double boucle, SAVAGE et WINTERS. Au total, 20 tendons sont suturés par chacune des méthodes, soit 5 sutures de chaque type par doigt long. Ainsi, on pourra comparer les sutures dans des groupes homogènes, ainsi que l'influence du doigt. Les sutures employées respectent les techniques décrites énumérées plus haut (chapitre « lésions des tendons fléchisseurs », § 3A).

RÉALISATION DU POINT DE KESSLER MODIFIÉ À 2 BRINS



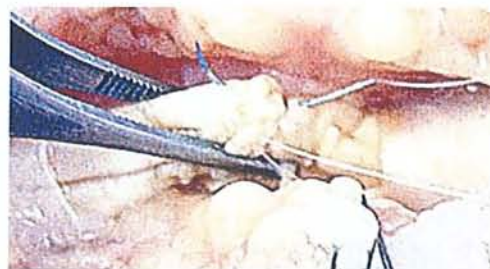
Premiers temps du point en cadre.



Passage dans l'autre extrémité du tendon.



Fin du point central.



Surjet épitendineux.

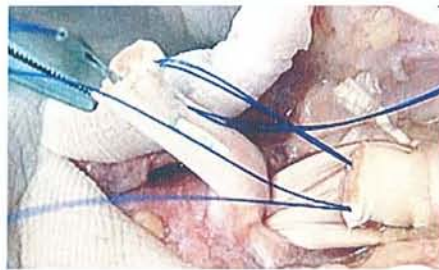
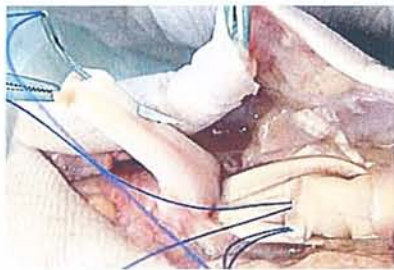


Résultat final.

RÉALISATION DU POINT DE TANG DOUBLE BOUCLE À 4 BRINS



Insertion proximale des boucles sur la face dorsale du tendon.



Passage distal des fils dans la moitié dorsale du tendon.



Serrage des nœuds postérolatéraux.

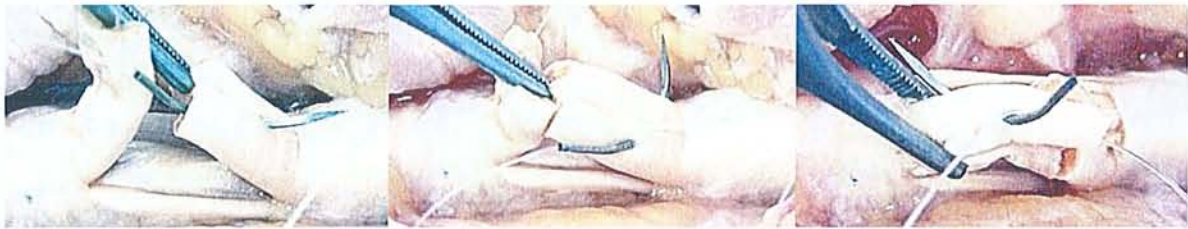


Résultat après surjet épitenodieux.

RÉALISATION DU POINT DE SAVAGE À 6 BRINS

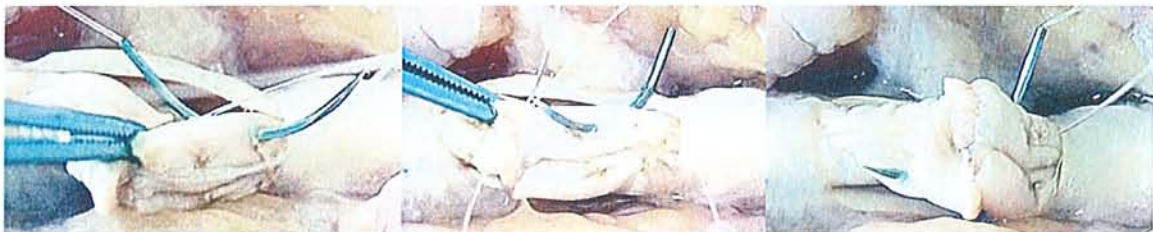


Première moitié de toron, réalisant en 5 temps un blocage par deux points en croix.



Fin du premier toron sur la face palmaire.

Deuxième toron postéro-latéral.



Fin du deuxième toron postéro-latéral.

Passage oblique vers le troisième toron



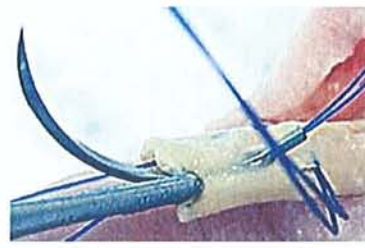
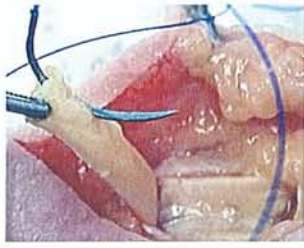
Fin du troisième toron postéro-latéral.

Passage final avant nouage.

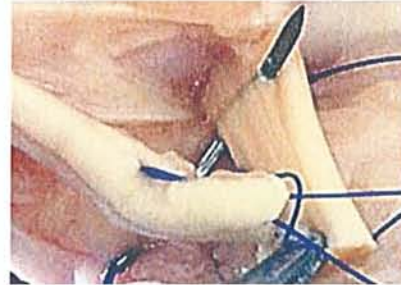


Résultat avant et après surjet épitendineux. Aspect de croisillons multiples.

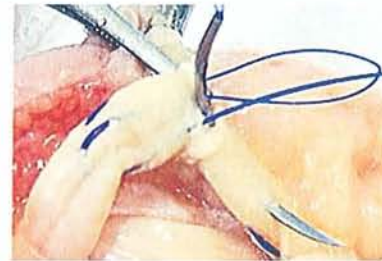
RÉALISATION DU POINT DE WINTERS À 8 BRINS



Premier temps : point en cadre dorsal par un fil double brin.



Passage dans la deuxième extrémité.



Deuxième point en cadre palmaire, symétrique au premier.



Volumineux nœud interne.



Résultat après surjet épitendineux.

Après les sutures les incisions sont refermées, la main fixée dans la même position que pour la première série de mesures et replongée dans son bain. De nouvelles mesures sont réalisées. Chaque tendon est testé jusqu'à obtenir une courbe exploitable (soit de une à cinq fois). Lorsque la série de mesures est terminée, la main est détachée, débarrassée des clamps et fiches, marquée puis congelée.

L'eau du bain devient rapidement sale. Elle doit être vidangée tous les jours et remplacée par du sérum physiologique frais avant chaque séance. Les éléments sont nettoyés à l'eau de Javel diluée à la même fréquence.

2E Recueil et traitement des données

L'automate assure les mesures à intervalles réguliers, leur conversion en unités du système international puis leur stockage. La liaison informatique permet d'affecter ces valeurs dans un tableur puis de les traiter. Les mesures n'étant enregistrées qu'après avoir dépassé un seuil, le début de l'enregistrement correspond au début de la flexion. La fin de l'enregistrement est connue. La motricité assurée par le vérin étant linéaire, il est aisé de convertir le temps de chaque mesure en distance parcourue par le vérin. On constitue ainsi une courbe des contraintes en fonction de l'excursion tendineuse, correspondant à une phase complète de flexion digitale.

Ainsi, la courbe contrainte – excursion est caractérisée par :

- Abscisse = déplacement du vérin en millimètres. Le temps entre deux mesures est constant de 100 ms, et la vitesse de déplacement du vérin est fixée par l'utilisateur au début de l'expérience. Après plusieurs essais de mise au point, la vitesse n'est pas apparue comme un facteur responsable de variations des résultats. Nous avons par la suite appliqué une vitesse constante pour tous les essais de 0,66 mm/s, qui correspond à la vitesse de 40 cm/minute la plus couramment utilisée dans les autres études mesurant le travail en flexion. Cette vitesse est relativement lente. Elle permet donc d'avoir une mesure du travail plus précise qu'avec des vitesses plus rapides, bien que la forme des courbes obtenues soit superposable. Nous avons également testé des vitesses plus lentes, mais la limite de 1500 mesures devient insuffisante à faible vitesse.
- Ordonnée = contraintes, exprimées en grammes. Il est facile de les convertir en Newton en sachant que $1 \text{ kg} = 9,81 \text{ N}$.

- Point de départ des mesures = seuil minimum correspondant aux frottements dans la machine. Ils correspondent environ à 100 grammes. Dès que les contraintes dépassent 100 g l'automate les enregistre toutes les 100 ms jusqu'à remplir les 1500 cases de la mémoire.
- Point final des mesures = La 1500^{ème} mesure enregistrée. La course du vérin peut être stoppée avant la fin des mesures à une valeur de contrainte déterminée. Elle est stoppée à 25 ou 30 N, et parfois poussée jusqu'à 50 N, limite de la plage d'efficacité de la jauge de contraintes.

Le travail en flexion est calculé simplement par addition des mesures de contraintes recueillies à chaque intervalle de temps, entre le temps zéro d'extension complète et le contact pulpo-palmaire. Il est ensuite converti pour s'exprimer en Newton mètre (Nm).

Les mesures sont répétées après suture du tendon. Les deux courbes, avant et après suture, sont comparées sur un même graphique. Leurs points initiaux sont superposables grâce au seuil de départ identique des enregistrements. La détermination d'une limite finale commune est alors aisée au niveau de la partie la plus horizontale de la courbe. Le point final du calcul est situé après le passage de la suture sous A2, matérialisé sur la courbe par un plateau surélevé, et avant le point d'inflexion, marqué par des perturbations à type d'ondulations. Ce point correspond à une excursion d'environ 2 cm. La différence entre le travail du tendon suturé et le travail du tendon sain (ou Delta du travail) est divisée par le travail du tendon sain. On calcul ainsi l'augmentation du travail, exprimée en pourcentage, conséquence de la section tendineuse et de sa réparation.

Ces mesures sont ensuite regroupées selon le type de suture et le doigt réparé. Chaque groupe se caractérise par un effectif inférieur ou égal à 20. Les statistiques sont effectuées sur les valeurs des échantillons de chaque groupe. Une première comparaison globale par un test ANVA (ou ANOVA) d'analyse de la variance paramétrique à un facteur permet de déterminer l'existence de résultats significativement différents. Ces différences sont ensuite précisées par un test *t* « protégé » de STUDENT, *p* étant inférieur à 5%. Les tests statistiques sont réalisés grâce au logiciel SESIM-STATS mis au point par le professeur LEGRAS.

RÉSULTATS

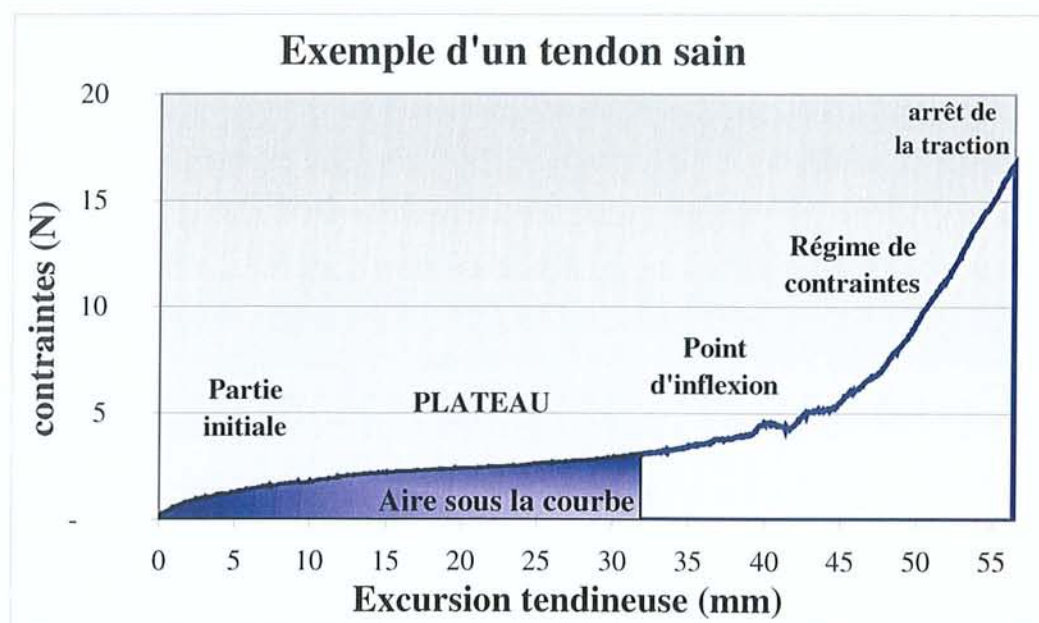
1 Test tendon sain

1A Allure de la courbe contrainte – excursion tendineuse

L'allure de la courbe avec un tendon sain est globalement une hyperbole. Sa partie initiale très courte s'élève rapidement jusqu'à 2 N. Elle correspond à la mise en mouvement du doigt. Elle est suivie d'un plateau très long, environ 4 cm, légèrement ascendant de 2 à 4 N. Ce plateau correspond à la flexion digitale, de l'extension complète jusqu'au contact palmaire. Ce mouvement s'effectue presque sans perte d'énergie, avec un niveau de contrainte quasi-constant.

Au moment du contact pulpo-palmaire, un point d'inflexion précède une élévation très rapide des contraintes. Le contact visuel est moins précis que la détermination du point d'inflexion. Le moment où la pulpe touche la paume correspond à une poursuite du régime de contraintes initiales, néanmoins à un niveau légèrement plus élevé. On observe des irrégularités de type ondulations sur la courbe de contrainte, jusque là très plate, qui correspondent visuellement à l'écrasement des parties molles. Cette partie est très courte, généralement moins de 1 cm, et dure une quinzaine de secondes.

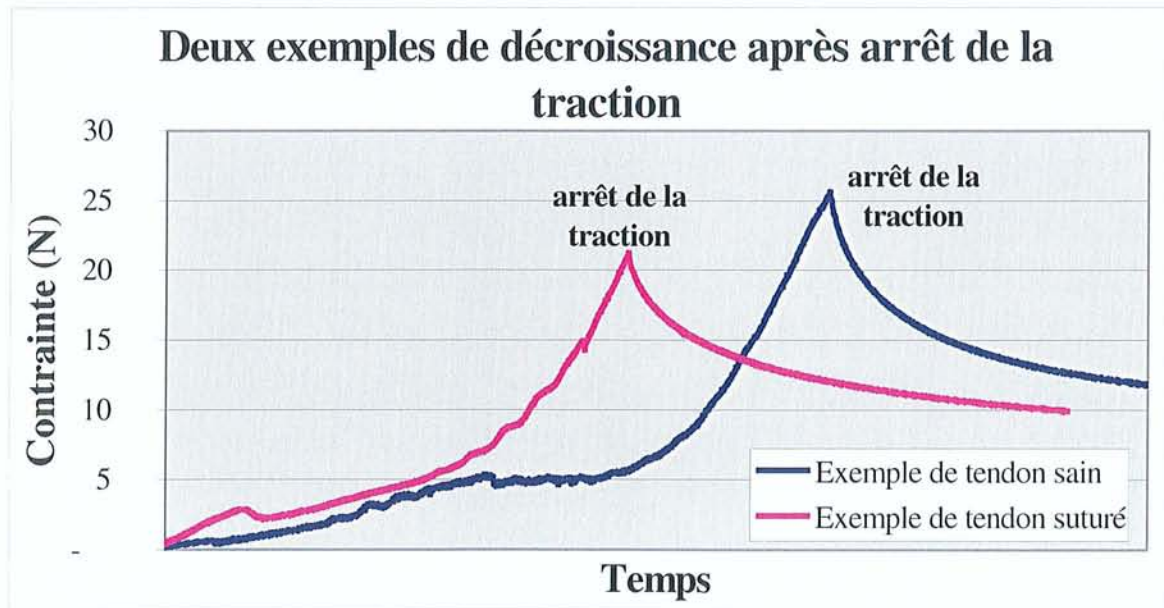
Après crispation du doigt dans la paume, les déplacements du vérin ne se transmettent plus au doigt. Celui-ci demeure immobile, le déplacement du vérin est absorbé par les parties molles et se traduit par une élévation exponentielle des contraintes. Les contraintes sont vite très élevées, et on peut atteindre des niveaux « supra-physiologiques ». Il est impensable qu'un muscle dans ses conditions physiologiques de fonctionnement puisse produire une telle traction. D'ailleurs l'excursion nécessaire pour y parvenir (environ 70 mm) est supérieure au raccourcissement maximal du corps musculaire.



1B Propriétés viscoélastiques du tendon

Avec cette méthode on retrouve les propriétés viscoélastiques du tendon. Celles-ci sont liées au comportement du tendon selon la vitesse du déplacement. La déformation liée à la mise sous tension du tendon se poursuit par une phase de relaxation à la fin du mouvement. Elle se traduit sur la courbe des contraintes en fonction du temps par une diminution hyperbolique dès la fin de la traction, et disparaît des courbes contrainte – excursion car le déplacement est nul. Au maximum nous avons observé une diminution de moitié du niveau de contraintes après 60 secondes, le vérin étant immobile depuis la fin de son mouvement. Il faut ajouter qu'à la relaxation du tendon, du à ses propriétés viscoélastiques, se superpose la relaxation des parties molles écrasées. Il n'est donc pas possible de quantifier ces propriétés avec notre modèle. Le modèle linéaire est préférable pour ces analyses.

La déformation viscoélastique est proportionnelle à la vitesse de la force. Pour la limiter il faut appliquer la contrainte avec une vitesse la plus faible possible. Ainsi, nous avons constaté que l'effet viscoélastique est très prononcé à la vitesse de 1 mm/s, et devient plus acceptable à 0,66 mm/s. De plus, à vitesse lente, la phase de plateau correspondant à l'enroulement des doigts est plus marquée. Les comparaisons à faible vitesse sont donc plus précises. Cependant, il ne faut pas que la vitesse soit trop faible, devenant infra-physiologique.



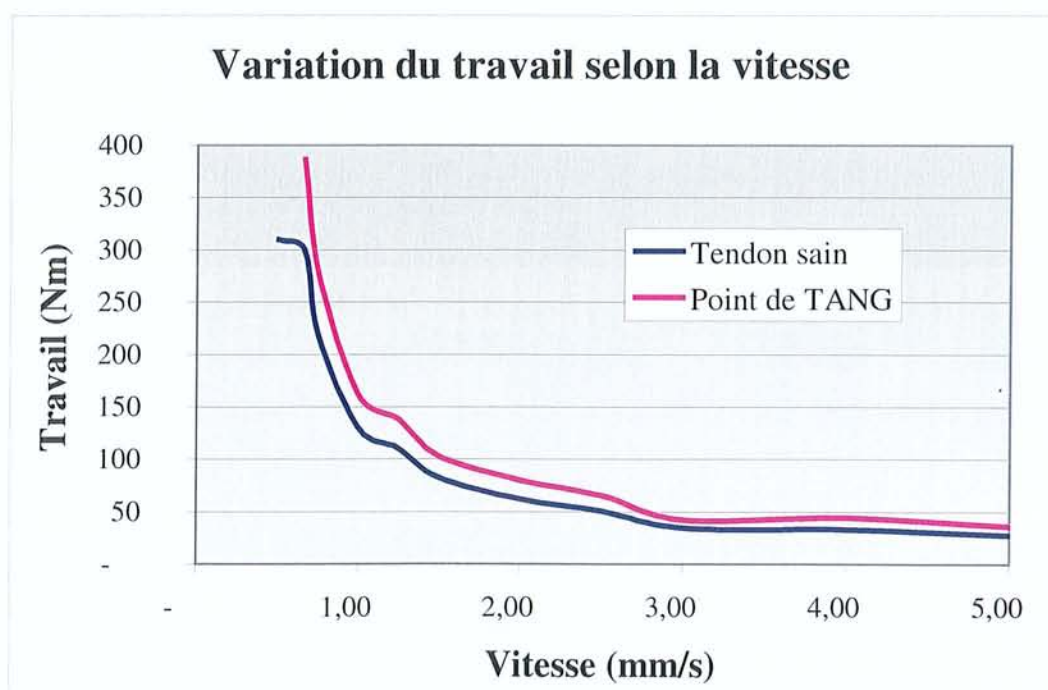
2 Résultats après réparation

2A Influence de la vitesse de l'essai

Nous avons comparé différentes vitesses sur des tendons sains puis suturés. Les vitesses comparées étaient : 0,50 mm/s, 0,66 mm/s, 0,75 mm/s, 1,00 mm/s, 1,25 mm/s, 1,50 mm/s, 2,00 mm/s, 2,50 mm/s, 3,00 mm/s, 4,00 mm/s et 5,00 mm/s.

Il n'existait pas de différence significative entre les pourcentages d'augmentation du travail en flexion selon la vitesse de l'essai.

Vitesse (mm/s)	Travail du Tendon sain (Nm)	Travail après suture (point de TANG)	Augmentation du travail
0,50	310		
0,66	300	386	29%
0,75	218	276	27%
1,00	130	161	24%
1,25	110	138	25%
1,50	82	103	25%
2,00	62	80	28%
2,50	50	65	29%
3,00	35	42	22%
4,00	33	44	35%
5,00	27	36	32%



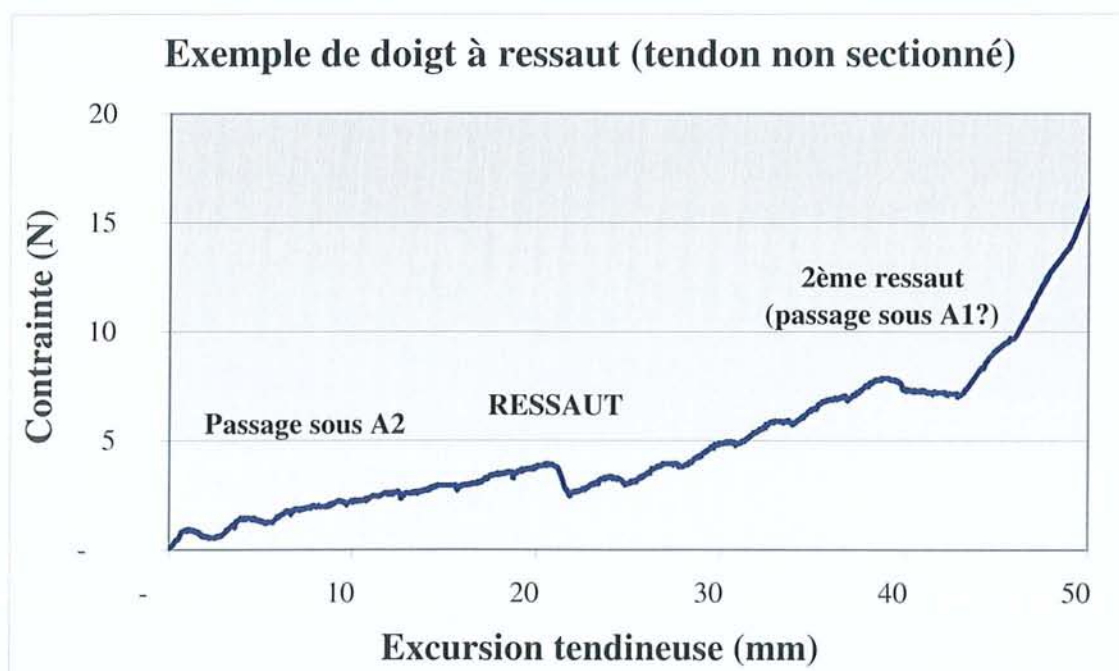
2B Aspect de divers événements intercurrents sur la courbe de contraintes

Plusieurs altérations inattendues ont été notées sur les courbes. Il s'agissait d'événements mécaniques impliquant la machine ou les tendons.

2B1 Doigt à ressaut

Nous avons découvert fortuitement une tendinopathie nodulaire du FCP d'un annulaire. Le ressaut se traduisait sur la courbe contrainte - excursion par une altération de la partie en plateau. Le ressaut clinique est précédé par une onde positive et suivi d'une onde négative par rapport au niveau basal des contraintes. À l'exploration le tendon FCP présentait un épaississement nodulaire assez volumineux, proche de A3, qui entraînait un ressaut en sortant de la poulie A2. Les perturbations étaient situées vers 3 cm d'excursion tendineuse.

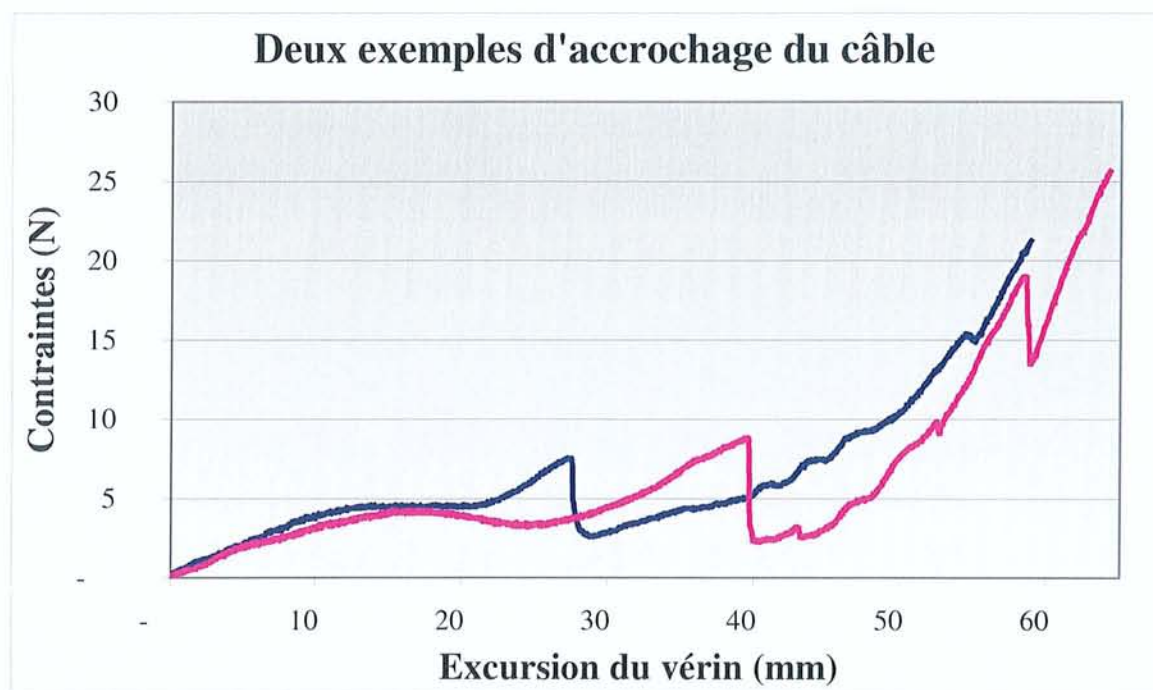
Les perturbations des mesures du travail induites par la tendinopathie sont difficilement quantifiables. Il y a un risque de surévaluation par encombrement du canal digital, mais également de sous-estimation en raison des perturbations de la courbe de base. Ces risques d'erreur nous ont conduit à écarter ce doigt de nos résultats.



2B2 Blocage du câble par conflit avec la poulie

Le câble d'acier inoxydable est sujet à la fatigue après de multiples expérimentations. Il présente parfois une déformation hélicoïdale qui peut le faire dérailler de son rail dans la poulie. Il est alors susceptible de se coincer entre la joue de la poulie et le guide.

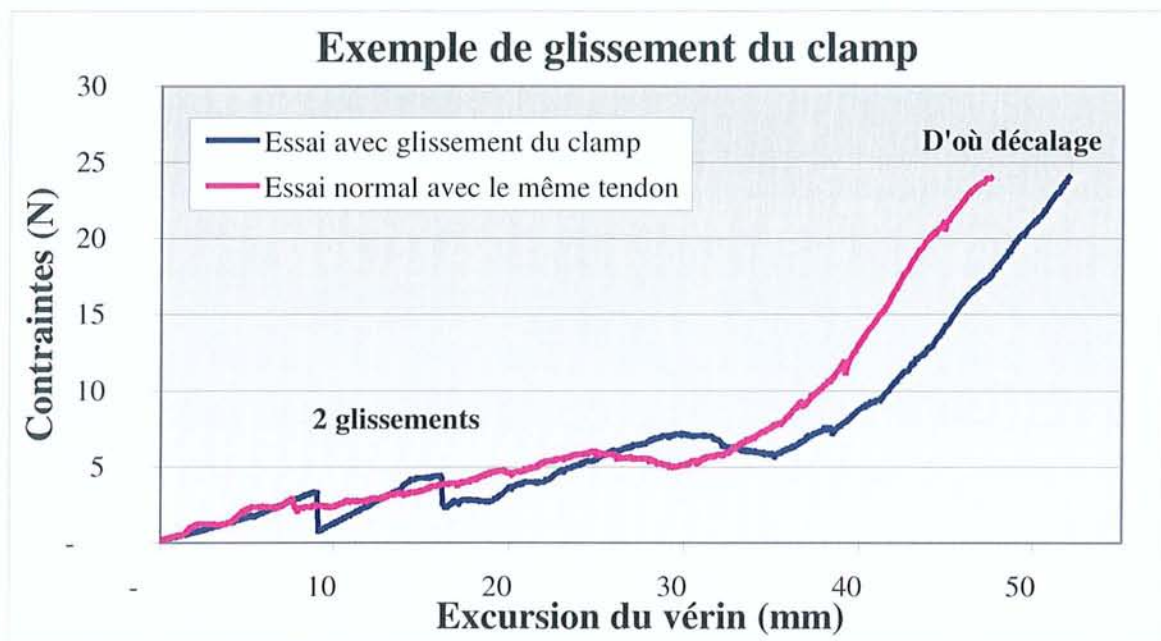
Cet accident se traduit sur la courbe par une élévation très rapide des contraintes. Dès que le câble se libère la diminution des contraintes est instantanée jusqu'à un niveau inférieur à la courbe de base, puis se normalise rapidement. Un petit accroc sur la courbe n'est pas néfaste aux mesures, par contre un blocage plus important empêche l'exploitation de la courbe. Dans ce cas l'essai doit être refait.



2B3 Lâchage du clamp

Le clamp a parfois failli, glissant sur le tendon. Il s'agissait toujours de petits tendons, généralement de l'annulaire, dans une petite main et le clamp était fixé distalement au niveau de la lame tendino-musculaire, particulièrement fine.

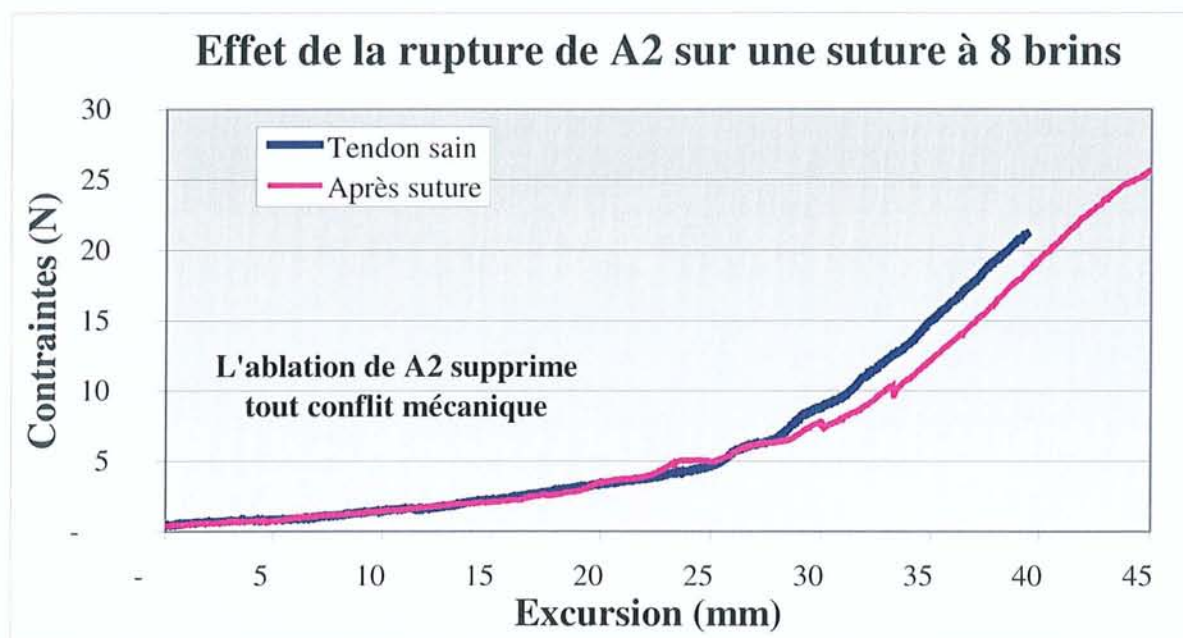
L'aspect sur la courbe contrainte - temps est un décalage vers le bas, qui traduit une diminution brutale des contraintes à excursion constante du vérin. Cet incident n'est en théorie pas visible sur les courbes contrainte – excursion tendineuse, l'excursion demeurant constante. De plus il survient souvent à contrainte élevée, hors des limites de calcul du travail.



2B4 Arrachage d'une poulie A2

Nous avons involontairement arraché une poulie A2 lors de manœuvres peropératoires. Il s'agissait d'une suture à 8 brins particulièrement volumineuse pour l'auriculaire d'une petite main. L'arrachage s'est produit en tentant de faire coulisser la suture sous la poulie A2. L'inadéquation de taille était trop importante.

Après arrachage de A2, tout signe de conflit a disparu, cliniquement et biomécaniquement. Le travail en flexion a même subi une diminution de 3,5% par rapport à son état tendon sain. En conséquence, les résultats de ce tendon n'ont pas été retenus.



2B5 Maladie de Dupuytren

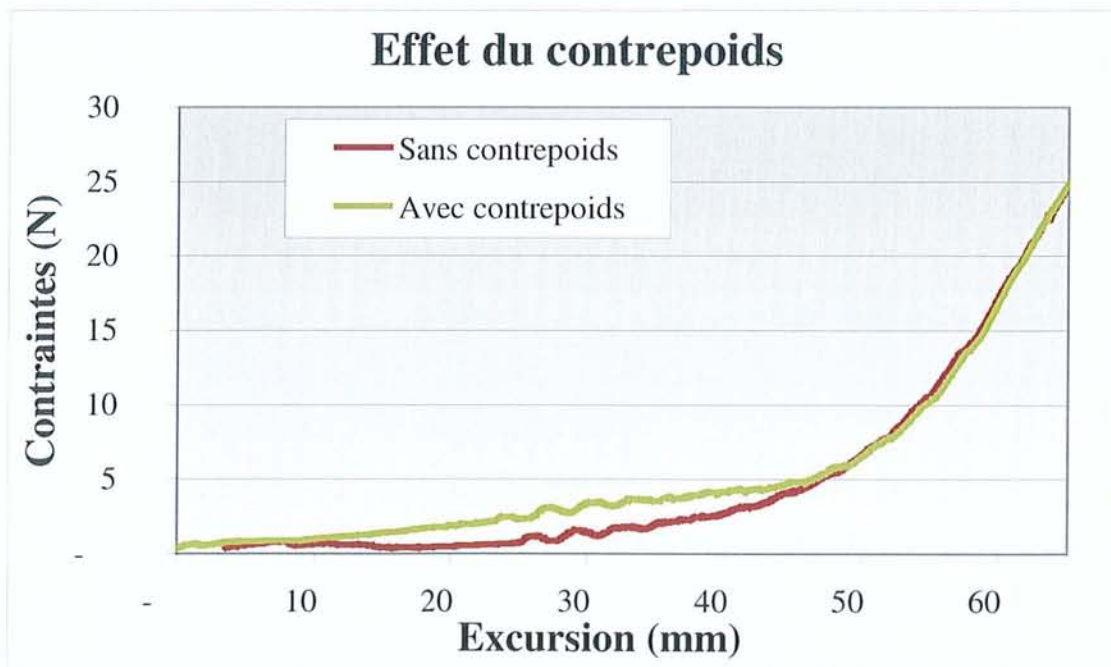
Il existait un cas de maladie de Dupuytren de stade 1 avec une corde digito-palmaire unique sur le cinquième rayon. Après aponévrectomie les tests biomécaniques étaient d'apparence normale.

Il n'y a donc pas de retentissement biomécanique sur les tendons fléchisseurs après aponévrectomie pour maladie de Dupuytren.

2B6 Effet de l'absence de contrepoids

Le contrepoids modifie le comportement digital. Le tonus extenseur extrinsèque s'oppose à la flexion. Celle-ci s'effectue donc à contrainte supérieure pour lutter contre le poids. Cet effet est surtout sensible dans les parties initiales de la courbe. Ainsi, en l'absence de contrepoids, on observe un départ plus tardif de l'enregistrement en raison de la diminution du niveau des contraintes. Une fois corrigé ce décalage du départ (comme sur le schéma ci-dessous), le régime de contraintes inférieur persiste en phase mobile.

Après contact palmaire, l'effet de contre-appui devient prépondérant, et l'absence de contrepoids négligeable. En conséquence, le contrepoids est facultatif pour étudier le régime de fortes contraintes du doigt (mesure de la résistance à la rupture par exemple). Il est par contre indispensable pour mesurer le travail pendant la flexion du doigt.



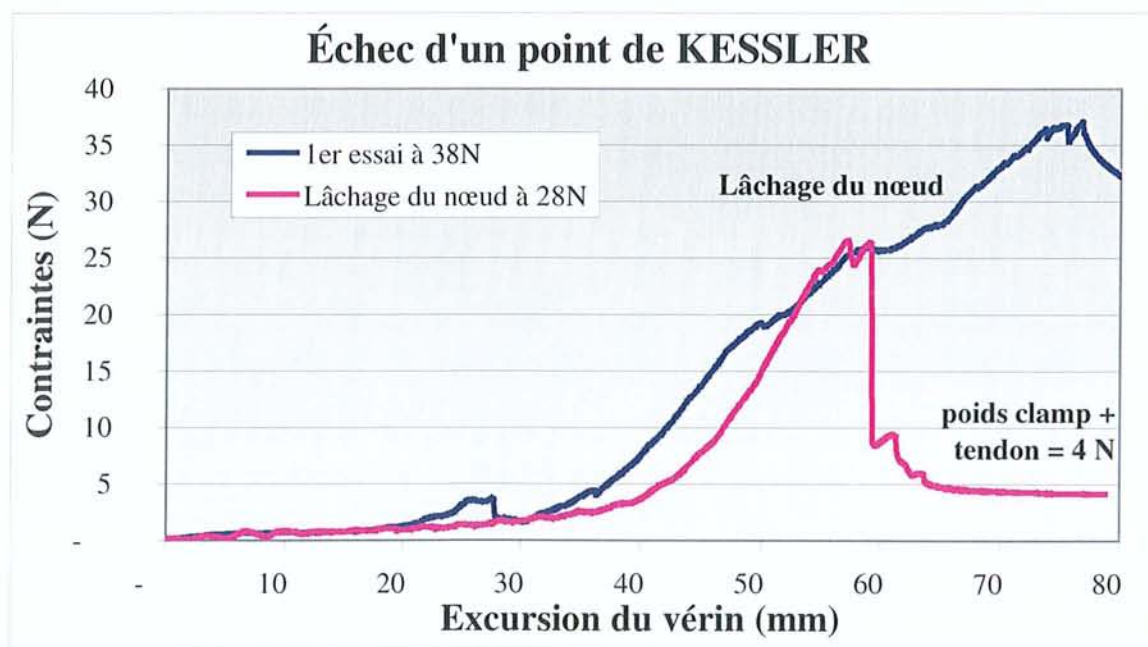
2C Rupture de la suture : effet de fatigue de la suture

Nous n'avons observé que deux ruptures des sutures, bien que tous les essais aient atteint 25 ou 30 N. Les sutures, notamment à 2 brins, ont toujours résisté à ces contraintes lors du premier essai. De plus, quelques essais ont été menés au delà de ces limites :

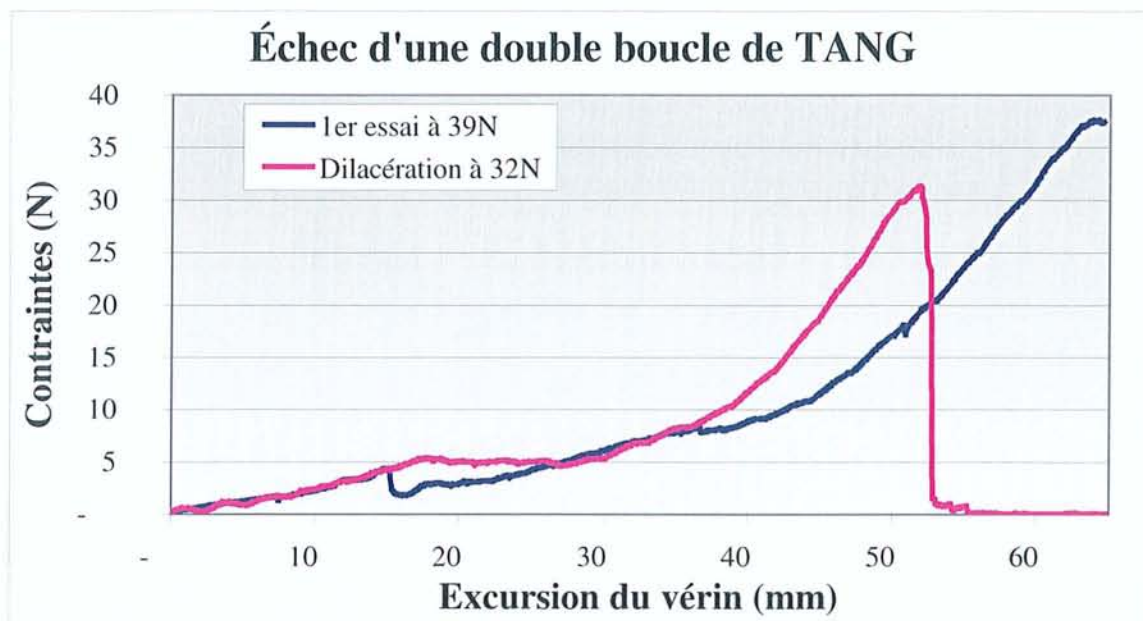
- deux sutures à 2 brins ont résisté à 37,8 N et à 38,7 N,
- cinq sutures à 4 brins ont résisté à 35,3 N, à 37,3 N, à 38,6 N, à 43,7 N et à 44,3 N,
- quatre sutures à 6 brins ont résisté à 33,5 N, à 44,3 N, lors de deux essais à 40,8 N puis à 44,3 N et à 44,3 N puis à 44,4 N,
- trois sutures à 8 brins ont résisté à 38,3 N, à 39,1 N et à 44,3 N.

Au cours de ces essais sous forte contrainte nous avons constaté 2 ruptures sur des tendons d'auriculaire. Elles sont survenues lors de l'essai suivant immédiatement une première contrainte élevée de plus de 35 N. Elles sont survenues à un niveau de contrainte plus faible que ce premier essai, vers 30 N :

- une suture à 2 brins a cédé à 28,1 N par lâchage du nœud après avoir résisté à 38,1 N lors du premier essai,



- une suture à 4 brins a cédé à 32,3 N par dilacération et arrachage des boucles autobloquantes après avoir résisté à 38,6 N lors du premier essai.



Parmi les autres types de sutures testées,

- le point de TSUGE a résisté jusqu'à 47,9 N avant de lâcher par dilacération,
- le point du MGH a résisté jusqu'à 39,2 N avant de casser. Cependant, le fil utilisé était de taille inférieure aux autres, décimale 1 au lieu de décimale 1,5.
- Le point cruciforme a résisté à 51,4 N.

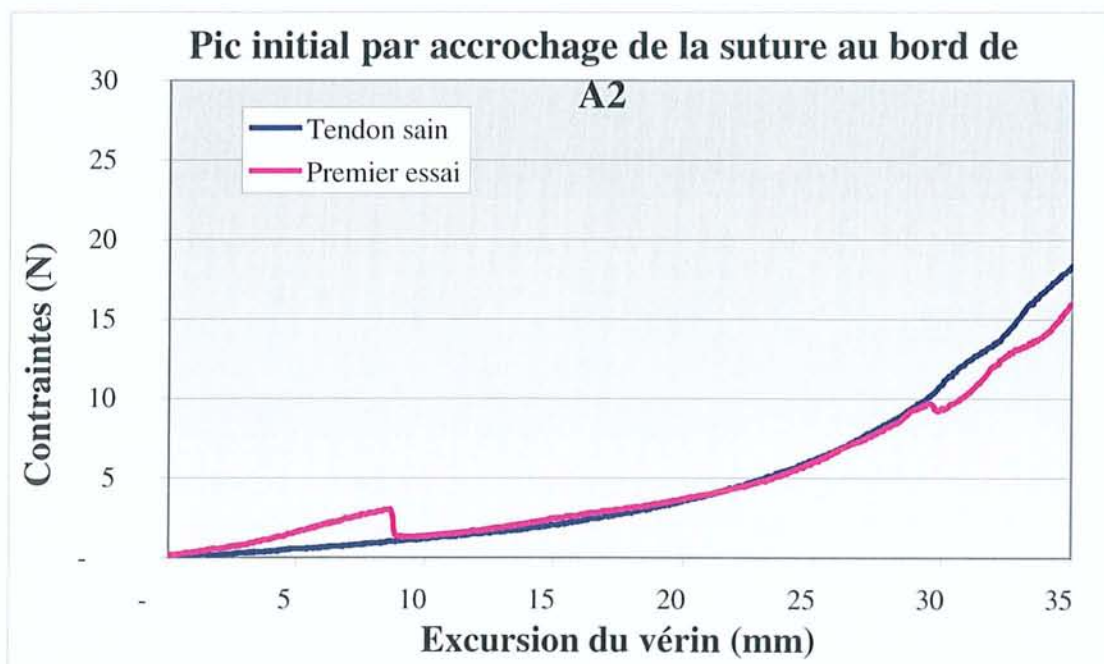
Ces constatations pourraient correspondre à un effet de fatigue de la suture. Cet effet se définit par une diminution de résistance de la suture après application d'une force supérieure à un seuil de fatigue, mais inférieure au seuil de rupture. Après avoir constaté cet effet de fatigue lié aux fortes contraintes, nous avons par la suite limité les essais à des contraintes de 25 N pour préserver les sutures. En effet, des explorations complémentaires de la résistance des sutures sont prévues avec une jauge de contraintes plus forte. De même, nous n'avons pas exploré plus avant ces propriétés de fatigue des sutures.

2D Différence entre le premier passage et les suivants : effet de précontrainte de la suture

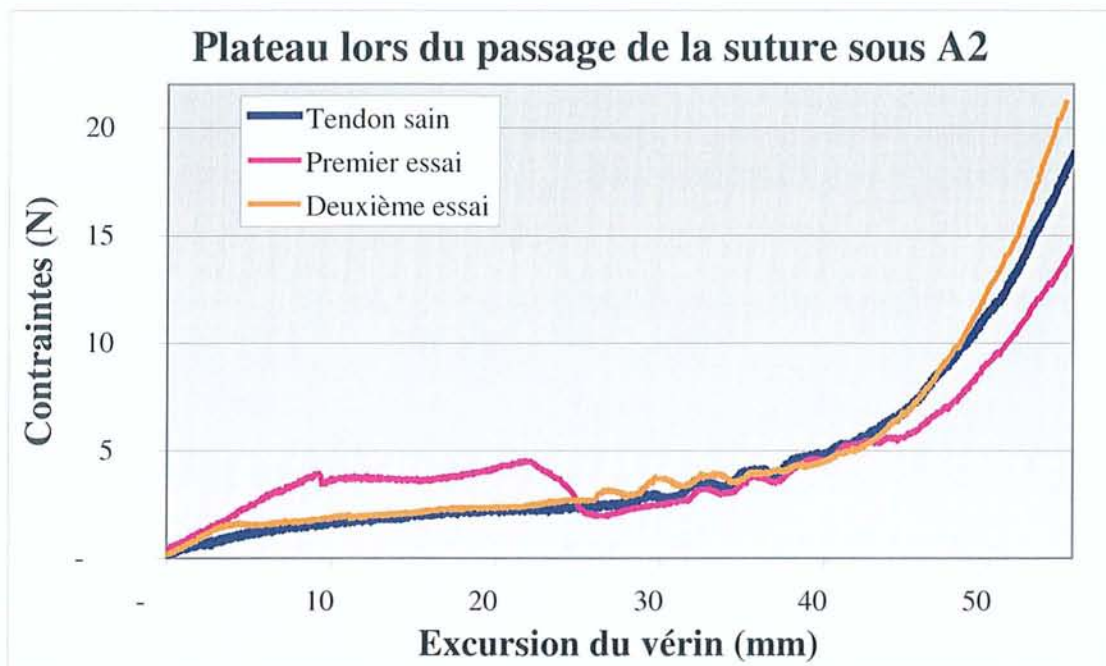
2D1 Mise en évidence

Nous avons constaté une grande différence entre le premier essai après réparation et les suivants. Cette différence n'apparaît pas à tous les essais. Elle n'est pas notée quand on a fait passer la suture sous A2 en peropérateur pour vérifier son libre coulissement. Elle est également absente si des tractions importantes sont exercées sur le FCP lors de l'installation de la main sur la machine. Par contre, cette différence est notée dans tous les cas où aucune contrainte n'a affecté le tendon FCP après sa suture. Elle est visualisée lors du premier essai qui suit la suture. Elle se traduit par deux altérations de la courbe contrainte - excursion tendineuse :

- un pic plus ou moins élevé et étendu, qui correspond à l'accrochage de la suture au bord libre de A2,



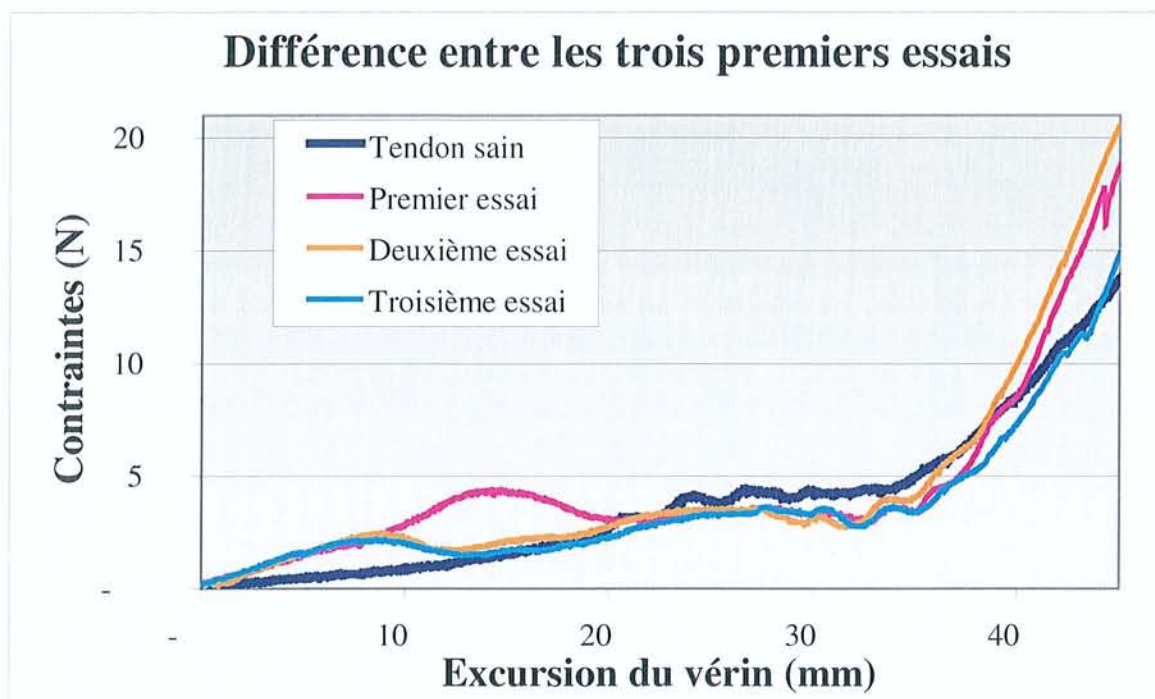
- ou un plateau, parfois associé à un pic initial, se prolongeant sur une longueur égale à la poulie A2.



Ces altérations sont situées dans la portion initiale de la courbe, avant 25 mm. Ensuite la courbe retrouve le niveau normal du plateau basal. C'est une zone de contraintes faibles, où le travail est parfois considérablement augmenté du fait de cet accident. On constate une augmentation moyenne du travail très élevée : $40,8\% \pm 14,9\%$ sur 41 échantillons (extrêmes de 17,1% à 73,9%).

Lors du deuxième essai, l'aspect des altérations diffère considérablement. La courbe peut être normalisée, avec un plateau ascendant sans accident visible, mais à un niveau légèrement supérieur au contrôle. Il peut aussi persister un accident résiduel, sous forme d'un pic peu prononcé le plus souvent. La diminution du travail entre le premier essai et les suivants a pu être chiffrée dans 24 cas en moyenne à $-21,9\% \pm 7,8\%$ (extrêmes de -38,4% à -7,8%).

Enfin, dans les essais suivants il n'y a plus de variations, les résultats du travail étant stables à partir du deuxième essai.



2D2 Selon le doigt

Dans le détail des résultats par doigt, l'augmentation de travail au premier essai semble plus marquée pour l'auriculaire ($47,2\% \pm 12,2\%$ sur 13 échantillons) que pour les autres doigts ($37,8\% \pm 16,8\%$ sur 28 échantillons).

De même, on retrouve la particularité de l'auriculaire pour l'amélioration au deuxième essai ($-27,9\% \pm 7,0\%$ sur 9 doigts contre $-18,4\% \pm 8,4\%$ sur 15 doigts).

2D3 Selon le type de suture

L'augmentation du travail au premier passage est nettement corrélée à la taille de la suture, définie par le nombre de brins. Ainsi, le travail est augmenté :

- dans 12 sutures à 2 brins de $29,8\% \pm 11,8\%$,
- dans 11 sutures à 4 brins de $38,9\% \pm 10,7\%$,
- dans 11 sutures à 6 brins de $45,4\% \pm 16,4\%$,
- dans 7 sutures à 8 brins de $55,1\% \pm 10,9\%$.

L'influence croisée du doigt et du type de suture n'est pas constante. Pour les sutures à 2 et 6 brins le retentissement prédomine sur le majeur et l'auriculaire. Alors que pour les sutures à 4 et 8 brins, l'augmentation est surtout le fait de l'index.

2E Augmentation du travail en flexion

Compte-tenu des différences constatées entre le premier passage et les suivants, les calculs n'ont porté que sur ces derniers. Cette particularité n'étant pas connue avant le début des expériences, elle n'a pu être planifiée et certains tendons n'ont été testés qu'une fois. Par conséquent les effectifs de chaque groupe sont parfois inférieurs aux 20 tendons prévus initialement.

La différence entre le premier essai et les suivants est due à une modification irréversible de la suture. Seule la suture est capable d'une modification plastique à faible contrainte (il faut environ 5 N pour faire franchir A2 à un tendon sain). La poulie est plus résistante mais son comportement est dit « fragile » car sa zone plastique de déformation avant rupture est négligeable. Ainsi la poulie A2 forcée lors de nos essais s'est arrachée sans se déformer.

Cette modification de la suture est acquise dès la première contrainte approchant 5 N, et se maintient stable lors des essais ultérieurs. Elle est donc irréversible. Il en résulte un régime de contraintes différent, plus favorable car nécessitant moins de travail pour fléchir le doigt. Les mouvements du doigt lors de la rééducation seront par la suite soumis à ce régime, représentant plus fidèlement l'état clinique. Ceci justifie de ne pas prendre en compte les premiers essais après suture dans le calcul global de l'augmentation du travail.

2E1 Travail en fonction du type de suture

Si l'on s'intéresse au type de suture, on constate la particularité des sutures à 2 brins, responsable de moins d'augmentation du travail que les autres. L'augmentation n'est que de $7,0\% \pm 2,8\%$ pour les 14 sutures à 2 brins, alors qu'elle est de $13,6\% \pm 5,2\%$ pour les 46 sutures multibrins.

Les tests statistiques révèlent une loi normale symétrique. Le test global ANOVA montre un effet très significatif de la méthode de suture sur l'augmentation du travail ($p=0,001$). Le test est « robuste », avec une normalité et égalité des variances relativement satisfaisantes. Il existe donc une différence significative entre les groupes suturés par la méthode classiques et par chaque méthode multibrins (voire tableau), sans différence entre les résultats des sutures multibrins.

SUTURE	échantillons	augmentation du travail	test <i>t</i> de STUDENT
2 brins	14	7,0% ± 2,8%	
4 brins	14	12,9% ± 4,7%	p=0,002
6 brins	15	14,0% ± 4,5%	p=0,002
8 brins	17	13,9% ± 6,2%	p=0,0002
TOTAL	60	12,1% ± 5,5%	

2E2 Travail en fonction du doigt

Les résultats globaux par doigt ne présentent pas de particularité significative. Ainsi, l'augmentation du travail pourtant importante au premier essai des auriculaires ne se retrouve pas lors des essais ultérieurs.

DOIGT	échantillons	augmentation du travail
Index	16	12,1% ± 6,7%
Majeur	16	13,5% ± 5,0%
Annulaire	14	11,2% ± 5,7%
Auriculaire	14	11,3% ± 4,4%
TOTAL	60	12,1% ± 5,5%

2E3 Travail en fonction du doigt et du type de suture

Lorsque l'on étudie l'influence croisée du type de suture et du doigt, on retrouve la spécificité de la suture classique à deux brins, quel que soit le doigt. Dans tous les cas les sutures multibrins ont un retentissement supérieure au point de KESSLER.

Deux associations sont associées à une augmentation de plus de 16% du travail :

- l'index suturé par la méthode de SAVAGE,
- le majeur suturé par le point de TANG ou de WINTERS.

Les associations les plus favorables sont :

- l'auriculaire suturé par le point de WINTERS,
- l'auriculaire avec le point de TANG,
- l'annulaire suturé par la méthode de SAVAGE,
- l'index et le point de TANG.

Le degré de significativité de ces différences n'a pu être déterminé en raison du contingent faible de chaque sous-groupe.

	INDEX	MAJEUR	ANNULAIRE	AURICULAIRE
2 brins	3 cas 6,8% ±4,0%	4 cas 6,7% ±3,5%	4 cas 6,1% ±1,9%	3 cas 8,7% ±2,4%
4 brins	5 cas 11,9% ±6,9%	3 cas 16,2% ±1,6%	3 cas 12,8% ±4,2%	3 cas 11,3% ±1,9%
6 brins	4 cas 16,0% ±7,4%	4 cas 13,7% ±2,5%	3 cas 11,8% ±4,5%	4 cas 13,8% ±3,0%
8 brins	4 cas 12,3% ±6,7%	5 cas 17,1% ±3,3%	4 cas 14,7% ±7,5%	4 cas 10,8% ±7,4%

3 Temps et complexité de réalisation des sutures

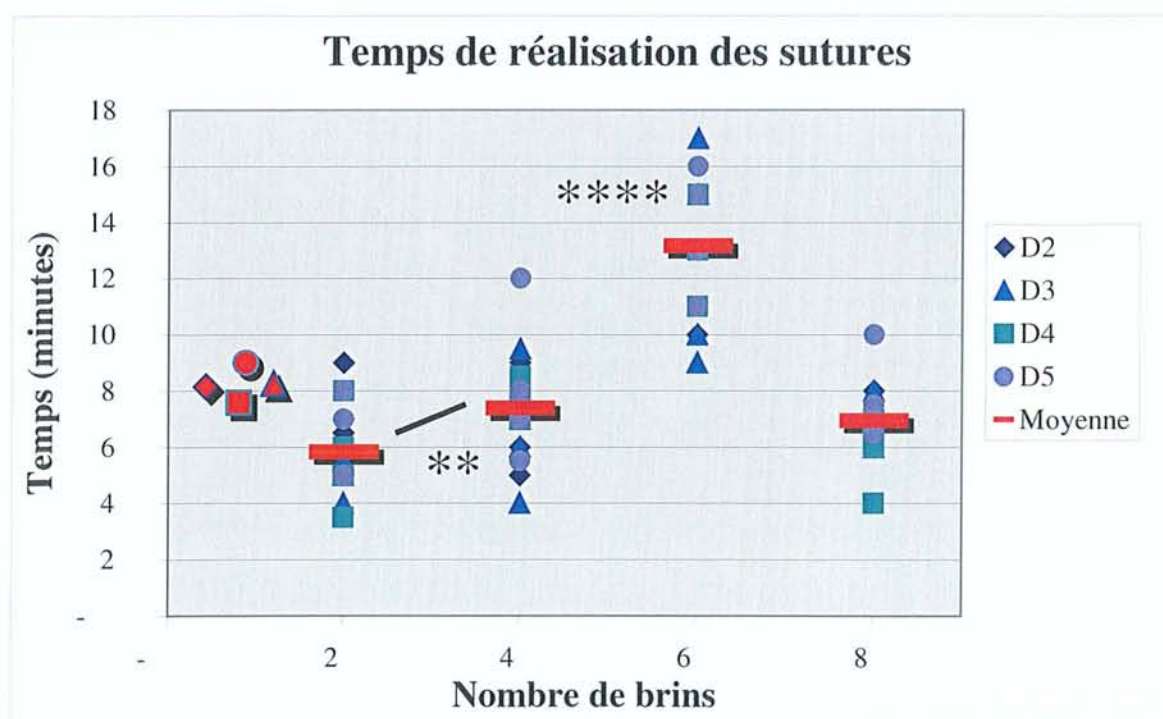
La rapidité d'une suture est un des paramètres les plus importants, de même que sa complexité, plus difficile à mesurer. Le temps de suture a été mesuré du début de la suture centrale jusqu'à la fin du surjet épitendineux. L'abord et la section du tendon sont exclus de cette durée.

3A Exposition du doigt

Les temps moyens sont comparables entre les trois doigts médians. Il n'y a pas d'influence notable du type de suture en fonction du doigt.

L'exiguïté connue de certains auriculaires se traduit par une moyenne légèrement plus élevée. Ceci est surtout le fait des sutures à 6 et 8 brins, les moins adaptées à la taille parfois petite de l'auriculaire.

3B Rapidité et facilité d'exécution des techniques de suture



Temps de réalisation des sutures : les étoiles montrent le degré de signification entre les temps de la suture à 6 brins et des trois autres ($p < 0,001\%$), entre celles à 2 et à 4 brins ($p = 1\%$). Il n'y a pas de différence significative entre les sutures à 2 brins et à 8 brins.

Il existe une différence nette entre la technique de SAVAGE et les autres. Pour confectionner ses multiples boucles réparties sur la circonférence, il faut 25 passages successifs. Le temps de réalisation est donc important, presque le double des autres sutures. Le test ANOVA réalisé dans des conditions acceptables de normalité et d'égalité des variances est très significatif ($p < 0,00001$). La durée de réalisation du point de SAVAGE est très significativement supérieure à chacune des autres techniques ($p < 0,00001$). De plus la complexité de cette suture est indéniable. Ses multiples boucles ont autant de risques de s'accrocher aux protubérances du champ opératoire. Les incidents au cours de la suture sont particulièrement nombreux et la retardent d'autant. De plus, l'exposition et les manipulations du tendon sont bien plus importantes pour réaliser ce point.

En comparaison, les autres sutures sont faciles. Il est clair que le point de KESSLER est le plus facile et le plus rapide de tous. Il est significativement plus rapide que la double boucle de TANG ($p = 0,01$), mais la différence avec la technique de WINTERS n'est pas significative. Les 6 minutes de réalisation moyenne d'un point de KESSLER modifié se composent d'environ 3 minutes pour la suture centrale et 3 minutes pour le surjet épitendineux. Le temps effectif de réalisation pour la suture centrale est donc d'environ :

- 3 minutes pour le point de KESSLER,
- 4 minutes pour le point de WINTERS,
- 4 minutes 30 secondes pour le point de TANG double boucle,
- 10 minutes pour le point de SAVAGE.

Ces temps reflètent mieux la complexité et la pénibilité de réalisation. Ainsi, le point de WINTERS est (légèrement) plus aisé que celui de TANG. En effet, le problème principal du point de TANG est la gestion des deux boucles qu'il ne faut pas emmêler, et des quatre brins lors de la réalisation des nœuds. Le point de WINTERS est bien plus simple à confectionner. Il débute comme un point de KESSLER modifié, mais placé dans le plan dorsal du tendon. Il se poursuit simplement par un deuxième cadre plus ventral. Les seules difficultés concernent la suture des tendons fins, en particulier celui de l'auriculaire dans les petites mains, et le nœud très volumineux. Même s'il est noué dans la partie dorsale de la tranche de section, il affleure souvent à sa partie palmaire. Il doit être parfaitement recouvert par le surjet épitendineux. Globalement les difficultés du point de WINTERS sont moins gênantes que celles des autres sutures multibrins. Par exemple, le point MGH présente moins de difficultés que celui de SAVAGE, mais il est tout aussi long à confectionner.

DISCUSSION

1 Choix d'une méthode expérimentale

Plusieurs techniques de mesures biomécaniques et des propriétés de frottements ont été utilisées.

L'uniformité des protocoles n'existe pas. La comparaison des résultats est donc difficile (64, 119). De nombreux facteurs diffèrent, comme le tendon utilisé, la taille et le type de fil, la technique de suture et surtout la méthode d'expérimentation.

1A Méthode linéaire

La plupart des études biomécaniques expérimentent un tendon disséqué, *ex vivo*, selon un modèle non anatomique. Une tension linéaire est appliquée au tendon jusqu'à la rupture de la suture. La force à la rupture, le comportement de l'interface matériel implanté - tendon, la rigidité (module de Young) et la zone plastique (déformation sous contrainte) peuvent être déterminées. Il s'agit donc d'une expérimentation purement biomécanique des propriétés intrinsèques de l'interface suture - tendon.

De très nombreuses études de ce type existent dans la littérature. Elles explorent de nombreuses combinaisons de taille et de fil, de type de suture (dessin, nombre de brins et de boucles d'accrochage) et de surjet épitendineux. L'expérimentation peut être conduite sur un tendon frais de cadavre humain (117, 127, 135). On peut ainsi déterminer la résistance de la suture au temps zéro, c'est à dire sans tenir compte des réactions postopératoires ni de la cicatrisation. L'extrapolation des résultats de ces études à la clinique humaine semble d'autant plus difficile.

Pour dégager l'influence de ces variables, il faut un modèle animal *in vivo*. L'étude biomécanique d'un tendon en cours de réparation fournit une approximation des phénomènes rencontrés en pratique clinique. Ainsi l'hématome postopératoire, le mode de cicatrisation intrinsèque ou extrinsèque, la dégénérescence du tendon sectionné. On peut étudier les propriétés mécaniques de la suture au terme de la réparation. De plus, l'étude histologique de la zone de suture ou l'évaluation des propriétés de glissement complètent cet examen. Le modèle animal utilisé est très variable : lapin, patte de coq, mouton (101), porc (91, 97, 136), tendon d'Achille (61) ou fléchisseur de chien (5, 8, 28, 71, 90, 131).

Les études biomécaniques linéaires indiquent les sutures à 8 brins comme les plus résistantes parmi celles testées (28, 131). Les sutures à 2 brins sont les moins résistantes (131). Le point de KESSLER modifié est le plus souvent pris comme référentiel de comparaison avec les autres études. Ces comparaisons sont néanmoins hasardeuses lorsque les autres variables de l'étude diffèrent.

Les conclusions des études comparant une technique classique à une technique multibrins sont souvent sans appel. Selon les résultats des études *in vitro*, les points à 2 brins ne peuvent pas résister à une mobilisation active. Même une mobilisation passive aboutit à la rupture d'un point de KESSLER sur trois chez le chien. Selon la même étude, publiée par WINTERS, seul le point de WINTERS peut résister à une mobilisation active sans résistance (131). L'objectivité de telles études pose interrogation.

Parmi les sutures à 2 brins étudiées *in vitro* par une méthode linéaire, celle de BUNNELL est supérieure à celle de KESSLER dans deux études (60, 64). Cependant, les résultats sont contraires dans le modèle curvilinéaire. En raison de conflits entre le point de BUNNELL et les poulies, la technique de KESSLER présente de meilleurs résultats dans un modèle anatomique (50, 64, 122).

On atteint ici la limite du système linéaire, où les contraintes anatomiques ne sont pas respectées (22). Ainsi, l'influence de la flexion digitale et des poulies ne peut pas être négligée car affectant fortement le comportement du tendon. De plus, l'application d'une force progressive jusqu'à rupture ne reflète pas les contraintes physiologiques (14, 28, 64, 67). Par exemple, l'excursion tendineuse est limitée par la longueur du corps musculaire, la force par la position du muscle, son état physiologique (au repos ou chaud), par son entraînement et la répartition des fibres musculaires. Une faible vitesse de contraction favorise la relaxation des tissus, donc diminue le pic de force (67).

Ainsi l'évaluation linéaire *in vitro* de la résistance mécanique des sutures est artificielle et dépend de nombreux facteurs. La méthode linéaire est plus adaptée à la détermination de la rigidité de la réparation par le module de YOUNG. Les renseignements apportés par cette détermination sont plus informatifs que la force à la rupture, mais rarement mentionnés.

On peut donner à titre indicatif quelques exemples de résistance linéaire *in vitro* (fil central de taille 4/0 et surjet de taille 6/0) :

- TSUGE (2 brins) + surjet simple = 25 et 32 N (50, 123)
- KESSLER modifié (2 brins) + surjet simple = 14, 26, 28, 34 et 48 N (50, 101, 117, 123, 136)
+ surjet de LEMBERT = 33 N (8)
- ROBERTSON (4 brins) + surjet simple = 36 et 52 N (91, 136)
- BARMAKIAN (4 brins) + surjet de LEMBERT = 39 N (8)
- double boucle de TANG (4 brins) + surjet simple = 45 N (123)
- SAVAGE (6 brins) sans surjet = 34, 67 et 67 N (97, 120, 136)
- SAVAGE modifié (6 brins) + surjet simple = 58 N (135)
- LIM (6 brins) + surjet simple = 51 N (135).
- boucle multiple de TANG (6 brins) + surjet simple = 56 et 60 N
+ surjet croisé = 95 N
+ surjet de HALSTED = 117 N (117, 135)

1B Méthode cyclique

La contrainte appliquée au tendon peut être cyclique au lieu d'être progressive et constante. Les conditions expérimentales sont très variables. La contrainte peut être sinusoïdale ou en zigzag, de pic constant (89) ou progressivement croissant (92). Le tendon testé peut être humain frais (89, 92) ou d'animal (lapin, patte antérieure de chien, patte de coq).

Les contraintes cycliques se rapprochent des contraintes physiologiques en cours de rééducation. Elles sont répétées et plus faibles que la limite de résistance de la suture. On a constaté la formation d'espace dans la zone réparée puis sa rupture pour des contraintes significativement inférieures à celles mesurées dans les études linéaires (89, 92). La méthode cyclique, décrite par PRUITT, est donc plus sensible que la méthode linéaire pour dépister l'espace sous contrainte. Les informations des deux méthodes sont complémentaires. La méthode linéaire est plus proche d'une étude purement mécanique du comportement du matériau.

La formation d'espace sous contrainte dans la suture est responsable de mauvais résultats cliniques. Elle favorise la cicatrisation extrinsèque et diminue les propriétés de glissement (2, 9, 72, 89, 92, 127, 136). Le problème a été évoqué par MASON et SHEARON dès 1932 (75). Le taux de ténolyse secondaire est corrélé à l'espace dans la zone de suture (100). L'espace à partir duquel les résultats cliniques et biomécaniques se dégradent n'est pas clairement défini (100, 123). On trouve selon les études 1 mm (60), 2 mm (9, 16, 99), 3 mm (2, 22, 100, 123). Un espace de 3 mm est considéré par DINOPOULOS comme un signe de rupture (28). Dans une étude *in vivo*, GELBERMAN a déterminé que l'espace de 3 mm n'était pas associé à plus d'adhérences, ni à une atteinte du glissement, mais à une résistance inférieure (36). Les risques de l'espace sous contrainte comprennent donc les adhérences, mais également la rupture de la suture.

D'après LINDSAY, au moins 4 facteurs favorisent la formation d'espace (72) :

- rupture du matériel de suture,
- faute technique,
- mobilisation excessive,
- tension musculaire excessive, par exemple en cas de délai avant l'intervention qui s'accompagne d'une rétraction de l'extrémité proximale.

Les sutures à 2 brins se caractérisent par un espace sous contraintes cycliques supérieur aux sutures multibrins (119). Les méthodes à 8 brins sont plus efficaces que celles à 4 brins (16, 28). Parmi les sutures à 4 brins, les variantes du point de KESSLER sont moins efficaces que les points cruciformes (9). BARRIE attribue cette différence à la présence de deux fils dans les variantes du KESSLER, dont la tension n'est peut-être pas égale. L'avantage des sutures à un nœud est de mieux répartir les contraintes sur chaque brin, donc de mieux résister à l'espacement sous contrainte (9). D'après SANDERS, le point de SAVAGE résiste le mieux à la formation d'espace sous contrainte cyclique

(92). Cependant, l'extrapolation des résultats biomécaniques linéaires ou cycliques à la pratique clinique n'est pas directe. Il convient d'être prudent dans l'implication clinique des conclusions de ces études (25, 28, 64).

Les contraintes cycliques peuvent également être employées dans les modèles curvilinéaires (119, 128). CHOUEKA a appliqué des contraintes cycliques dans un modèle curvilinéaire « plus physiologique » pour déterminer l'espace sous contrainte et la force à la rupture (22). La force à la rupture après 100 cycles de contraintes faibles était pour le point de KESSLER de 34 N, pour celui de STRICKLAND (2 brins) de 30 N et pour le BECKER modifié de 76 N. Il a de plus constitué une courbe d'équivalence entre la force de la pince et la contrainte sur le tendon sain. Dans sa courbe le contact entre la pulpe et le capteur, situé à 1 cm de la paume, est atteint pour une contrainte de 4,3 N. Une pince de 4 N nécessite une contrainte de 14 N. L'élévation est ensuite parabolique jusqu'à une pince de 24 N obtenue par une contrainte de 53 N.

1C Méthode angulaire

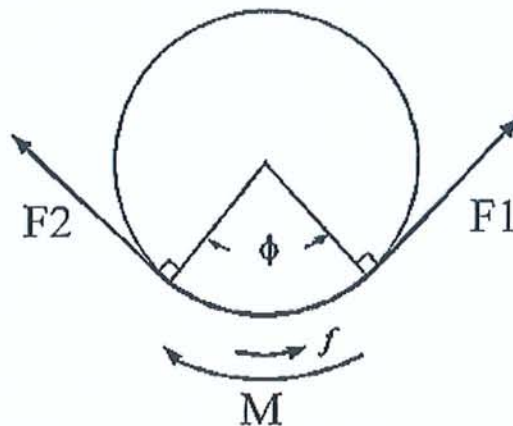
Il s'agit d'appliquer *in vitro* une force progressive jusqu'à rupture d'un tendon placé contre une poulie en regard de la suture (113, 135). L'angle d'application de la force est donc variable. Une poulie de rayon 2 cm mime l'angulation du FCP en regard de la MP et de l'IPP pendant la flexion digitale (113).

Ce type d'expérience tient compte de l'influence de la position fléchie du doigt sur le comportement du FCP. On sait qu'en flexion la moitié palmaire du tendon est soumise à des forces de compression, donc le régime de contraintes y est diminué. La partie dorsale est par contre soumise à un régime de traction plus important. Le placement du fil central au sein du tendon a donc un retentissement sur la résistance de la suture. Le placement palmaire des sutures (comme dans les techniques de KESSLER, TSUGE ou LIM) est moins efficace que le placement dorsal (135). Les applications pratiques de cette découverte sont importantes, avec la description de variantes techniques où le fil central est placé dorsalement (point de TANG double brin par exemple).

1D Méthode de la poulie

La méthode de la poulie consiste à étudier la force nécessaire pour mobiliser un tendon isolé qui frotte sur la poulie A2 disséquée. Ce protocole étudie spécifiquement les frottements entre la surface du tendon et la face profonde de la poulie, recouverte de fibrocartilage. Cette interface présente normalement très peu de frottements, et la force nécessaire pour mobiliser le tendon est faible. Après suture, la force requise augmente en proportion de la détérioration de l'interface épitendon - poulie.

L'étude utilise un tendon de cadavre (23, 33, 138) ou d'animal (82). La poulie A2 est prélevée en préservant son insertion sur la phalange proximale. La gaine synoviale est excisée. Le tendon, sain puis suturé, est glissé dans la poulie. Il forme un angle variable au contact de celle-ci. Cet angle permet de moduler la force des frottements, qui augmentent avec l'angulation en proportion de la composante orthogonale des contraintes. L'expérience se déroule dans un bain salé, idéalement à 37°C. La tension constante à une extrémité est fournie par un poids fixe. L'autre extrémité est tractée selon une vitesse fixe, reliée à un capteur de force.



Le calcul des frottements diffère selon les auteurs. Dans le protocole de ZHAO (138), la résistance au glissement est proportionnelle à la moitié de la différence entre la force mesurée dans le sens de la traction (ou flexion) et de sa relaxation (ou extension).

Selon COERT (23), le coefficient de frottement μ est présent dans la formule $\ln(F_2/F_1) = \mu\phi$, où F_1 et F_2 sont les forces qui s'appliquent à chacune des cordes, le mouvement s'effectuant de F_2 vers F_1 , ϕ est l'angle entre les deux cordes. La représentation graphique de μ est la pente de la courbe F_2/F_1 (avec une échelle logarithmique) en fonction de ϕ . Il est calculé statistiquement par la méthode des moindres carrés. Pour mesurer le coefficient de friction μ , il est ainsi nécessaire de répéter les mesures avec différents angles ϕ .



MOMOSE a étudié les frottements de différents fils et nœuds (82). Les frottements sont corrélés à la taille du fil, à son tressage (Ticron[®] et Mersilène[®] comparés au Nylon), à la position palmaire et au nombre des nœuds. Pour limiter l'influence du type de fil dans notre étude nous avons toujours utilisé le même PDS[®]. Par contre, le placement du fil était palmaire pour le point de KESSLER modifié, dorsal pour celui de TANG et mixte pour les autres. Le nœud était toujours enfoui sauf pour le point de TANG où il était dorsolatéral. Nous n'avons pas retrouvé l'influence de ces paramètres, dans la mesure où les frottements étaient inférieurs avec la méthode de KESSLER et semblables entre les méthodes multibrins.

COERT a mesuré, après réparation par un point de KESSLER modifié 4/0 avec un surjet simple 6/0, un coefficient de friction significativement augmenté par rapport au tendon sain (23). Cependant, cette différence n'est pas stable avec l'excursion. Le coefficient de friction tend à augmenter avec l'excursion du tendon sain, alors qu'il demeure stable pour le tendon réparé. Ainsi, alors qu'il existe une différence significative pour un passage partiel sous la poulie A2, cette différence disparaît après un passage complet. La résistance due aux frottements augmente de 50 à 100% après réparation. Elle augmente également en fonction de l'angle que fait le tendon avec la poulie.

COERT montre de plus le caractère informatif de la forme de la courbe de force, qui suggère déformation et irrégularité du tendon réparé. Ceci a été confirmé par WILLIAMS qui retrouve un pic lors du franchissement par la suture du bord de la poulie, puis un plateau tant que la poulie franchit A2 (130). Nous avons mis en évidence des motifs semblables par leur forme, pic et plateau, et leur origine, conflit entre la suture et la poulie A2. Même l'intensité des variations, de 0 à 4,5 N, est semblable à celle que nous avons mesurée. Cependant notre méthode est plus informative que celle de la poulie car elle explore toutes les phases de la flexion digitale dans un même essai. De plus nous prenons mieux en compte la flexion digitale dans sa progression angulaire. Ne considérer qu'une angulation fixe revient à dissocier artificiellement les dimensions spatiale et temporelle du mouvement, qui sont liées.

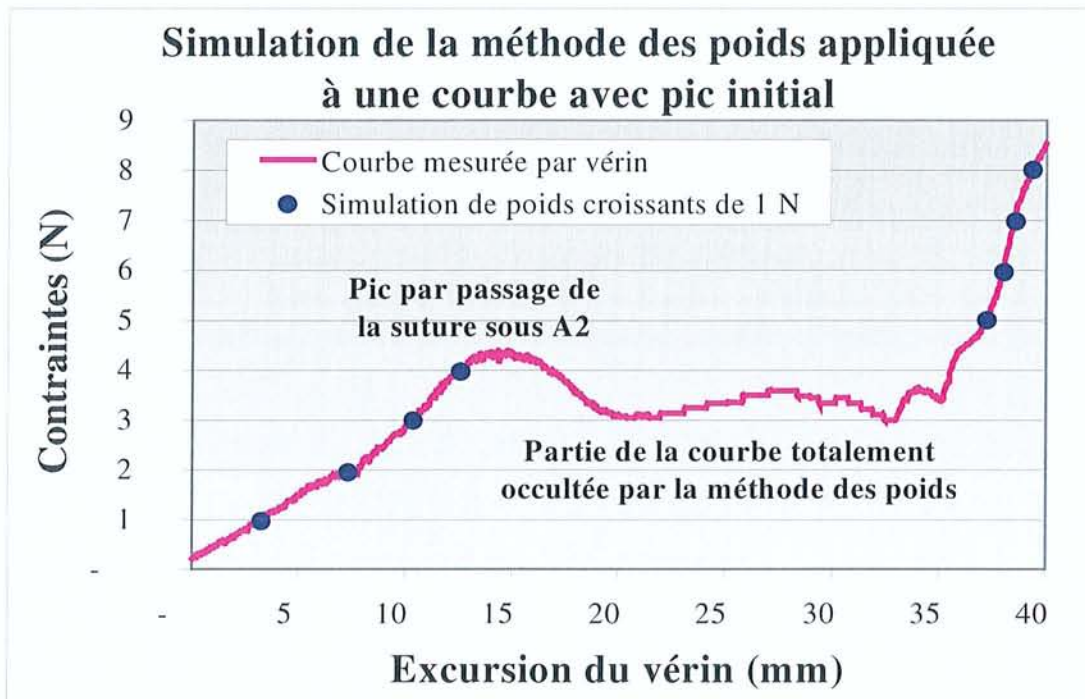
1E Méthode curvilinéaire *in situ* de détermination de l'excursion relative et de l'angulation relative par accrochage de poids

C'est une méthode anatomique, qui permet d'appréhender globalement les phénomènes de glissement du tendon. Le système utilise un doigt de cadavre frais désarticulé en MP (81, 83, 93) ou une patte d'animal, poulet (114, 116, 134) ou chien (15, 36, 39, 131, 132, 139). Une force est appliquée aux tendons fléchisseurs, et le résultat s'exprime selon l'angulation articulaire et l'excursion du tendon qui en résultent. En cas de frottements augmentés, la même force entraînera moins de course du tendon, car freiné, donc moins d'angulation. Autrement dit, il faut un travail supplémentaire pour vaincre les frottements induits par la suture (93).

Dans ce protocole on accroche un poids fixe à l'extrémité proximale du tendon. Cette technique ne nécessite pas de capteur de force ni de déplacement. La mesure est visuelle par goniomètre ou vidéoassistée, électronique par capteur de rotation (132) ou radiologique grâce à des marqueurs radio-opaques (15, 93, 139). Parfois, on évalue le résultat de la tension appliquée au tendon sur la force de la pince au moyen d'un capteur de pression placé sur la pulpe (131).

Dans une étude *in vivo*, TANG indique que la première traction sur le tendon représente plus fidèlement les propriétés de glissement de la suture (116). Des cycles répétés peuvent briser des adhérences et diminuer la raideur articulaire. Le modèle expérimental de TANG est un poulet vivant tué à la 6^{ème} ou la 12^{ème} semaine. Son argument n'est donc pas applicable à une étude sur cadavre, qui n'évalue que les conséquences de la suture au temps zéro, sans intervention des adhérences. Ainsi, cet argument ne s'applique pas à notre étude, où les différences entre le premier essai et les suivants sont à l'opposé. La déformation de la suture que nous constatons se produit pendant la première mobilisation postopératoire, qui n'est pas enregistrée chez le poulet vivant.

Cette méthode des poids accrochés au tendon permet de mesurer quelques points sur les courbes force - excursion et force - angulation. Il faut pour cela utiliser plusieurs poids. En multipliant les points on peut même faire une approximation des courbes. C'est une méthode plus rustique et bien moins précise que la traction continue par vérin, qui permet de tracer en un cycle la courbe contrainte - excursion puis de calculer le travail. Nous avons en effet constaté que les différences sont très faibles, de l'ordre de 10%, et concentrées en début de flexion lors du passage sous A2. Un pic de contraintes peu prononcé par accrochage au bord de A2 peut même être totalement négligé dans ce modèle. Si le premier poids choisi est élevé, par exemple 5 N, ni le pic initial ni la phase de plateau ne sont mis en évidence. Si les premiers poids sont inférieurs, le pic est esquissé. Cependant, dès que le poids dépasse le pic initial, l'excursion obtenue correspond à la partie de la courbe où les contraintes réaugmentent, c'est-à-dire au point d'inflexion. Toute la partie de courbe dont les contraintes sont inférieures au pic est invisible. La courbe reconstituée néglige donc totalement le passage de la suture sous A2 et le plateau partie légèrement ascendante jusqu'au point d'inflexion.



C'est néanmoins grâce à la méthode des poids que GELBERMAN a prouvé l'avantage de réparer les fléchisseurs dans la première semaine (39). Dès 1980, WRAY établissait l'équivalence des points de BUNNELL, KESSLER et KLEINERT pour les propriétés de glissement, ainsi qu'un léger avantage au point de TSUGE (134).

NOGUCHI évoque les résultats supérieurs des points de KESSLER-TAJIMA et de SAVAGE par rapport aux points avec nœuds externes de KESSLER, TSUGE et de LEE (83). WINTERS conclut également au retentissement supérieur des points à nœud externe sur le glissement (132). Ainsi, les points de KESSLER et de TSUGE glissent moins bien que ceux de KESSLER-TAJIMA, SAVAGE 4 brins ou WINTERS. De plus, sur un suivi de 6 semaines *in vivo*, le point de KESSLER avait un taux élevé de ruptures, les autres points n'étant pas différents. Il conclut que le point de WINTERS résisterait à une mobilisation active d'emblée sans retentir sur le glissement. Nos résultats ne sont pas en accord, le point de WINTERS ayant un retentissement supérieur au point de KESSLER modifié sur le glissement.

SANDERS utilise un protocole complexe en quatre étapes : d'abord mesures tendon sain avec des charges de 5, 10 et 25 N ; puis mesures après suture centrale avec fermeture cutanée et gaine laissée ouverte ; puis mesures en ajoutant le surjet périphérique ; puis mesures en fermant la gaine. Ce

protocole est discutable, en particulier parce que les réparations ne sont pas traitées avec les mêmes poids. Ainsi, les sutures à 2 brins sont limitées à 10 N car elles sont sensées ne pas résister à la charge de 25 N. De plus, une charge de 5 N est trop élevée pour évaluer le passage de la suture sous A2. Elle correspond dans l'exemple de simulation ci-dessus à une traction de 37 mm, occultant la partie initiale la plus intéressante de la courbe.

Ainsi, la méthode des poids est insuffisamment précise et ne permet pas de tirer de conclusions sûres. Même si sa précision est améliorée par l'utilisation de plusieurs poids, elle risque d'occulter les phénomènes de pics de contraintes. La seule méthode fiable pour les mesurer est la traction continue à déplacement constant avec mesure des contraintes.

1F Méthode curvilinéaire *in situ* de détermination du travail par traction continue

Le travail en flexion correspond au travail du tendon FCP pour fléchir le doigt jusqu'au contact pulpo-palmaire. Il se détermine dans un modèle curvilinéaire de traction continue, à déplacement constant et mesure simultanée des contraintes. Mathématiquement, c'est l'intégrale de la courbe contrainte - excursion du tendon. Sa représentation graphique est l'aire sous cette courbe. Il représente expérimentalement la sommation des forces nécessaires pour mouvoir le tendon sur une distance donnée (4). Il est lié à l'énergie dépensée lors de la flexion, en fonction de sa vitesse (67). La différence entre les mesures avant et après réparation est proportionnelle à l'énergie absorbée par la réparation.

1F1 Modèles expérimentaux

L'étude du travail en flexion a été proposée par LANE en 1976 (67). Son modèle était le tendon fléchisseur profond de la patte arrière de rat. Ce modèle n'a pas été repris, en raison de limites anatomiques évidentes.

Une main de cadavre frais est généralement utilisée, mais pas toujours. Ainsi BARRIE, MITSIONIS ou SLADE mesurent le travail en flexion d'un doigt désarticulé en métacarpophalangien (9, 81, 104). Avec ce modèle, MITSIONIS a confirmé l'innocuité de la désinsertion partielle des poulies A2 et A4 (81). Il faut noter que la congélation des pièces anatomiques n'altère pas les propriétés des tendons, comme l'ont démontré WOO puis BHATIA (14, 133).

TANG (118) a repris le modèle *in vivo* d'orteil de poulet décrit par PETERSON (88). Il a évalué le travail en flexion après élargissement de la poulie A2 et plaie partielle du fléchisseur réparée par un point de KESSLER au fil 5/0. Ce modèle évalue les effets de la cicatrisation et de l'agression chirurgicale, au contraire de l'étude sur cadavre.

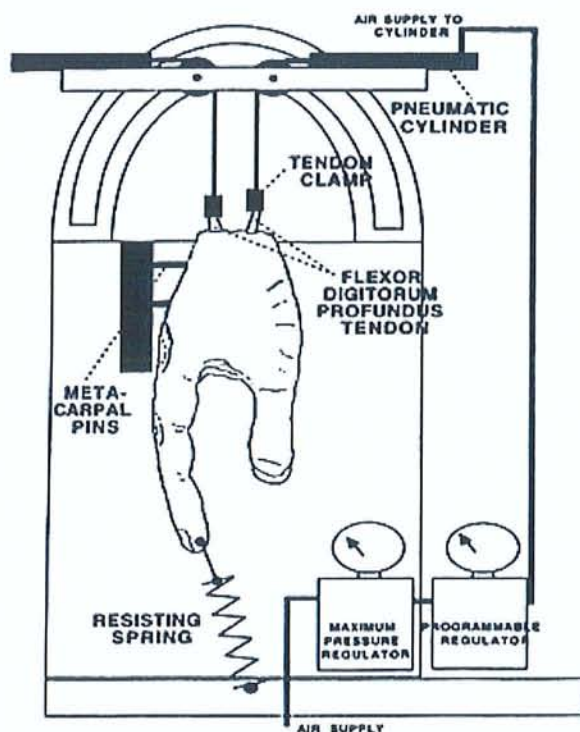
Dans les modèles de cadavre frais, le tendon est abordé par une voie de BRUNER (19). Un premier test est effectué tendon sain. La gaine est ouverte entre A2 et A4, le fléchisseur profond est sectionné au bord distal de A2, et le fléchisseur superficiel laissé intact (2, 4, 9, 17, 64, 88, 93, 104, 118, 119, 128). La peau est refermée par points séparés et un deuxième test effectué sur le tendon réparé.

Si les FCP des trois doigts médians sont toujours utilisés, celui de l'auriculaire est parfois écarté en raison de sa plus petite taille (2, 128). Nous ne suivons pas cette attitude, car le diamètre frontal de l'auriculaire n'est pas différent de celui des autres doigts longs (environ 4,5 mm). Seul son diamètre sagittal est légèrement inférieur : 2,6 mm contre 3,1 pour l'index et l'annulaire et 3,6 pour le majeur (17). De plus, le système anatomique de l'annulaire est similaire aux doigts longs, même si le FCS est parfois de très faible calibre. Nous n'avons trouvé aucune influence du doigt sur les frottements. Il n'y a donc pas plus d'argument biomécanique que d'argument anatomique à ne tester que les trois doigts médians. Il faut donc évaluer la réparation du FCP de l'auriculaire au même titre que celle des autres doigts longs. Le cas du pouce est clairement différent, justifiant une étude séparée.

Le protocole expérimental est très variable selon les auteurs (64, 119), rendant les comparaisons difficiles. Le type de tissu choisi varie entre cadavre frais et patte d'animal. Cependant, l'extrapolation des résultats du chien chez l'homme est suspecte depuis que NOGUCHI a montré des différences significatives dans les propriétés de glissements des tendons de chien et de cadavre (83).

Même s'il existe sur le marché des capteurs de contraintes et de déplacement, l'appareil d'expérimentation est généralement construit et assemblé par le promoteur de l'étude. Une stratégie consiste à motoriser les tendons alors que la main est fixée sur un support (118, 119). La motorisation est assurée par un vérin, pneumatique ou électrique plus précis. C'est la méthode que nous avons retenue. La main peut être horizontale ou verticale. Nous avons choisi une disposition horizontale de la main pour qu'elle plonge dans une cuve chauffée. Aucun autre auteur n'a jugé indispensable de contrôler la température et l'hydratation des pièces anatomiques. Nous pensons que c'est préférable pour des pièces qui viennent d'être décongelées, en connaissant la sensibilité des matériaux à la température. Il y a un risque d'erreur à tester un tendon à température ambiante et toutes les

expérimentations qui ne se déroulent pas à 37°C sont critiquable. La disposition des autres éléments de la machine est également très variable. Nous avons regroupé les éléments de mesure sur un chevalet vertical. Ceci permet de dégager l'accès à la cuve en cas de problème mécanique.

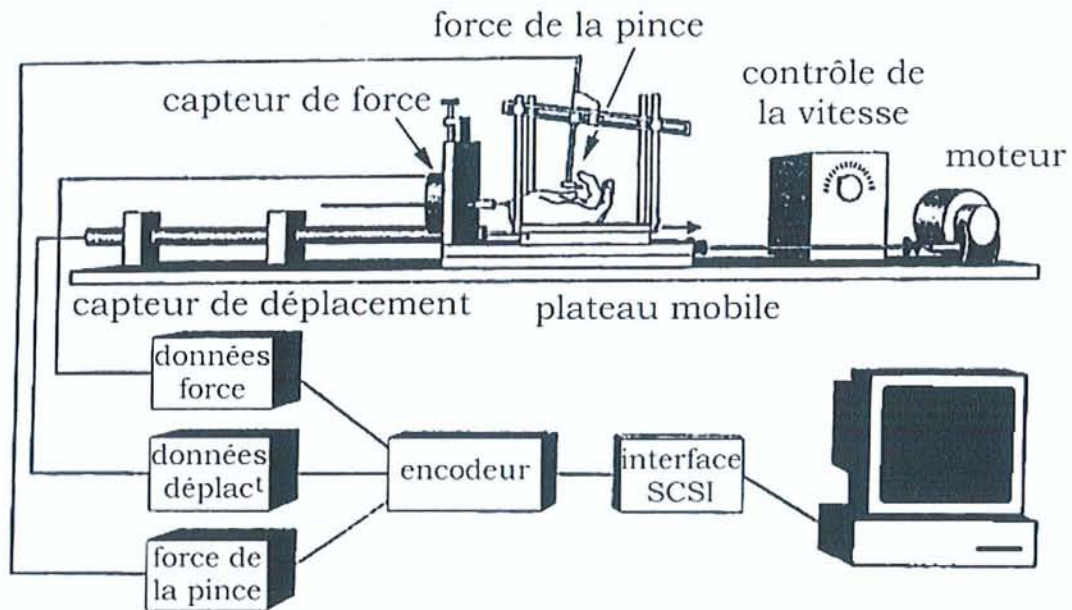


Un exemple de machine à vérin pneumatique et disposition verticale. Un ressort fixé à la pulpe permet l'extension digitale. Les liaisons au tendon sont assurées par des fils.

Les liaisons sont confiées à des éléments inextensibles et des poulies à basse friction. Ceci est indispensable pour garantir les résultats. L'utilisation d'un fil pour relier le tendon au capteur ou au câble de traction (23, 67, 128) n'est pas recommandable. En effet, l'élasticité du fil de suture risque de créer un biais de mesure. Les pertes d'énergie liées à la déformation du fil peuvent induire des mesures artificiellement élevées. La déformation du fil d'arrimage du tendon entre en compétition avec la déformation du fil de suture, responsable de la formation d'espace sous contrainte. Les effets de ce phénomène risquent donc d'être dilués et sous-estimés. Il est également important de respecter l'alignement entre le tendon et le capteur, en évitant toute angulation (9). Il est par contre licite d'utiliser une poulie sans risque d'erreur de mesure, comme nous l'avons fait.

Dans une autre conception fréquente de la machine expérimentale, les tendons sont reliés à un capteur de force immobile et une plate-forme motorisée supporte la main (2, 64, 104, 108, 128). Un encodeur coordonne les mesures issues des différents capteurs et les rend exploitables par

informatique. Dans ce système la main ne peut pas être plongée dans une cuve, et sa température n'est pas contrôlée.



Un exemple de machine à plateau mobile.

Les paramètres de l'expérience sont eux aussi très variables. Ainsi la vitesse de déplacement varie entre 0,33 mm/s (67), 0,66 mm/s (2, 9, 64, 104, 108, 128), 0,83 mm/s (81), 1,67 mm/s (88), 4,17 mm/s (118) et 8,30 mm/s (4). La vitesse de 0,66 mm/s ou 40 cm/minute est la plus courante. Nous n'avons pas constaté d'influence significative de la vitesse du test sur l'augmentation du travail à 0,50 - 0,66 - 0,75 - 1,00 - 1,25 - 1,50 - 2,00 - 2,50 - 3,00 - 4,00 et 5,00 mm/s. Le déplacement à 0,66 mm/s est très lent et non physiologique. Il est impossible de le reproduire strictement linéaire lors d'une flexion volontaire. Cependant, même si des vitesses plus élevées miment les mouvements naturels, une vitesse plus lente favorise la précision de la mesure. Par contre, une vitesse inférieure à 0,66 mm/s risque de dépasser la limite des 1500 points de mesure imposée par le programme de l'automate. Nous avons donc retenu le déplacement à 0,66 mm/s, qui de plus facilite les comparaisons avec les autres protocoles publiés.

IF2 Limite initiale de l'expérimentation

Un des points délicats de la méthode est la détermination de limites précises pour la mesure du travail. La limite initiale théorique est l'extension complète des doigts. Cette extension peut cependant être difficile à reproduire chez le cadavre, car elle résulte d'un équilibre fin entre le tonus des muscles extrinsèques et intrinsèques, fléchisseurs et extenseurs.

Il est aisé de mimer le tonus des extenseurs extrinsèques en y appliquant un poids. Il n'y a cependant pas de consensus sur le poids à appliquer. Il est de plus impossible de compenser le tonus des muscles intrinsèques sans une dissection délabrante. La contention des MP à 10° de flexion peut partiellement simuler l'effet des lombricaux et permettre une extension des IP au début du mouvement (9, 104). La flexion des MP peut aussi être assurée par une broche appliquée au dos de P1 (108), ou par un appareillage amovible de type anneau de ZANCOLLI.

Certains auteurs ont appliqué une précontrainte au moyen d'un ressort fixé à P3 (4, 88, 119). Cependant, si l'extension obtenue est parfaite au repos, la flexion du doigt change tout. Ainsi, sauf à construire un appareillage complexe qui accompagne l'axe de P3, la fixité du ressort induit une variation de la direction de la force sur 270°. De plus, si l'on n'a pris la précaution d'attacher le ressort à un poids libre, la flexion digitale s'accompagne également d'une variation de la force due à la tension du ressort. Il n'est pas rigoureux de la considérer comme négligeable sans l'explorer, même en normalisant la mesure du tendon réparé par celle du contrôle.

Pour notre étude, nous nous sommes contentés d'une précontrainte sur les extenseurs extrinsèques par un poids fixe de 1,96 N (200 g). Elle présente les avantages de la simplicité, d'un point d'application et d'une direction constante au cours du mouvement. L'extension digitale obtenue est généralement satisfaisante, alors qu'en théorie l'effet d'une traction sur les extenseurs extrinsèques se limite aux MP. L'extension a toujours été complète sauf dans un cas. Il s'agissait d'une main dont les rétractions devaient être la conséquence d'une hypertonie en flexion pré-mortem.

D'après SANDERS, l'usage d'une précontrainte sur les extenseurs permet de plus de limiter les variations entre les spécimens (93). Nous avons effectué des essais avec et sans précontrainte. Celle-ci est importante en début de courbe. En son absence la courbe est décalée vers le bas, traduisant un déplacement avec des contraintes plus faibles, et le début de l'enregistrement est plus tardif. Par contre, les courbes deviennent superposables après contact palmaire dans le régime de contraintes élevées.

1F3 Limite finale de l'expérimentation

La deuxième difficulté concerne la définition de la flexion digitale complète, limite finale idéale (4). La plupart des auteurs la définissent comme le contact pulpo-palmar visuel avec le pli palmaire distal (67, 81, 88). Cependant, le contact pulpo-palmar n'est pas reproductible entre les spécimens, selon leur morphologie. De plus, sa détermination précise à la vitesse de l'expérience est difficile, le contact s'échelonnant de l'effleurement à l'écrasement sur plusieurs secondes. Nous avons opté pour une évaluation graphique du point final de la comparaison. Il s'agit de la fin du plateau ascendant de la courbe contrainte - excursion tendineuse, avant le point d'inflexion. En effet, le régime de contraintes y est plus sensible pour évaluer les frottements. Pendant la flexion digitale, les contraintes sont peu élevées est presque constantes. Après contact palmaire, le contre-appui de la paume provoque une élévation très rapide des contraintes. Ce régime de contraintes très élevées s'adapte mieux à une comparaison des résistances des sutures. De plus, les poulies sont franchies avant le contact palmaire. La suture se trouve au moment du contact à environ 30 mm du bord distal de A2, à la limite de la paume. Notre attitude a donc été d'arrêter le vérin lorsque l'essai atteint 25 N. Cette contrainte suffit pour dépasser le contact visuel et le point d'inflexion de la courbe. Dans un deuxième temps une représentation graphique des courbes, tendon sain puis suturé, a servi à déterminer une limite finale précise identique. Cette limite finale était située vers 25 mm d'excursion du fléchisseur, avant le point d'inflexion marqué par des irrégularités de la courbe. Cette distance suffit pour franchir A2 (9, 104). L'aire sous la courbe calculée dans des limites communes permet une comparaison fiable.

Pour d'autres auteurs le point final peut être une longueur de tendon suffisante pour dépasser A2, par exemple 20 mm selon BARRIE et SLADE (9, 104). Cette longueur a été définie par des mesures d'excursion tendineuse radiographique. La zone suturée a été marquée par un fil métallique, des contrôles à l'amplificateur de brillance ont confirmé sa position. BARRIE complète l'étude par une détermination radiographique de l'espace sous contrainte et de la charge à la rupture dans le modèle curvilinéaire (9).

On pourrait également définir la flexion complète selon la somme des angles articulaires, à la manière du « total active motion ». Cependant aucun auteur ne s'y est essayé, en raison des difficultés de détermination pratiques. THURMAN est le seul auteur à déterminer le point final par une flexion de l'IPP de 90° (119). Il ne donne malheureusement pas de justification rigoureuse à ce choix, tout en déplorant le manque de standardisation des études qui nuit à leur comparaison. Dans la même optique, MITSIONIS a déterminé l'angle des articulations par marqueurs radio-opaques, mais lors d'une flexion digitale complète « statique » effectuée après la fin des mesures dynamiques. Le but n'était pas

de déterminer le point final des mesures, mais le retentissement de la section partielle de poulies sur l'excursion tendineuse (81).

La limite finale peut également se baser sur des critères biomécaniques. Ainsi, AOKI l'a définie comme la force double du plateau qu'il constate en cours de flexion (4). Il remarque en effet un aspect d'élévation initiale pour tous ses échantillons, suivi d'un plateau correspondant à la moitié de l'excursion, puis d'une augmentation exponentielle. Ce motif est fort semblable à celui que nous avons constaté dans nos expériences. Grâce à la précision de notre machine expérimentale, nous avons pu définir une nouvelle zone au point d'inflexion de la courbe. Marquée par des irrégularités à type d'ondulation et par une élévation rapide vers la zone exponentielle, elle correspond au contact pulpo-palmaire étalé sur plusieurs secondes. De plus, le plateau que nous observons dans la partie moyenne de la courbe est légèrement ascendant et non stable comme celui décrit par AOKI. Il nous est donc impossible de définir une contrainte double du plateau comme limite finale de l'essai. D'ailleurs, cette limite définie par AOKI correspond au début de la partie exponentielle de la courbe, moins intéressante pour l'étude des frottements.

TANG arrête son expérience chez le poulet lorsque la force atteint 10 N (118). Une force plus grande est suspecte de contraindre le tendon au lieu de le mobiliser. Effectivement, si les mêmes contraintes s'appliquent à l'homme et au poulet, une contrainte de 10 N correspond dans nos résultats au début de la zone exponentielle. Dans cette zone, l'excursion du tendon devient négligeable et la traction déforme la suture et les parties molles. Dans un second temps, TANG mesure le travail jusqu'à une flexion de l'IPP de 70°, les autres articulations de la patte étant bloquées dans un plâtre. Cette limite de 70° de flexion de l'IPP est décrite comme « idéale » pour l'expérience, sans autre justification. Il évalue ensuite l'efficacité de l'excursion en calculant le moment de rotation du FCP. Cette méthodologie complexe n'a été appliquée qu'au modèle de poulet et jamais chez le cadavre.

D'autres auteurs arrêtent la traction à une certaine pression de la pince pulpo-palmaire, mesurée par un capteur de pression placé sur la paume. Ainsi, ANGELES stoppe l'essai lorsque la pince atteint une force de 3,9 N, ce qui correspond selon lui à une contrainte sur le tendon de 12,6 N (2). Nous pensons que ce niveau de force trop élevé correspond déjà au régime de contraintes après le contact pulpo-palmaire. De plus, ANGELES n'indique pas l'intérêt de surveiller la force de la pince. Mesurer la force de la pince apporte des renseignements intéressants s'il est prouvé que son équivalence avec la contrainte sur le tendon n'est pas constante. Si l'équivalence entre les deux paramètres est constante, indépendante des frottements, alors son recueil complique inutilement le protocole.

Plusieurs auteurs confondent la fin de l'expérience avec la rupture de la suture (64, 108, 128). WASSERMANN (128) utilise un contacteur pour définir la position poing fermé lors des mesures de contrôle tendon sain. Il les compare aux résultats après réparation, alors que ceux-ci sont poussés jusqu'à rupture de la suture. Cette méthodologie est critiquable car ne comparant pas le travail selon les mêmes limites. Ainsi, le travail d'un tendon suturé est lié à la résistance de sa réparation, alors que celui du tendon sain en est indépendant. Il y a donc un facteur surajouté à la simple comparaison du travail qui induit un biais. Pour nous, la détermination du travail doit se faire sur une distance identique entre le contrôle et le tendon réparé.

Le protocole de SLADE est différent (104). Sa limite finale pour la détermination du travail en flexion est définie à 20 mm d'excursion, puis la traction se poursuit jusqu'à rupture de la suture. La détermination dans le modèle curvilinéaire de la résistance à la rupture de la suture reflète en effet plus fidèlement la réalité qu'avec les modèles linéaires. Au contraire des tests *in vitro* linéaires, le modèle *in situ* curvilinéaire (doigt ou main de cadavre) reproduit l'angulation, les contraintes différentielles et les frictions anatomiques (64, 104). Avec cette méthode STEIN confirme que les sutures à 4 brins sont plus résistantes que celles à 2 brins (108). Pour cette raison, nous poursuivrons nos expériences avec une nouvelle jauge de contraintes plus résistante. Nous testerons ainsi les tendons déjà suturés pour déterminer leur résistance à la rupture. Cependant, plusieurs auteurs remarquent que dans ce protocole la surveillance du diastasis sous contrainte est difficile voire impossible. C'est un défaut important du modèle, car ce paramètre est aussi important que la force à la rupture (2, 9, 100).

1F4 Avantages de la détermination du travail en flexion avec main de cadavre

LANE a montré que le travail en flexion reflète plus sensiblement les propriétés de glissement du tendon que les autres méthodes (67). Ainsi, le modèle curvilinéaire d'excursion et d'angulation relative et les modèles linéaire et cyclique de résistance à la rupture de la suture sont moins précis.

La supériorité de la main entière de cadavre par rapport au doigt désarticulé a été rapportée par GREENWALD puis confirmé par différents auteurs (22, 47, 64, 108). En effet, il s'agit d'une méthode globale qui prend en compte la totalité du trajet du tendon. En particulier, la désarticulation MP supprime les poulies A1 et A0, le cul-de-sac proximal de la gaine et les zone 3 à 5.

La méthode curvilinéaire appréhende mieux les interactions du tendon avec le canal digital pendant la flexion digitale (64, 108). Les tendons fléchisseurs subissent une angulation progressive autour des différentes poulies. Il existe des gradients de contrainte en tension et en frottement au sein du tendon, qui se comporte en corps semi-rigide non homogène pendant la flexion digitale. La partie la plus dorsale du tendon est soumise à des contraintes en traction supérieures avec peu de frottements, alors que la partie ventrale est soumise à des contraintes longitudinales de frottements supérieures. Les effets de ce régime de contraintes, ignorés du modèle linéaire, ont été décrit par KOMANDURI (64). Pour cet auteur la méthode curvilinéaire simule au mieux les spécificités biomécaniques de la flexion digitale. Elle est donc indispensable à l'évaluation des techniques de réparation des tendons fléchisseurs.

Enfin, la normalisation du travail après réparation par celui du tendon sain permet de gommer les variations anatomiques et morphologiques entre les échantillons (104, 128). L'augmentation du travail en flexion est une mesure concise, précise et globale pour comparer les sutures. L'allure des courbes renseigne également sur le comportement de la suture dans le canal digital, en particulier sous la poulie A2.

1F5 Résultats déjà publiés

L'augmentation du travail en flexion est obligatoire après suture des plaies des fléchisseurs. Le tendon réparé n'a jamais une fonction de glissement normale (67, 139). La flexion complète du doigt nécessite plus d'énergie. Ce phénomène serait lié à l'inadéquation entre le contenu, tendon augmenté du fil de suture, et le contenant, canal digital inextensible. Ainsi, l'élargissement de la poulie A2 permet de limiter l'augmentation du travail en flexion (118). D'autres causes peuvent intervenir, comme les irrégularités de la surface du tendon suturé qui altèrent l'interface épitendon - face profonde fibrocartilagineuse de la poulie.

L'étude princeps de LANE (67) éclaire sur l'évolution après traumatisme d'un tendon fléchisseur. Une diminution rapide des propriétés de glissement se produit dans les heures après la blessure. Elle traduit des phénomènes inflammatoires précoces (œdème, hématome), longtemps avant la constitution d'adhérences fibreuses. L'amélioration progressive du glissement après la troisième semaine traduit la possibilité de remodeler ces adhérences. Cependant, la valeur demeure toujours plus élevée que le contrôle.

L'allure grossière de la courbe contrainte - excursion d'un tendon sain est une hyperbole (67, 88). Sa partie initiale a une forme de plateau (4), légèrement ascendant dans nos résultats. Il correspond à la flexion digitale depuis l'extension complète jusqu'au contact palmaire. Ce mouvement s'effectue presque sans perte d'énergie, avec un niveau de contraintes quasi constant. Au moment du contact, un point d'inflexion précède une élévation très rapide des contraintes. Cette partie correspond à la crispation du doigt dans la paume. On peut atteindre des contraintes très élevées, supra-physiologiques et non reproductibles par un muscle. L'expérience est stoppée avant l'arrachage du FCP.

L'étude de AOKI met en évidence une augmentation du travail en flexion proportionnelle à la quantité de matériel implanté (3, 4). L'augmentation la plus manifeste concerne la suture renforcée par une mèche polyester tressé Mersilène® (+44,3%). Elle est particulièrement importante avec les méthodes d'augmentation de la suture par agrafe de Dacron® placée au sein du tendon (+19,3%) ou apposée à sa face dorsale (+16,2%). L'augmentation du travail en flexion est plus discrète pour les techniques de suture sans matériel de renfort. Elle est tout de même doublée pour la technique de SAVAGE (+10,9%) par rapport au point de KESSLER avec un nœud externe (+4,8%). Le retentissement de la technique de BECKER (+6,5%) est comparable au point de KESSLER, mais le raccourcissement du tendon qu'il entraîne doit lui faire préférer les techniques de BECKER modifié ou du MGH (4). Nos résultats sont comparables à ceux de AOKI. Ils montrent une augmentation du travail double pour les techniques multibrins par rapport au point de KESSLER modifié.

Toutes les sutures renforcées ne s'accompagnent pas d'une augmentation du travail. Ainsi la technique proposée par SLADE de renforcement du FCP par une bandelette du FCS n'entraîne aucune augmentation du travail (104). D'après SLADE, l'absence d'augmentation du contenu global du canal digital expliquerait l'équivalence du travail. Il n'y aurait donc d'après lui aucun retentissement de la modification des volumes dans le canal digital.

WASSERMANN n'a pu mettre en évidence d'augmentation significative du travail entre les points de SAVAGE augmenté (MGH) et celui de KESSLER modifié (128). Cependant, on a vu plus haut que son protocole n'est pas exempt de reproches. En particulier, l'étude de l'augmentation du travail est perturbée par une limite finale différente pour le contrôle et la réparation. Quand on examine les résultats bruts du travail en flexion, non normalisés, on constate une différence significative avec 92 ± 2 mJ pour le MGH contre 78 ± 3 mJ pour le point de KESSLER ($p=0,002$). On ne peut donc tirer aucune conclusion valide de ces résultats.

BARRIE constate un accroissement du travail en flexion avec les sutures multibrins par rapport au point de KESSLER modifié. Il ne trouve pas de différence significative entre les points de BARRIE, SAVAGE, cruciforme et cruciforme bloqué (9). Ces constatations sont très similaires aux nôtres. Ses résultats de charge à la rupture sont plus élevés dans le modèle curvilinéaire que dans le modèle linéaire. Cette différence a déjà été relevée par STEIN (108). BARRIE attribue cet effet au système poulies plus gaine qui absorbe une partie des contraintes. Les valeurs observées dans le modèle curvilinéaire sont plus proches de la physiologie que celles obtenues dans une étude biomécanique linéaire « classique » (9).

ANGELES obtient des résultats intéressants avec une différence significative entre le point du MGH (+85%) et d'autres sutures à 4 brins, les points cruciforme bloqué (+44%), de ROBERTSON (+31%) et de LEE (+29%). Les points de STRICKLAND 4 brins (+17%) et le TANG double boucle (+15%) avaient un retentissement moindre (2). Il conclue, en considérant la facilité de réalisation et la résistance à la rupture, à la supériorité du point de TANG double boucle. Le moindre retentissement de ce point à nœuds externes sur les frottements est du, selon ANGELES, à l'orientation longitudinale des boucles qui sont de plus déprimées par la tension de serrage. Malgré cette orientation longitudinale des boucles, dans le sens des fibres du tendon, la rupture survenait dans le matériel et pas par arrachement. Nous n'avons pas retrouvé ces constatations. Un cas est de rupture spontanée est survenue par dilacération des fibres à un niveau de contraintes relativement faible. Elle fait craindre pour la résistance de la double boucle de TANG. De plus, nous avons trouvé une augmentation du travail comparable aux autres sutures multibrins, plus élevée que celle du point de KESSLER modifié. Nous ne partageons donc plus l'enthousiasme de ANGELES pour la double boucle de TANG.

THURMAN conclut également à une augmentation du travail en flexion en relation avec la quantité de matériel implanté (et avec le nombre de brins), sans pouvoir obtenir de différence significative (119). Nous ne le suivons pas lorsqu'il remarque que l'absence de différence significative indique que le retentissement sur les frottements n'est pas majeur pour le choix d'une technique de suture. Cette conclusion est abusive. En effet, l'absence de significativité ne signifie pas toujours l'absence de retentissement. Elle peut être liée au manque de puissance de l'étude, qui n'a pu rendre significative une différence réelle. La complexité des processus biologiques de cicatrisation fait qu'une perturbation peut rester suspecte, même si son p est supérieur à 5%.

Il existe deux inconvénients principaux du modèle curvilinéaire de main de cadavre. Pour des raisons pratiques, la surveillance du diastasis sous contrainte est très difficile (2, 9, 100). La possibilité d'utiliser un amplificateur de brillance et des marqueurs radio-opaques intratendineux s'applique aux protocoles de doigt désarticulé et d'excursion relative par accrochage de poids. La mesure par capteur d'extensométrie ou vidéo-assistée s'applique surtout aux modèles linéaires. Il n'existe pas de moyen fiable décrit pour surveiller l'espace sous contrainte dans le modèle curvilinéaire avec une main complète.

L'autre inconvénient majeur est partagé par tous les modèles *in vitro*. Aucun ne tient compte des phénomènes postopératoires et de la cicatrisation. L'œdème post-traumatique, l'hématome et le traumatisme chirurgical, la constitution d'adhérences ont pourtant un rôle essentiel sur la cicatrisation tendineuse. De même, le mode de mobilisation physiologique, irrégulier et variable, n'est pas celui des expériences. Les effets de la dégénérescence transitoire des extrémités des tendons sont mal connus, donc mal modélisés, et semblent dépendants de la mobilisation précoce (4, 9, 104, 119). Cependant, même si ces phénomènes sont pris en compte dans les modèles *in vivo*, l'application des résultats de l'animal à l'homme est sujette à caution. Ainsi, on a mis en évidence une différence significative des propriétés de glissement entre les tendons de chien et de cadavre (83). Le modèle expérimental parfait, dont les conclusions s'appliqueraient en pratique clinique sans arrière pensée, n'existe donc pas.

2 résultats originaux de notre étude expérimentale

La conception et la fabrication d'une machine d'expérimentation des tendons fléchisseurs de la main constitue notre premier résultat tangible. Jusqu'à présent, quatre équipes américaines ont publié des résultats obtenus avec une machine similaire. La réalisation d'une telle machine demande en effet un investissement important. Seuls les laboratoires de biomécanique de quelques universités prestigieuses en possèdent. Ainsi Washington University, St Louis (AOKI, MANSKE, PRUITT, LARSON *et al.*) (4, 88) ; University of Chicago (ANGELES, MASS *et al.*) (2, 108) ; University of Washington, Seattle (TRUMBLE, HANEL, TENCER, KISER) en association avec THURMAN, chirurgien au centre médical du Lackland Air Force Base (119) ; Yale University, New Haven : BARRIE, SLADE *et al.* associés à WOLFE, Hospital for Special Surgery, New York (9, 104).

Il faut mettre à part LANE, BLACK et BORA, Hospital for Special Surgery, New York et University of Pennsylvania, Philadelphia, qui ont initié la méthode chez le rat en 1976 (67).

Même de prestigieux auteurs ne possèdent pas de machine à traction continue. Ils ont travaillé sur le protocole d'excursion et d'angulation relative au moyen de poids accrochés au tendon : TANG *et al.*, de Nantong Medical College, qui a énormément publié sur les tendons (113-118) ; WINTERS, SEILER, GELBERMAN de Washington University, St Louis (36, 134, 132) ; WOO *et al.*, University of Pittsburgh (15, 132).

D.W. SANDERS *et al.*, University of Western Ontario, Canada possèdent une machine intermédiaire (93). L'excursion et l'angulation relative sont assurées par un vérin pneumatique, mais qui ne reproduit que des contraintes de 5, 10 et 25 N.

D'autres équipes travaillent avec la méthode de la poulie, dont l'appareillage est légèrement différent. Ainsi AMADIO, ERHARD, COERT, ZHAO, MOMOSE, ZOBITZ, AN *et al.*, Mayo Clinic, Rochester (23, 33, 82, 137, 138) ; WILLIAMS et AMIS, Imperial College of Science, Technology and Medicine, London (130).

2A Augmentation du travail en flexion

Nous trouvons une différence significative entre le point de KESSLER modifié et les trois sutures multibrins. Celles-ci sont comparables pour l'augmentation du travail, bien que très différentes dans leur complexité et leur temps de réalisation. L'étude de AOKI a montré le lien proportionnel entre l'augmentation du travail et la quantité de matériel implanté (4). Cette augmentation est plus discrète pour les techniques de suture multibrins que pour les techniques renforcées par une agrafe ou une mèche. L'augmentation du travail est doublée pour la technique de SAVAGE (+10,9%) par rapport au point de KESSLER avec un nœud externe (+4,8%) (4), chiffres comparables aux nôtres (respectivement +14% et +7%). De même, les résultats de AMADIO avec la méthode de la poulie sont superposables. Il confirme que la technique de KESSLER modifié occasionne le moins de frottements. Les points de KESSLER (à deux nœuds externes), de SAVAGE et de BECKER modifié ont un niveau élevé et comparable de frottements. La préférence clinique de AMADIO va vers les variantes à nœud interne du point en cadre, KESSLER modifié ou TAJIMA.

L'ensemble des résultats de ces études est donc concordant avec les nôtres. La quantité de matériel implanté semble liée aux frottements induits, les techniques classiques à deux brins étant les plus favorables. Les techniques multibrins que nous avons testé entraînent des résultats élevés comparables, du fait de la quantité de fil utilisée. Nous avons pensé, mais trop tard pour l'appliquer, à une méthode de quantification du matériel implanté. Le fil utilisé ne peut pas être pesé compte-tenu de la précision insuffisante des balances. Par contre, on peut aisément mesurer sa longueur. Même si nous n'avons pas déterminé la quantité exacte de fil utilisée, nous pouvons l'évaluer géométriquement. Pour chaque suture, il faut approximativement :

- Point de **KESSLER modifié** = deux longueurs L (d'environ 16 mm, longueur totale de prise sur les deux extrémités du tendon) + deux largeurs l (d'environ 4,5 mm) + quatre boucles b (d'environ 3 mm) + un nœud à 2 brins n (environ 2×4 mm) = $2L + 2l + 4b + 2n = 61$ mm
- Point de **TANG double boucle** = $4L + 6b + 4n = 95$ mm
- Point de **SAVAGE** = 3 torons de longueur 16 mm et de largeur 2 mm. Pour chaque moitié de toron, il y a deux brins longitudinaux de 4 mm, un transversal de 2 mm, et 4 croisillons dans la diagonale d'un carré de 2 mm de côté, soit $2 \times 4 + 2 + 4 \times \sqrt{8} = 21,3$ mm. Il faut ajouter les passages transversaux entre les torons, 2×3 mm et le nœud. On obtient $6 \times 21,3 + 2 \times 3 + 2n = 142$ mm
- Point de **WINTERS** = $8L + 8l + 16b + 4n = 228$ mm
- Surjet simple = plus difficile à déterminer. Environ 2 circonférences, donc dépendant de la taille du tendon. De plus la taille du fil est moindre (6/0 au lieu de 4/0). Le surjet étant semblable pour tous les points, on peut le négliger dans ce calcul sommaire.

La quantité de fil implantée est ainsi très variable parmi les sutures multibrins. Ce n'est donc pas le seul élément déterminant des frottements, comparables entre ces techniques. Pour le point de TANG il faut évoquer l'influence des boucles et surtout des nœuds externes. Leur influence sur les frottements a été prouvée, même placés en dorsolatéral. De même, le point de SAVAGE est caractérisé par une multitude de boucles superficielles, également connues pour dégrader l'interface de glissement. La quantité de fil implantée semble par contre déterminante pour le point de WINTERS, qui possède un nœud interne et moins de boucles que les précédents.

La déformation globale est similaire entre les points de KESSLER modifié, de TANG double boucle et de WINTERS. Ce facteur semble donc moins influent que les facteurs précédents sur les frottements. De même pour l'irrégularité de surface après suture de SAVAGE. Néanmoins, le cas des déformations majeures ou de l'utilisation de matériaux à coefficient de frottement élevé est différent. Ils entraînent en effet les plus importantes augmentations du travail (4).

Ainsi, on peut classer les facteurs qui retentissent sur les frottements selon leur importance :

- les **déformations globales importantes** par apposition ou les **surfaces à fort coefficient de frottement** retentissent le plus,
- la **quantité de matériel implanté** fait suite,
- les altérations de la surface épitendineuse, **boucles** et **nœuds externes** sont également très influentes en induisant des irrégularités importantes de cette surface,
- les **déformations macroscopiques en tampon de wagon** peuvent induire un encombrement par inadéquation de volume lors du passage sous les poulies, en particulier dans les petites mains ou pour l'auriculaire,
- une **mauvaise coaptation** des extrémités suturées peut induire un accrochage au bord libre de la poulie.

Ces deux derniers éléments n'ont une influence remarquable que lors du premier passage sous la poulie. Ils s'améliorent ensuite par conformation de la suture. Un accrochage persistant peut de plus être amélioré par suture du lambeau de gaine synoviale au bord de la poulie. L'élargissement de la poulie par désinsertion partielle est également efficace, à condition de laisser suffisamment de poulie intacte. La plastie oblique de la poulie avec suture élargissante pose le problème de sa cicatrisation. La structure fine de la poulie ne permet pas une suture suffisamment solide pour se passer d'immobilisation.

Les techniques multibrins que nous avons sélectionné aboutissent à des résultats comparables, avec une élévation de 13 à 14% du travail. L'objectif de la technique de suture idéale demeure la restitution des propriétés anatomiques et biomécaniques du doigt sain.

2B Aspect des courbes contrainte - excursion

Nous avons mis en évidence un aspect reproductible de ces courbes, avec deux régimes de contraintes différents, séparés par des zones frontières. Cet aspect a déjà été esquissé par d'autres auteurs.

Nous l'avons précisé en définissant :

- Une **partie initiale** d'élévation rapide des contraintes depuis le niveau de base ou bruit de la machine (d'environ 1 N). Cette partie est courte et correspond à la mise en mouvement du doigt.
- Un **plateau** légèrement ascendant de 2 à 4 N, prolongé sur 40 mm, qui correspond à la flexion digitale une fois initiée. Le régime de contraintes est particulièrement favorable au mouvement, celui-ci s'effectue quasiment à contrainte constante. L'énergie dépensée est donc minimale. Pour un tendon suturé entre A2 et A3, cette zone correspond au passage sous A2 puis A1. On met en évidence dans cette zone l'augmentation des frottements induits par la suture, qui se traduit par un pic au bord distal de A2 ou un plateau élevé. Une fois sortie de la zone du conflit, les contraintes diminuent jusqu'à retrouver le niveau de base.
- La zone du **point d'inflexion** s'étale sur moins de 10 mm. Elle débute par des irrégularités sur le plateau, à type d'ondulation, contemporaines de l'effleurement de la paume. Ensuite, une inflexion précède une montée progressive lors de l'écrasement des parties molles.
- Le **régime de contraintes** élevées s'accompagne d'une immobilité du doigt, crispé dans la paume. La traction continue du vérin contraint les parties molles et le tendon. La force résultante s'élève très rapidement jusqu'à **rupture** de la suture ou arrachement du tendon ou du clamp.

Il faut atteindre des contraintes supérieures à 45 N pour rompre la suture. La capacité de notre jauge de contraintes ne nous a pas permis de la mesurer précisément. Ceci fera l'objet d'expériences complémentaires avec un nouveau capteur. Cependant, nous avons été frappés en observant ces expériences par l'effet d'une contrainte de 50 N sur la main. Il nous semble impossible qu'une telle contrainte soit physiologique. Elle nécessite de plus une élongation de 70 mm. Ces paramètres semblent supérieurs aux capacités du corps musculaire des FCP. On peut donc s'interroger sur la validité de telles mesures et sur leur portée pratique.

2C Effet de précontrainte

Les courbes contraintes - excursion du premier essai présentent un pic initial ou un plateau peu prolongé qui traduisent l'accrochage de la suture au bord de la poulie (pic) ou son passage sous A2 (plateau). La fin de la courbe semble normale. Lors du deuxième passage, ces altérations s'atténuent nettement. Les courbes ne se modifient plus lors des essais suivants.

Ainsi, les techniques de suture que nous avons expérimentées subissent une modification morphologique discrète après la première contrainte. Cette modification, peu évidente macroscopiquement, se mesure sur la courbe contrainte - excursion par une diminution de 22% du travail. Dans certains cas, cet effet n'est pas observé car la première contrainte s'est produit avant toute mesure, pendant la suture ou l'installation de la main. L'effet se produit dès le premier passage sous une poulie inextensible. Il faut donc incriminer une déformation de la suture à l'origine de ce phénomène. Cet effet est particulièrement important au niveau de l'auriculaire (+47% contre +38% pour les autres doigts). La traction permet de normaliser les contraintes de l'auriculaire (+12% contre +11%). La taille de la poulie influence donc fortement l'effet de premier passage et l'efficacité de la précontrainte : la suture s'adapte au diamètre de la poulie.

Avant sa déformation, la suture subit un régime de contraintes défavorables avec des frottements élevés (+41%). Le retentissement de ce régime de contraintes sur le travail est très fort, bien plus que l'effet d'encombrement des sutures multibrins (+14%). Une fois la suture déformée par un passage sous une poulie, les contraintes sont nettement plus favorables, bien que toujours supérieures au tendon sain (+12%). Ces constatations confirment une impression clinique des opérateurs : **faire franchir une poulie à la suture améliore le glissement du tendon**. Il faut donc encourager cette manœuvre en cours d'intervention pour améliorer le régime de contraintes. En l'absence de précontrainte de la suture le risque d'adhérences est augmenté. Pour changer ce régime, le patient doit exercer une traction active avec un risque de rupture de la suture.

Une telle déformation sous contrainte de la suture a déjà été évoquée dans la littérature, en particulier par ION (56). Cet auteur a décrit une suture circonférentielle par points en U inversants induisant une déformation qui disparaît sous traction.

LANE est le seul auteur à mentionner une diminution entre la première et la seconde mesure (67). Il attribue ce changement à une modification irréversible de la distribution des fluides après contrainte mécanique. L'absence d'homéostasie chez le rat mort expliquerait l'absence de reconstitution des fluides extracellulaires, donc la particularité du premier essai par rapport aux suivants. Cette explication s'applique à un modèle animal *in vivo* et ne convient pas à notre modèle *in situ*. En effet, le modèle de cadavre caractérise le temps zéro d'une suture qui n'a jamais subi de contrainte.

2D Diminution de résistance de la suture due à la fatigue

Les effets de la fatigue sur propriétés mécaniques des sutures ont déjà été évoqués par les auteurs qui utilisent des contraintes cycliques. Ils ont constaté que l'application répétée de contraintes inférieures à la limite de rupture (de l'ordre de 50%) peut modifier la résistance de la suture. Ces contraintes faibles cycliques ont deux effets :

- déformation de la suture, avec création d'un espace de 2 mm pour des contraintes très inférieures à celles mesurées pendant un test linéaire,
- affaiblissement de la suture puis rupture après un nombre de cycles dépendant du niveau des contraintes.

Ces effets ne se rencontrent qu'avec des contraintes supérieures à un seuil de fatigue. Le nombre de cycles nécessaire est d'autant plus grand que la contrainte est proche du seuil de fatigue.

Nous avons mis en évidence cet effet fortuitement car notre modèle n'est pas prévu pour. En effet, notre jauge de contrainte fournit une mesure linéaire jusqu'à 50 N. Nous avons donc testé certaines sutures jusqu'à 45 N, contrainte jugée supérieure à celle d'une mobilisation active précoce. Toutes les sutures soumises à 45 N ont résisté. Des points de SAVAGE et de WINTERS ont résisté à deux contraintes successives. Cependant, deux sutures, une de KESSLER et une de TANG, ont cédé lors de l'essai suivant à un niveau de contraintes nettement inférieur, 28 N et 32,3 N.

Il y a deux applications pratiques de ce phénomène de fatigue :

- Tout d'abord, il limite la portée de la résistance calculée par traction progressive jusqu'à rupture. Une suture en situation de fatigue peut en effet céder à une contrainte nettement inférieure. Ces tests linéaires montrent la résistance d'une suture face à une contrainte unique et intense. Cette situation se présente en clinique lors d'un faux mouvement ou d'une flexion contre résistance.
- Deuxièmement, il renforce le risque de rupture secondaire, toujours possible jusqu'à deux mois après la suture. En effet, lorsqu'un patient enfreint les consignes de modération, la suture peut être fragilisée malgré l'absence de conséquence apparente. S'il recommence, le risque de rupture devient plus grand.

La crainte de la rupture est assez floue, sa survenue semblant aléatoire. Il existe un décalage entre cette crainte souvent présente et sa fréquence réelle relativement faible. C'est un des freins psychologiques qui nuisent à la rééducation. La retenue dans les mobilisations postopératoires est

néfaste. C'est un facteur de risque d'adhérences et de plus elle fragilise le tendon. La dégénérescence du tendon est liée à l'insuffisance des mobilisations précoces (4, 12, 54). La diminution du risque de rupture est ainsi un des principaux espoirs des sutures renforcées.

Les tests cycliques reflètent mieux la réalité clinique que les tests linéaires, avec des contraintes plus faibles et répétées. Leurs résultats appréhendent donc plus fidèlement le comportement réel des sutures et leur risque de rupture. Cependant, le protocole le plus proche des contraintes réelles en cours de rééducation n'a jamais été déterminé. Des recherches sont donc à poursuivre pour recueillir des informations utiles en pratique clinique, en particulier la détermination objective des mouvements dangereux pour la suture.

2E Synthèse des techniques de suture expérimentées.

Parmi les quatre techniques de suture centrale comparées, aucune n'est parfaite. La suture à 2 brins pêche par sa faible résistance mécanique, avec un risque plus élevé de rupture secondaire. Les sutures multibrins pêchent par leur retentissement sur les frottements, avec un risque augmenté d'adhérences. De plus elles diffèrent entre elles par leur facilité de réalisation et leur résistance mécanique, que nous déterminerons précisément après changement du capteur de contraintes. La synthèse de ces résultats permettra de dégager des pistes de réflexion vers une suture idéale.

Le caractère indispensable du surjet périphérique n'est plus remis en cause. Ses avantages sont mécaniques et morphologiques. Il améliore l'approximation du tendon, son glissement, la résistance de la suture à la formation d'espaces et à la rupture. Nous n'avons pas cherché dans ce travail à déterminer l'influence du surjet épitendineux, ni cherché à comparer les types de surjet décrits. Ceci fera l'objet de travaux complémentaires.

La technique de KESSLER modifiée est une excellente technique. Elle est universellement répandue. Sa réalisation est aisée et rapide. L'exposition du tendon est minime. Le retentissement sur les frottements est également minime. Elle a cependant une tendance nette à la déformation en tampon de wagon, contrôlée en limitant le serrage du nœud et en associant un surjet épitendineux. De plus, sa résistance semble plus faible que celle des autres sutures. En effet, même si les sutures de KESSLER

ont toujours résistées à des contraintes de 45 N, elles ont été fragilisées et l'une s'est rompue lors de l'essai suivant. Il existe deux pistes pour améliorer sa résistance mécanique. En la plaçant dans la moitié dorsale du tendon la résistance est modérément augmentée. Par contre on peut doubler le nombre de brins avec un fil double brins, en réalisant deux cadres ou encore en ajoutant un point en U. On obtient alors un point multibrins.

La technique de TANG à 4 brins est dérivée de la technique usuelle de ténorrhaphie pratiquée dans le service depuis de nombreuses années. Elle est de description récente et n'est pas très répandue. Son dessin a été optimisé pour améliorer sa résistance mécanique et limiter les frottements. Cependant, elle n'a pas entièrement répondu à nos attentes. En effet, sa réalisation technique n'est pas aussi aisée que le point de TSUGE, du fait du placement dorsal et des quatre brins qui s'entremêlent. Ses frottements sont semblables aux autres sutures multibrins, malgré la présence de deux nœuds externe. La situation dorsolatérale de ces nœuds permet d'en atténuer le retentissement. La résistance de la double boucle de TANG semble limitée et nous avons constaté un arrachement proximal de la suture. Une explication de cette limite est l'orientation longitudinale des boucles autobloquantes, qui n'enserrent pas suffisamment de fibres pour s'opposer à leur dilacération. Nous pensons donc que le placement longitudinal n'est pas une modification à conserver, et que le placement transversal lui est supérieur.

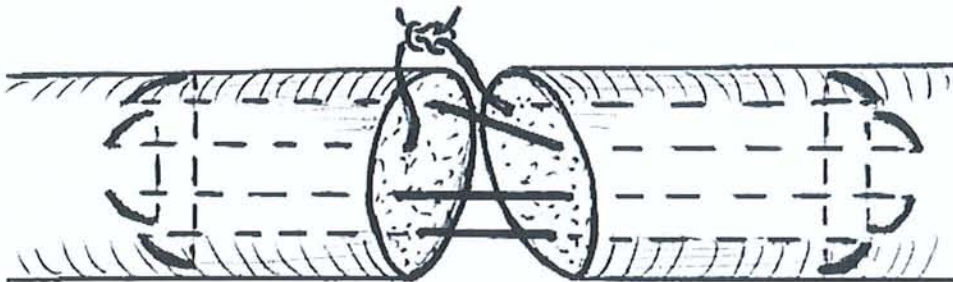
Parmi les techniques testées, le point de SAVAGE est le plus particulier. Il est complexe, long, délicat et nécessite une exposition extensive du tendon. Sa surface présente de très nombreuses irrégularités dues aux multiples boucles d'ancrage réparties sur la circonférence. Ce réseau ressemble à celui d'un doigtier japonais. Cependant, l'aspect global du tendon suturé est bien conservé sans tendance à la déformation en tampon de wagon. Ses frottements sont comparables à ceux des autres techniques multibrins. La résistance mécanique de la suture de SAVAGE semble élevée. Les difficultés de réalisation de cette suture sont néanmoins rédhibitoires. Il faut plus de 10 minutes pour la réaliser, les multiples boucles ont tendance à s'accrocher aux proéminences du champ opératoire. De plus, les multiples boucles de blocage empêchent le fil de coulisser en cours de suture, et la répartition homogène de la tension sur les six brins est particulièrement délicate et difficile à contrôler. Une simplification de la technique, appelée SAVAGE modifié, a donc été proposée et semble plus facile à réaliser.

En comparaison, la facilité de réalisation du point de WINTERS nous a séduit. Il s'agit d'une technique rapide et efficace, mais son gros nœud occupe beaucoup de volume et peut dépasser la surface du tendon. Cette suture semble extrêmement solide. Son dessin avec deux points en cadre

parallèles est particulièrement séduisant. Deux cadres orthogonaux semblent plus nocifs en raison des boucles situées sur la face palmaire.

La correction des défauts des techniques expérimentées nous permettra de progresser vers une suture idéale : difficultés de réalisation et irrégularités de surface de la suture de SAVAGE, déformation globale des autres, extériorisation des nœuds dans la technique de TANG, mauvaise approximation et faiblesse de la technique de KESSLER et encombrement de celle de WINTERS.

Nous proposons une technique dérivée de celles de KESSLER et de WINTERS. Elle combine le trajet du point de WINTERS en limitant son encombrement grâce à un fil simple brin de taille 4/0. Il s'agit de deux points en cadre superposés, parallèles. Le premier est dorsal, dans la partie du tendon soumise aux plus fortes contraintes. Le deuxième est palmaire, réalisé avec le même fil. Le nœud unique est interne et moins volumineux que celui de WINTERS. Cette suture est simple et rapide. L'exposition de la gaine est minimale. Le point en cadre étant universel, il n'y a pas de courbe d'apprentissage. Cette technique devrait être plus résistante que celle de KESSLER et deux fois moins encombrante que celle de WINTERS.



Nouvelle suture reprenant le tracé du point de WINTERS, deux cadres parallèles superposés, avec un fil simple de PDS® 4/0. Son encombrement devrait être inférieur à celui du point de WINTERS, et sa résistance supérieure à celle du point de KESSLER. Enfin, sa réalisation est aisée, identique à celle du point de WINTERS.

3 Choix d'une technique de réparation des tendons fléchisseurs

Ce choix est difficile. Les techniques décrites, de suture comme de rééducation ou d'expérimentation, sont innombrables et rendent leurs comparaisons délicates. Bien souvent, une équipe décrit une technique de suture, originale ou variante, l'expérimente selon un protocole particulier, l'associe à un protocole de rééducation personnel, puis publie le tout. La classification des résultats cliniques n'échappe pas à la règle de variabilité, des critères (souvent la mobilité) comme de leur sévérité (25, 99).

Cette variabilité, qui rend la comparaison des études si délicate, révèle en fait la complexité de la question. Aussi vieux que la chirurgie de la main, le problème de la suture des tendons fléchisseurs n'a reçu que des pistes de réponse. Les premières pistes ont été édictées par KLEINERT il y a 40 ans. Plus récemment on a découvert l'importance d'une mobilisation active précoce. Les sutures renforcées ont été décrites pour favoriser cette mobilisation active. La recherche est actuellement très active pour limiter leur encombrement et leur retentissement.

3A Facteurs de résistance des sutures

La technique de suture doit satisfaire à plusieurs exigences (25). D'après STRICKLAND (111), six caractéristiques sont indispensables :

- réalisation aisée,
- sûre,
- jonction régulière,
- espace minimal,
- ne perturbe pas la vascularisation,
- force suffisante pour supporter une mobilisation précoce pendant toute la cicatrisation.

3A1 Exigences anatomiques

La congruence doit être rétablie pour favoriser la cicatrisation intrinsèque et ne pas gêner le glissement dans le canal digital. C'est dans ce but que le surjet épitendineux a été décrit.

Les structures importantes du canal digital, en particulier les poulies A2 et A4, doivent être préservées. Les poulies majeures ont un rôle de protection contre l'effet de corde d'arc. Celui-ci empêche la flexion complète et limite la force. Par contre, on sait que l'intégrité partielle des poulies suffit pour protéger de l'effet corde d'arc. Il est donc possible de les désinsérer partiellement pour faciliter le passage de la suture. Dans un de nos cas la poulie A2 s'est arrachée. L'obstruction majeure qui empêchait la suture de glisser sous la poulie a fait place à un régime de contraintes nettement plus favorable, inférieur à celui du tendon sain. La désinsertion totale de la poulie qui fait obstacle ne peut cependant pas être préconisée.

Dans la même optique de limiter les conflits entre la suture et les poulies, tout rétrécissement de la gaine synovial doit absolument être évité. Ainsi, la fermeture hermétique de la gaine n'est plus préconisée (114, 116).

3A2 Critères physiologiques

La suture ne doit pas être ischémiant, comme le laçage de BUNNELL (25, 115). Il existe des cas de nécrose avec certaines techniques qui perturbent la nutrition du tendon (25). Certains auteurs, tel que DUBERT, épargnent la moitié dorsale du tendon pour préserver sa vascularisation (30). D'après GELBERMANN, la zone lésée est toujours colonisée par des néovaisseaux, même dans les zones initialement avasculaires du FCP (37). L'importance du respect de la vascularisation dorsale du tendon est un sujet de controverse. La cicatrisation s'effectue correctement même lorsque le fil central est placé dans la moitié dorsale sur des arguments biomécaniques (2, 64, 108). En effet, MANSKE puis XIE ont démontré que le fluide synovial est le vecteur nutritif prépondérant des tendons en zone 2 (73, 135).

De plus, la suture ne doit pas favoriser la cicatrisation extrinsèque à l'origine des adhérences (57, 128). Celles-ci sont également liées aux critères chirurgicaux, anatomiques et biomécaniques, solidité et frottements (137).

3A3 Critères biomécaniques

La suture doit supporter les contraintes de la rééducation jusqu'à la consolidation du tendon (2, 104, 128). La rigidité de la suture, sa résistance à la rupture et à l'espace sous contrainte influencent le résultat clinique (9, 89, 92, 104, 128). Les propriétés de glissement sont également à prendre en considération, car leur dégradation est corrélée à la survenue d'adhérences (137). Il faut donc limiter l'encombrement des sutures et leur déformation qui retentissent sur le glissement du tendon (9, 93).

La résistance de la suture est liée au nombre de fils traversant la section, à la taille et à la nature du matériel, au nombre de boucles ou de nœuds d'ancrage, au nombre et à la position des nœuds, au dessin et au trajet des brins de la suture, aux interactions entre matériel et tendon pendant les phases de cicatrisation (2, 5, 30, 83, 86, 89, 90, 99, 122, 131, 135).

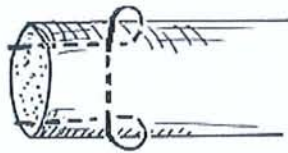
a Profondeur de la suture centrale

L'intérêt biomécanique du placement dorsal de la suture est lié à la théorie des bandes de tension (2, 64, 108) mais également à la résistance moindre de l'épitenon palmaire (107). La partie dorsale du tendon, sur sa grande courbure, subit des contraintes en traction supérieures à sa partie ventrale lors de la flexion digitale. Les mesures biomécaniques dans les modèles angulaire et curvilinéaire ont confirmé la résistance supérieure de certaines sutures avec boucle d'ancrage placées en dorsal (64). L'avantage ne serait pas significatif pour les sutures avec ancrage noué (technique de STRICKLAND) (108). De plus, le placement dorsal du nœud externe limite les frottements (cas du point de TANG double boucle).

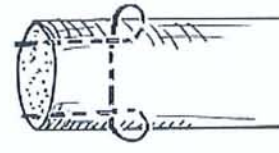
b Ancrage épitenon

Le type d'ancrage épitenon est un facteur important de résistance des sutures (30, 55). L'ancrage épitenon est situé entre les éléments transversaux et longitudinaux de la suture. Il en existe plusieurs types selon leur comportement sous traction :

- L'ancrage le plus simple, dénommé « **grasping** » ou « **point non appuyé** », n'enserme aucune fibre de collagène. Sous traction, il tend à s'ouvrir et dilacère les fibres du tendon. La rupture survient par arrachage de la suture.
- L'ancrage dénommé « **locking** » ou « **point appuyé** » enserme des fibres de collagène. Ainsi, sous traction le fil forme une boucle qui ne peut lâcher que par rupture du fil ou des fibres (30). D'après HOTOKEZAKA pour réaliser un point en cadre appuyé, il faut que le passage transversal soit superficiel aux éléments longitudinaux. Si le passage transversal est plus profond, on obtient un point non appuyé (55).



Configuration transverse superficielle « locking »



Configuration profonde « grasping »

D'après nous, c'est plutôt le passage transversal proximal à la boucle d'ancrage qui provoque la configuration appuyée. Si le passage est distal la configuration est non appuyée car la boucle est « ouverte ».



Configuration distale « ouverte »

D'après HATANAKA, la résistance de l'ancrage appuyé dépend de la quantité de fibres incluses, et nécessite donc la prise la plus large possible (53).

- Enfin, dans le dernier type d'ancrage le fil est « **bloqué** » ou « **verrouillé** » par un nœud : le fil repasse dans la boucle, ce qui interdit tout glissement ultérieur. La suture doit être précontrainte pour éviter un diastasis non rattrapable. Le risque d'erreur technique est donc important. Une tension non homogène des brins fragilise la suture. Les contraintes évitent les brins les moins tendus, et ceux-ci ne participent pas à la résistance globale de la suture. De plus, les nœuds d'ancrage constituent autant de concentrations de contraintes, avec un risque de rupture plus important (30). Cependant, pour ses promoteurs, le verrouillage renforce plus efficacement la suture.
- Le point de TSUGE, réalisé au moyen d'un fil boucle, constitue un cas particulier de suture verrouillée « **autobloquante** ». Son intérêt est de conserver une faculté de rapprocher les extrémités tendineuses en serrant le nœud final. Il existe plusieurs façons de placer le nœud autobloquant, transversal pour inclure plus de fibres et augmenter la résistance de la suture, ou longitudinal pour diminuer les frottements, comme décrit par ANGELES (2). Il nous semble que le placement longitudinal apporte moins d'avantages pour les frottements qu'il n'affaiblit la suture par dilacération des fibres. Le placement dorsal du fil suffit à limiter les frottements dus au nœud externe. Nous privilégierons dorénavant l'orientation transversale de la boucle associée au placement dorsal de la suture.

c Encombrement du matériel de suture

Les sutures occupent de l'espace au sein du tendon. Le nombre de nœuds n'est pas anodin. Certains auteurs reprochent aux nœuds multiples de mal équilibrer les tensions sur les brins (2, 12, 30). En cas de nœuds internes multiples, le risque d'encombrement de la zone de section peut devenir significatif. Des études ont donc mesuré l'occupation de la tranche de section par le matériel de suture.

PRUITT a mesuré l'encombrement d'un tendon de chien par une suture de SAVAGE à 4 brins de 5/0 (90). Dans la configuration nœud externe, le matériel occupe 7% de la surface de section. Avec 4 nœuds internes il occupe 18 à 26%. PRUITT conclut que l'encombrement du matériel est fonction de nombreuses variables, dont la surface du tendon, le type de matériel et sa taille, la technique de suture et le nombre de boucles dans le nœud.

NORRIS (84) rapporte que les deux nœuds internes du point de KESSLER-TAJIMA réalisé avec du fil 4/0 occupent 27% de la surface dans la zone sectionnée. Le nœud et les 6 brins du point de SAVAGE occupent 18%, et les deux brins du point de KESSLER seulement 2% de la section. Ainsi, le nœud interne occupe une place non négligeable dans la tranche de section.

D'après PAPANDREA (86), le nœud interne du KESSLER modifié occupe 20% de la surface, alors que les 2 brins de la technique « epitenon first » n'occupent que 3%. Il plaide pour la supériorité du nœud enfoui sous la surface du tendon, qui ne comporte pas de risque d'accrochage, et qui n'occulte pas la zone de cicatrisation. L'inconvénient, selon lui, du nœud interne est de constituer un espace « vide » où les fibres ont un comportement anarchique. Le phénomène est semblable à celui constaté lors d'un diastasis sous contrainte, mais plus localisé.

Ces considérations sont à confronter aux faits cliniques qui montrent une cicatrisation satisfaisante avec les nœuds internes. Après trois semaines *in vivo*, PRUITT montre même une résistance plus importante avec un nœud interne (90). Il conclut que le placement interne du nœud « n'a pas d'effet adverse sur la cicatrisation et pourrait stimuler la production de collagène ».

d Placement du nœud

URBANIAK a montré que le nœud constitue une zone de faiblesse de la suture par concentration de contraintes (122). Noué, le Nylon perd 22% de sa force, le Mersilène 36% et le Tevdek 46%. Les boucles d'ancrage seraient également des zones de faiblesse, bien que participant à la résistance globale de la suture (30).

PAPANDREA (86) trouve une suture plus résistante lorsque le nœud est externe, à distance de la zone de section. Le nœud enfoui semble aussi résistant que le nœud externe. Ceci a été confirmé par AOKI (5), qui conclut à la supériorité mécanique d'un nœud externe unique. Plusieurs nœuds affaiblissent la suture, ainsi que leur proximité avec la section.

PRUITT (90) montre également, mais *in vivo*, la supériorité du nœud externe sur le nœud interne. Il l'attribue à une meilleure transmission des contraintes car le nœud constitue une zone de faiblesse. Cependant, cette différence s'estompe après cicatrisation car la transmission des forces devient équivalente.

Enfin, le placement externe du nœud altère la surface du tendon et ses propriétés de glissement (5, 82, 83, 132). Il peut aussi entraîner un accrochage au bord des poulies (99). Ce risque est atténué par l'enfouissement du nœud sous l'épiténdon ou le placement dorsal de la suture.

La situation et le nombre idéale des nœuds sont donc toujours à déterminer. Chaque situation a des avantages et des inconvénients. Dans les études cliniques, il n'y a pas de différence entre les configurations de nœuds. Leurs différences sont donc essentiellement théoriques.

e Type de fil

Le type de fil a très tôt fait l'objet d'investigations par KETCHUM (60). Sa résistance intrinsèque est exprimée en taille de 0 dans la nomenclature américaine. Un fil de taille 4/0 est généralement employé. Les fils plus gros sont plus résistants (d'environ 50% par taille de fil), mais moins utilisés car leur rigidité augmente les frottements et les risques d'accrochage. Les fils plus fins n'ont pas une résistance mécanique suffisante. DUBERT emploie un fil de taille 3/0 dans une configuration d'au moins 4 brins. La résistance du fil garantie par le fabricant étant de 13,6 N, il faut d'après lui 4 brins pour supporter 35 N, en tenant compte de l'affaiblissement au voisinage du nœud et des boucles (30). Pourtant, nos sutures à deux brins de 4/0 ont régulièrement résisté à 35 N.

Classiquement, un fil non résorbable est utilisé. Il existe des différences entre les fils selon leur composition chimique. D'après PRUITT, la soie a une force à la rupture 25 à 35% inférieure aux fils synthétiques, cependant sans retentissement sur la formation d'espace sous contraintes cycliques (89). La résistance à la fatigue des fils peut différer selon leur composition chimique et leur caractère tressé ou monofilament. Les fils tressés non enrobés sont moins utilisés que les monofilaments en raison de leur coefficient de friction plus élevé (30). WINTERS indique que le fil 4/0 Supramid[®] a les mêmes propriétés biomécaniques que le 4/0 Dacron[®] (131). D'après KETCHUM, les monofilaments de Polypropylène et de Nylon sont plus sensibles à la fatigue que les monofilaments d'acier et de Supramid[®] (60).

Le maniement du fil, son glissement dans le tendon, l'effet mémoire du Nylon qui défait les nœuds (60), bref son confort d'utilisation sont également à prendre en considération. Ainsi, URBANIAK écarte le monofilament métallique au profit du Polyester en raison de sa flexibilité et de son confort (122). De même, WADE indique que les difficultés de manipulation du monofilament métallique empêchent de réaliser des boucles d'ancrage « appuyées » (127). Le fil métallique est ainsi d'usage exceptionnel.

L'usage de fil résorbable est peu répandu dans la littérature, mais plusieurs arguments prèchent pour son utilisation. Sa résorption le fait disparaître progressivement, supprimant les risques d'accrochage ou de réaction à corps étranger à long terme (85). Des phénomènes inflammatoires minimes accompagnent sa résorption, mais ils se rencontrent également avec certains fils non résorbables (surtout la soie, également le Tevdek[®] ou le Mersilène[®]) (60, 99). D'après les études biomécaniques il n'existe pas de différence entre le polydioxanone PDS[®] et les fils non résorbables polypropylène Prolène[®] et polyester tressé Ethibond[®] : WADE avec un surjet épitendineux de HALSTED de 5/0 (127) ; O'BROIN avec un point de KESSLER modifié de 4/0 (85) et MASHADI (74). D'après O'BROIN, la résistance du PDS[®] se prolonge suffisamment pour obtenir une consolidation de qualité. Ainsi, les fils résorbables à demi-vie longue, tel que le PDS[®] complètement hydrolysé en 180 jours, sont tout à fait adaptés à la réalisation des sutures centrales et périphériques

des tendons fléchisseurs (85). La question de l'élimination des produits d'hydrolyse est spéculative selon O'BROIN. Les produits de dégradation du polydioxanone (de formule chimique $[C_4H_6O_3]_n$) sont inoffensifs et facilement résorbés par la grande surface de la membrane synoviale (85). Il s'agit selon le fabricant de monomères d'acide 2-hydroxyéthoxyacétique facilement résorbés et métabolisés par l'organisme.

3A4 Critères chirurgicaux

L'intervention se déroule idéalement en urgence, c'est-à-dire dès le diagnostic posé. Il y a des arguments histologiques, biochimiques, biomécaniques et infectieux pour que la réparation soit effectuée dans la première semaine (39).

La technique chirurgicale doit être précise, économe et peu traumatisante. Les manipulations atraumatiques du tendon et de la gaine favorisent la cicatrisation intrinsèque. Il faut éviter les erreurs techniques, telles qu'accrochage de la suture dans la gaine synoviale, twist du tendon, déformation excessive en tampon de wagon (25, 27, 99). Il est également utile de précontraindre la suture en lui faisant franchir une poulie par traction proximale. Cette manœuvre améliore le glissement et atténue les conflits avec les poulies.

L'importance du diamètre du canal digital a été rappelée par TANG. Il a montré une amélioration des propriétés de glissement proportionnelle au diamètre de la gaine (114, 116). De même après section partielle de la poulie A2 (118). Ceci a été confirmé par SANDERS dans un modèle de doigt de cadavre (93). Une gaine plus large s'adapte mieux aux déformations du tendon. Toute manœuvre qui rétrécit le diamètre de la gaine synovial est donc à proscrire absolument (114). La fermeture de la gaine ne doit pas être hermétique, surtout au prix de son rétrécissement (116). Ceci est particulièrement vrai dans les petites mains et pour les méthodes de sutures encombrantes, tel que celle de SAVAGE (93).

La technique de suture doit être aisée, rapide, sans courbe d'apprentissage, reproductible quel que soit le chirurgien (128). Elle ne doit pas être trop délabrante pour la gaine digitale, ni obliger à des manipulations trop agressives.

La reproductibilité et les variations selon l'opérateur ont été peu étudiées dans la littérature. C'est pourtant un facteur essentiel dans la diffusion d'une technique chirurgicale. Avant l'étude de WASSERMANN sur la technique du MGH en 1997 (128), seules deux publications s'étaient intéressées à la reproductibilité selon l'opérateur. L'une concernait une suture cutanée et l'autre la morbidité après chirurgie du cancer colorectal !

La rapidité de réalisation de la suture est importante à prendre en compte. La réparation d'une lésion isolée d'un tendon fléchisseur est certes un geste habituel et rapide. Mais le problème des lésions multidigitales et des traumatismes complexes avec des temps osseux et microvasculaires est tout autre. Il faut alors disposer d'une technique rodée dont la rapidité est une qualité première.

Dans l'étude de McLARNEY (78), le temps de réalisation de la suture de KESSLER modifiée est évalué à 3,25 minutes, celui du point cruciforme 4 brins à 3,75 minutes, celui du point de STRICKLAND à 4 brins à 6 minutes, et celui du point de SAVAGE à 4 brins à 14 minutes. ANGELES ne détaille pas ses durées moyennes de réalisation des gestes techniques, mais note qu'elles sont relativement proportionnelles à la complexité du dessin des sutures (2). Ainsi, il indique que le point du MGH prend « clairement » le plus de temps. Dans l'ordre suivent le point de STRICKLAND à 4 brins, le point de LEE, le point cruciforme bloqué, le plus rapide étant le double TSUGE. Pour nous, la suture centrale selon KESSLER modifié prend environ 3 minutes, le point de WINTERS 4 minutes, celui de TANG double boucle 4,5 minutes et celui de SAVAGE à 6 brins 10 minutes. Ces durées sont relativement similaires à celles décrites. En particulier, la lenteur du point de SAVAGE est liée aux très nombreuses étapes de sa réalisation.

3B Contraintes sur les sutures

Cette question essentielle sous-tend toutes les considérations biomécaniques. Il n'y a malheureusement pas de certitude objective sur les contraintes réelles qui s'appliquent aux sutures, donc sur leur objectif de résistance.

Ainsi, les promoteurs des sutures les plus résistantes évoquent des niveaux de contrainte extrêmement élevés. Cependant, en pratique courante la majorité des sutures à 2 brins résistent aux protocoles de rééducation active précoce déjà employés. Il y a donc un décalage entre des publications alarmistes et la réalité clinique.

3B1 Mesure *in vivo* des contraintes sur le FCP

Les travaux de URBANIAK (122) et de SCHUIND (98) donnent une approximation des forces qui s'appliquent aux tendons fléchisseurs chez l'homme. Des capteurs de force ont été placés à la surface des tendons de volontaires opérés d'un canal carpien. Les contraintes qui s'appliquent au FCS sont plus faibles que celles du FCP :

- Le tonus musculaire au repos approche 1 N.
- La mobilisation passive du poignet entraîne une contrainte sur le FCP de 1 à 6 N.
- La mobilisation **passive du doigt** occasionne une contrainte sur le FCP **de 2 à 9 N**.
- La mobilisation **active sans résistance** de l'IPD occasionne une contrainte sur le FCP **de 11 à 35 N** (moyenne 14,7 ou 19 N selon l'étude),
- La mobilisation active du doigt contre résistance modérée occasionne une contrainte de 15 à 34 N,
- La mobilisation active du doigt contre résistance forte (pince de 35 N) occasionne plus de 50 à 120 N.
- La flexion active sans résistance du pouce occasionne une contrainte sur le LFP de 25 N en moyenne.

Mais cette méthode de mesure est approximative, avec un capteur bas-profil placé sur le tendon en zone 5 ou 6 et des conditions opératoires qui ne sont pas physiologiques. Les résultats de ces études *in vivo* sont donc particulièrement sujets à caution.

LIEBER a déterminé chez le chien la contrainte et l'excursion du FCP lors de différentes manœuvres (69). Si les valeurs du chien ne peuvent s'appliquer à l'homme, l'étude est intéressante dans ses implications pour la mobilisation post-opératoire. Elle confirme le lien entre les contraintes et l'excursion des tendons et la position du poignet. Les contraintes sur la suture sont limitées en flexion du poignet, position de protection. La mobilisation synergique des doigts et du poignet produit une excursion élevée sous contraintes faibles (extension des doigts avec flexion du poignet). Enfin, la mobilisation active, même sans résistance, produit une excursion faible avec des contraintes élevées. Cette étude confirme l'intérêt des mobilisations actives précoces synergiques des doigts et du poignet. De tels mouvements existent dans le protocole de STRICKLAND appliqué dans le service.

3B2 Détermination des objectifs de résistance à partir des contraintes *in vivo*

Les résultats de SCHUIND permettent une approximation de la résistance à atteindre pour les sutures. Promoteur d'une technique de réparation particulièrement résistante, SAVAGE applique une marge de sécurité égale au quintuple de la force *in vivo* (97). En effet, le traumatisme entraîne des modifications, œdème, hématome, dégénérescence, qui augmentent les contraintes sur la suture (67). L'objectif fixé par SAVAGE pour supporter la rééducation active précoce est une résistance de 73,5 à 95 N. Seul son propre point répond à cet objectif, bien loin de la résistance du point de KESSLER.

Lorsque URBANIAK a mesuré un affaiblissement du tendon moins important que celui estimé auparavant (122), CHOUEKA a réévalué les objectifs de résistance de la suture à 45 N (22). En raison des disparités dues aux calculs, il recommande une technique de suture avec « suffisamment de force », sans autre précision.

DUBERT évoque un objectif de résistance de 35 N (30). En tenant compte de l'affaiblissement du nœud et des boucles, il emploie 4 brins de fil 3/0 (résistant chacun à 13,6 N).

Depuis l'étude de SAVAGE la connaissance des processus biologiques de réparation des tendons s'est améliorée (57). Ainsi, pour BARRIE la dégénérescence du tendon est consécutive à l'immobilisation et non à la plaie (9). Dans les trois premières semaines de mobilisation précoce la résistance du tendon reste stable selon HITCHCOCK (54). Ainsi, bien que l'objectif réel de résistance demeure inconnu, BARRIE conseille de retenir la force mesurée *in vivo* avec « quelque marge de sécurité » (9). BELLEMERE précise qu'il est « possible que les phénomènes de cicatrisation tendineuse induits par la mobilisation active précoce renforcent précocement la résistance à la traction de la suture tendineuse et que les forces nécessaires à une flexion active soient en deçà des valeurs expérimentales » (12). AOKI apporte également des éléments expérimentaux qui vont dans ce sens(4).

Si on se fiait aux résultats des études biomécaniques *in vitro* et *in vivo*, on devrait constater la rupture de toutes les sutures classiques en cours de rééducation. C'est même une conclusion de plusieurs études (92, 131). Or, nos résultats cliniques avec le point de TSUGE sont comparables avec ceux des séries cliniques publiées (125). Il semble donc qu'une suture conventionnelle suffise pour résister à une mobilisation active précoce, car celle-ci protège le tendon de la dégénérescence (12). Il existe un décalage entre les études biomécaniques fixant des objectifs élevés et les résultats cliniques plus rassurants. Améliorer la résistance des sutures est certes louable, mais pas à tout prix.

3B3 Choix de la technique de rééducation

La réhabilitation crée des contraintes qui s'appliquent à la suture pendant la cicatrisation du tendon. Elle doit favoriser le mode de cicatrisation intrinsèque, aux dépens de la cicatrisation extrinsèque source d'adhérences. L'immobilisation plâtrée a donc été abandonnée (à de rares exceptions près) au profit d'une mobilisation d'emblée. En effet, la supériorité de la mobilisation précoce est confirmée depuis longtemps (38, 40, 42). Elle permet le remodelage du cal tendineux, l'amélioration des surfaces de glissement et de la résistance de la zone réparée. Ainsi, elle diminue le risque de rupture secondaire (25, 109). La rééducation doit améliorer l'excursion et les contraintes tendineuses, pour limiter les adhérences (65), tout en évitant les pics de contraintes pour ne pas rompre la suture (27).

Parmi les différentes techniques de mobilisation précoce, la mobilisation passive selon DURAN tient une large place. Associée, elle améliore les performances des autres techniques activo-passive ou active. Seule, elle ne s'adresse qu'à des cas particuliers, notamment les traumatismes complexes ou certaines lésions associées. Elle assure une course tendineuse de 3 à 5 mm (21, 31, 99) ou moins (139). Cette excursion serait néanmoins insuffisante en cas d'œdème ou d'hématome important (139). L'autre intérêt essentiel de la mobilisation passive est d'entretenir la mobilité articulaire pour en prévenir l'enraidissement. Dans ce rôle, elle constitue une étape indispensable avant une autre technique de mobilisation.

La place respective des techniques de KLEINERT et de mobilisation active précoce demeure à préciser. Une première étude clinique randomisée dans le service n'a pu dégager de différence significative quant aux résultats fonctionnels (125).

3B4 Avantages de la mobilisation active précoce

La mobilisation active précoce ne permet pas de réduire la durée de cicatrisation, donc d'arrêt de travail, mais améliore la qualité des résultats (21). L'augmentation de la fréquence des mobilisations améliore également les résultats cliniques (38). Les résultats des réparations du tendon sont corrélés à sa course et aux forces qui s'appliquent (65, 99). Or, les mobilisations actives sont les techniques les plus efficaces pour augmenter la course et les contraintes sur le tendon (21, 139). De plus, la mobilisation active « tire » le tendon, alors que les méthodes passives et activo-passive le « poussent » (25, 99, 139). Elles comportent un risque de blocage et de godronnage de la suture sous la poulie. Lors d'une mobilisation active, la mobilité articulaire reflète l'action et la course du tendon, au contraire des mobilisations passives. Pour ces raisons, les protocoles de mobilisation active précoce, sans résistance et protégés sont de plus en plus utilisés (34).

L'étude par marqueurs radio-opaques permet d'affiner l'influence du site lésionnel sur l'excursion tendineuse (25, 51, 102, 139). La course des tendons est maximale en regard de la poulie A2 et les techniques de rééducation ont une efficacité similaire dans cette zone. En regard de A3, la mobilisation active est plus efficace que celle de KLEINERT sur l'excursion des tendons. Pour les zones plus distales, seule la mobilisation active a un effet sur l'excursion du tendon.

Initialement seules les sutures multibrins ou les réinsertions en zone 1 étaient utilisées en cas de mobilisation active précoce.

Ainsi, BECKER était parmi les premiers à concevoir un point résistant en vue d'une mobilisation active, dès le lendemain et sans orthèse de protection (11). La population traitée, particulière par un niveau socio-économique très bas et une observance médiocre, justifiait cette attitude. Les résultats cliniques ont été améliorés malgré 10% de ruptures, liées au raccourcissement du tendon et à l'absence de protection.

SAVAGE associe son point renforcé à une mobilisation active d'emblée sous couvert d'une orthèse de protection pour 3 semaines (96). Il trouve 3% de ruptures, en rapport avec un manque de discipline des patients qui ont tendance à fléchir trop violemment.

BRUNELLI utilise une suture par pull-out, dont la résistance est supérieure aux sutures conventionnelles, mais qui n'est applicable qu'en zone 1 et dans la partie distale de la zone 2 (18).

3B5 Mobilisation active précoce et suture à 2 brins

SMALL utilise un point de KESSLER suivi d'une mobilisation active protégée par orthèse (105). Sa série en 1989 est la première à utiliser une suture traditionnelle (105). Auparavant les sutures à 2 brins étaient réputées ne pas résister à de telles contraintes (92, 131). Son protocole se rapproche de celui de STRICKLAND utilisé dans le service (21, 125). L'orthèse est maintenue 6 semaines. Le maximum des 9,4% de ruptures intervient dans les deux premières semaines et après la 6^{ème}. Ce taux important a confirmé pour certains auteurs l'intérêt de renforcer les sutures.

BELLEMERE fait état de 80% de bons et excellents résultats avec une technique de suture conventionnelle et une mobilisation active d'emblée (12). Son taux de rupture est de 4,3%, comparable à celui des sutures multibrins.

BAINBRIDGE et BAKIR ont également publié des séries comparatives avec suture à 2 brins, qui établissent la supériorité du protocole actif sur celui de KLEINERT (6, 7).

EVANS plaide pour les protocoles de mobilisation active précoce avec suture conventionnelle, dès le 2^{ème} jour, avec un arc de mobilité court (34). La position recommandée pour le placé-tenu a été déterminée très précisément pour obtenir la « tension minimale supérieure à la résistance viscoélastique des unités tendino-musculaires antagonistes ». Ainsi, chez tous les patients, on cherche une flexion des MP à 83°, une flexion de l'IPP à 75°, de l'IPD à 40° et une extension du poignet à 20°. La pression de la pulpe sur un capteur de force doit atteindre 0,98 à 1,96 N. Cette position permettrait d'obtenir des contraintes sûres avec une excursion suffisante.

D'autres auteurs ont également utilisé une suture conventionnelle puis une mobilisation active précoce : CULLEN (24), ELLIOT (32), GRATTON (46). Leurs résultats étaient comparables à ceux des meilleures séries.

SILFVERSKIOLD a fait état de son expérience avec une suture épitendineuse renforcée et un point central à 2 brins. Son protocole de rééducation associe mobilisations actives et de KLEINERT (103). Il enregistre 75% de bons et excellents résultats, au prix de seulement 3,6% de ruptures.

DIAO utilise également un protocole actif d'emblée avec une suture classique renforcée (27). Il attribue une grande importance à l'optimisation de la méthode de suture par placement dorsal de la suture centrale et prise profonde du surjet épitendineux. La mobilisation est active, selon une méthode placé-tenu, associée à des mobilisations selon DURAN et selon KLEINERT. La mobilisation active vraie est introduite progressivement avec le poignet fléchi en position de protection, et en contre-indiquant formellement les mobilisations contre résistance. Une orthèse de protection est maintenue pendant 4 semaines.

CHAMBON a publié une étude effectuée dans le service comparant plusieurs protocoles de rééducation (21). Il fait état d'un taux très élevé de ruptures (13%). Le protocole de mobilisation active, qui débutait à l'époque de l'étude, n'est pas responsable de ces ruptures car 10% seulement des patients en ont bénéficié. Ce taux de rupture élevé est lié au recrutement de notre centre, qui traite beaucoup de traumatologie lourde de la main. Seuls les traumatismes les plus complexes ont été exclus de l'étude. La multiplicité des opérateurs joue également un rôle.

VIALANEIX a entrepris l'étude comparative prospective des protocoles de mobilisation appliqués dans le service (125). Les résultats de la combinaison DURAN et KLEINERT ne sont pas significativement différents de ceux de l'association DURAN et STRICKLAND. Le taux de rupture dans cette série est comparable à celui des autres séries publiées. De plus, comme l'avait déjà remarqué HARRIS (52), la moitié de ces ruptures a pour cause le non-respect des consignes. Ces cas sont malheureusement peu accessibles à une prévention. Par contre, le taux de reprise pour ténolyse de 20% est trop pénalisant et doit être amélioré.

Ainsi les sutures classiques, employées dans le service sans optimisation si ce n'est la méticulosité de leur réalisation, supportent tout à fait les mobilisations actives précoces. Cependant, ces techniques à 2 brins ne peuvent résister aux mobilisations actives précoces sans protection. C'est tout l'intérêt des recherches sur les sutures plus résistantes.

Nous sommes donc amenés à conclure à l'innocuité des protocoles actifs placé-tenu « protégés ». Ils doivent être prudents et sans excès de contrainte, donc précis voire contraignants, adaptés et progressifs (12). La protection par orthèse s'accompagne de consignes et de restrictions enseignées pendant le séjour initial auprès de praticiens expérimentés (34). Cette protection semble indispensable dans les trois premières semaines pour limiter les contraintes sur les tendons fléchisseurs (12, 69). Le moindre écart met en péril la résistance de la suture. Ce péril existe pour les sutures classiques à 2 brins comme pour les sutures renforcées, aucune technique ne mettant à l'abri d'une rupture de la suture. Les modalités pratiques des protocoles de rééducation sont pour le moment empiriques. Il manque des données expérimentales (12), par exemple celles qui détermineront les mobilisations efficaces et nuisibles. Au vu des difficultés de ces études expérimentales, dont l'extrapolation clinique n'est pas automatique, la prudence est de rigueur.

3C Choix de la technique de suture

Ce choix est vaste, les caractéristiques de chaque technique nombreuses, et les combinaisons innombrables. Pour faciliter ce choix, insistons sur la facilité de réalisation technique, la rapidité, les qualités biomécaniques et le retentissement de la suture sur les frottements. Plus généralement, une technique maîtrisée sera meilleure qu'une innovation.

3C1 Techniques de suture classiques

Le point de KESSLER modifié est le plus largement répandu (23, 25, 59, 79, 101). Il a plus de possibilités d'adaptation, pouvant s'utiliser pour des tendons plats (bandelettes du FCS, appareil extenseur). La variante KESSLER-TAJIMA permet d'implanter un fil dans chaque extrémité tendineuse, facilitant les manipulations atraumatiques. Notre étude confirme sa relative innocuité, sa facilité et sa rapidité. De même, ZATITI préconise le point de KESSLER modifié en raison de sa simplicité. Il a pourtant trouvé une résistance inférieure à celle du point de SAVAGE (136). Même si la résistance du point de KESSLER semble inférieure à celle des sutures multibrins, elle paraît suffisante pour supporter une mobilisation active précoce protégée. Le phénomène de fatigue de la suture mériterait d'être exploré plus avant, car la fragilisation de la suture entraîne un risque mal maîtrisé. La détermination d'un seuil précis de nocivité, et la détermination de son équivalence en terme de mouvement, permettrait d'optimiser la méthode de rééducation.

Le point de TSUGE remplit beaucoup de conditions (25, 121). Il affronte correctement les moignons tendineux, est solide et surtout très rapide. D'après HADDAD, il est plus résistant en traction que les points de BUNNELL et de KESSLER modifié, et sa réalisation prend le tiers du temps des autres (50). La tension à appliquer lors du serrage du point central doit être dosée correctement. Il y a un risque de déformation en tampon de wagon si la tension est excessive et de formation d'espace sous contrainte si elle est insuffisante. Enfin il peut servir de fil tracteur pour extraire l'extrémité proximale rétractée (se substituant à l'artifice du conformateur en Silastic®), ou pour mieux exposer l'extrémité distale après plaie d'un doigt fléchi (25, 115). Il sert également de fil repère en cas d'atteinte multitendineuse.

Quelques auteurs reprochent aux sutures classiques de ne pouvoir supporter les contraintes d'une mobilisation active d'emblée (2, 27, 30, 73, 76, 99, 123). L'origine de cette affirmation vient de mesures biomécaniques *in vitro* comparées à l'évaluation *in vivo* des forces qui s'appliquent au tendon (98, 122). On a vu plus haut les reproches que l'on peut adresser à ces mesures. Cette affirmation est en contradiction avec les faits cliniques observés quotidiennement dans le service (125) et confirmés

par plusieurs auteurs (6, 7, 12, 24, 32, 34, 46). EVANS précise que les meilleurs résultats des protocoles passifs sont obtenus chez des patients qui « trichent » en appliquant une contraction minimale non autorisée (34). Enfin, le terme mobilisation active précoce couvre de nombreux protocoles différents, parfois très éloignés quant aux contraintes sur les fléchisseurs. Ainsi, la mobilisation sans résistance ni orthèse ni restriction décrite par BECKER (11) est très éloignée du placé-tenu selon STRICKLAND (109), ou de l'arc de mobilité limité de EVANS (34). Il est certain que les sutures conventionnelles résisteront mal aux protocoles appliqués par BECKER, et aucun auteur ne s'y risque.

3C2 Suture périphérique

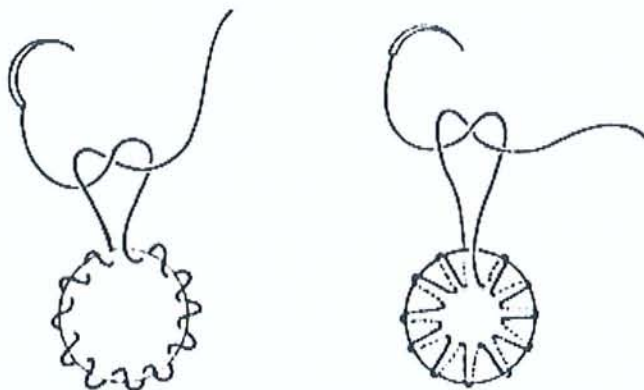
Elle est indispensable. Elle favorise l'affrontement des moignons, et le glissement de la zone réparée. SANDERS a trouvé que le glissement est plus sensible à la mauvaise coaptation des extrémités suturées qu'à la déformation globale du tendon. Le surjet épitendineux améliore l'approximation des extrémités (93). Nos constatations vont dans le même sens d'une amélioration morphologique efficace sur le glissement.

Le surjet épitendineux augmente également la résistance mécanique de la suture (14, 25, 27, 64, 93, 99) d'environ 10 N selon PRUITT (89). Il est particulièrement efficace sur la formation d'espace ou diastasis sous contrainte (27, 44, 89, 126). Un espace trop important est comblé par un tissu fibreux « mou », désorganisé, anarchique, qui s'accompagne de résultats cliniques faibles (86, 89, 41). En rendant la zone de suture étanche, il constitue une barrière à la colonisation fibroblastique (25). La technique « epitenon first », avec réalisation première d'un surjet épitendineux simple suivi d'un point de KESSLER avec nœud enfoui, permet selon PAPANDREA d'augmenter de 22% la force de la suture (86).

Comme pour la suture centrale, certains auteurs ont proposé de renforcer la suture épitendineuse. Un motif très complexe comportant de nombreuses boucles de blocage a été décrit par LIN (71). La force de cette suture sans fil central atteint 24,3 N. Cette force correspond à la moitié de celle du matériau employé, traduisant une répartition inégale des forces, avec des zones de concentration de contraintes à l'origine de ruptures précoces. Certains surjets épitendineux très complexes et volumineux comportent un risque d'ischémie du tendon (25).

DIAO préconise un moyen plus simple d'améliorer la résistance. Il a montré que la profondeur du surjet épitendineux était en relation directe avec sa force. Il préconise le placement du surjet à la moitié du rayon du tendon pour augmenter de 80% la résistance du point de KESSLER modifié (26,

27). Il attribue ce renforcement à une amélioration de l'interface tendon - suture. Le surjet se comporte comme une suture centrale auxiliaire.



À gauche surjet normal. À droite surjet profond tel que décrit par DIAO, la profondeur correspond à 50% du rayon.

Le mode de rupture du surjet épitendineux est plutôt une dilacération par échec de l'interface avec les fibres tendineuses. Un surjet placé superficiellement se rompt progressivement (64), alors qu'un surjet profond se rompt brutalement pour des contraintes plus élevées (26, 27). La rupture de la suture centrale (un point de KESSLER modifié) est toujours survenue après celle du surjet épitendineux par dilacération des fibres. Le motif de rupture d'un point de KESSLER complété d'un surjet est la sommation des deux motifs isolés (64).

Le surjet de HALSTED est particulièrement inversant et harmonieux. Il préserve la forme du tendon et réduit les irrégularités de surface. Sa réalisation est néanmoins plus lente que le surjet simple. Réalisé avec du fil 5/0, sa résistance est 89% supérieure au surjet simple (127). Avec un fil 6/0, la résistance du surjet de HALSTED est 40% ou 193% supérieure à celle du surjet simple selon ZATITI ou TANG (117, 136).

L'intérêt du surjet passé par rapport au surjet simple n'est pas clairement établi.

Le surjet croisé « cross-stitch », promu par SILFVERSKIOLD (103), a une résistance supérieure de 142% ou 145% par rapport au surjet simple selon TANG ou KIM (61, 117). Son insertion à distance de la section forme de nombreuses boucles d'ancrages et des brins qui se partagent les contraintes.

Malgré la diversité des techniques décrites et leurs avantages, la majorité des opérateurs utilise toujours le surjet simple. L'attention portée à la réalisation du surjet nous paraît plus importante que la complexité de son trajet. Il faut en particulier veiller à l'approximation la plus parfaite des berges, et favoriser une prise plus profonde.

3C3 Intérêt des nouvelles techniques de suture multibrins

Cet intérêt vient de constatations biomécaniques. De nombreux auteurs reprochent aux techniques de suture classique leur fragilité (27). Les sutures multibrins, plus solides, doivent résister à des protocoles de rééducation active, plus contraignants (99, 117, 123). Dans ces techniques, le fil d'ancrage central traverse 4, 6 ou 8 fois la zone de section. Les techniques à 6 et 8 brins sont régulièrement les plus résistantes des expérimentations biomécaniques. Cependant, les implications cliniques de ces résultats sont à prendre avec précaution.

La comparaison entre les nouvelles sutures s'avère plus difficile que pour les sutures classiques (2). En effet la diversité des points décrits, de leur trajet, de leur nombre de brins, de leurs variantes rend leur recensement délicat. De plus, les différences de protocoles rendent difficiles la comparaison entre les études.

D'après BARRIE (9), les variantes du KESSLER à 4 brins sont plus résistantes, mais n'offrent pas une protection suffisante contre l'espace dans la zone de suture. Seules les techniques à 6 brins et les points cruciformes protègent suffisamment de l'espace sous contrainte, mais au prix d'un accroissement du travail en flexion. En raison de la complexité du point de SAVAGE, le choix de BARRIE se porte donc sur le point cruciforme, compromis « idéal » entre résistance, rapidité et facilité, stabilité et de surcroît décrit par son équipe.

BARMAKIAN propose une suture à 4 brins où les parties transversales du point en cadre sont solidarisées par une boucle d'acier (8). La boucle d'interconnexion induit une précontrainte qui renforce la suture. De plus, elle transforme les contraintes en traction en contraintes en compression. Cet effet est reproduit par la technique de ROBERTSON et par le point cruciforme.

Le MGH ou BECKER augmenté (48) est une amélioration du point de BECKER. Il associe un surjet épitendineux simple à une double rangée de points en croix, réalisant un point à 4 brins. Il n'est pas nécessaire de sectionner les extrémités en biseau. Pour WASSERMANN la conformation du toron avec 2 croix réalise le meilleur compromis entre l'encombrement, la résistance à la formation d'espace et la force à la rupture (128). Cet auteur attribue les propriétés mécaniques de la technique à la conformation en croisillons. Cette architecture serait capable de transformer les contraintes de traction en compression, à la manière des doigts japonais. Ceci est rendu possible par la précontrainte, qui empêche la formation d'espace, et par le placement en premier du surjet, qui de plus limite les manipulations et les déformations du tendon. Il faut remarquer que la comparaison avec le doigtier

japonais n'est pas forcément judicieuse. En effet, sous traction le doigtier se déforme en rétrécissant son diamètre et en s'allongeant. Or, l'allongement peut signifier un diastasis dans la suture.

La technique de SAVAGE (96, 97) et la technique de TANG des boucles multiples (115) sont proches. Leur nombre de brins, leur disposition en trois torons, l'efficacité de leur accrochage par boucles est similaire. Cependant, la technique de TANG présente trois nœuds externes, dont un palmaire, nuisibles au glissement. D'après TANG, une suture centrale ne devrait pas dépendre d'un seul fil, comme celle de SAVAGE.

L'étude de XIE visait à comparer trois types de sutures à 6 brins (135). La conception de ces sutures est proche, leur différence tient au type de blocage, à la position et au nombre des nœuds, au trajet des brins. Parmi les trois sutures, celle de LIM est plus fragile que les points de SAVAGE modifié et de TANG. Pour expliquer cette fragilité, XIE évoque le placement palmaire des 6 brins et la présence de 4 points d'ancrage au lieu de 6 pour les autres techniques. Les points d'ancrage améliorent la résistance de la suture en répartissant les contraintes et diminuent le risque de dilacération des fibres. Ainsi, le point de SAVAGE modifié se rompt alors que celui de TANG s'arrache. Pour améliorer la technique de SAVAGE, XIE suggère d'augmenter la résistance du fil (= fil plus gros). Pour celle de TANG, il suggère d'accroître la surface de tendon incluse dans chaque ancrage (= prises plus larges).

3C4 Inconvénients des nouvelles techniques de suture

En premier lieu, ces sutures sont inutiles si une mobilisation active précoce n'est pas projetée (128).

Les sutures multibrins sont peu répandues. Leur complexité, leur lenteur d'exécution, les manipulations multiples du tendon, l'exposition extensive de la gaine et l'implantation de beaucoup de matériel sont autant de limites à leur diffusion (2, 4, 9, 22, 26, 27, 34, 104, 119).

Le retentissement sur le glissement de certaines sutures est corrélé *in vivo* avec la survenue d'adhérences (137). Ce retentissement peut être mesuré par l'augmentation du travail en flexion (4). Il n'est donc plus possible, comme THURMAN (119), de négliger le retentissement des sutures sur le glissement du tendon.

Certaines techniques déforment délibérément le tendon, par exemple celles de LEE, de BECKER ou de PULVERTAFT. La dernière n'est d'ailleurs pas employée en zone 2. Les deux autres ne le sont que par leur promoteur (26, 27). Le point de BECKER n'est pas un bon choix. Il nécessite en effet un raccourcissement tendineux qui augmente la tension sur la suture et occasionne un taux élevé de rupture (environ 10%) (11, 25). La technique du MGH est une modification qui tient compte de ces inconvénients. Par contre, l'exposition du site de suture nécessite une ouverture importante de la gaine. Le point de BECKER peut néanmoins être utile en cas de section tendineuse en biseau.

Aucune étude n'a évalué précisément et objectivement les déformations induites par les boucles d'ancrage à la surface du tendon. On sait que ces boucles favorisent la résistance des sutures, mais au détriment des frottements. La déformation du tendon est obligatoire quelle que soit la technique de suture. Cependant, les techniques multibrins déforment plus le tendon. Ainsi, SANDERS a constaté les déformations les plus importantes avec la technique de SAVAGE (92). Il considère ceci comme un inconvénient des sutures multibrins (93).

D'après les auteurs qui soutiennent les nouvelles techniques, leurs inconvénients sont mineurs lorsqu'une mobilisation active d'emblée est possible (80).

CONCLUSION

Nous avons conçu puis construit une machine qui permet de mesurer le travail en flexion des tendons fléchisseurs. Ce travail est corrélé aux frottements du tendon. La comparaison des mesures entre le tendon sain puis réparé permet d'évaluer le retentissement des sutures sur les frottements.

Nos expériences ont confirmé plusieurs notions. La mesure du travail en flexion est possible, et fiable. De nombreux événements intercurrents ont une signature particulière sur la courbe contrainte - excursion. Son aspect est assez reproductible, découpé en plusieurs zones. Le plateau légèrement ascendant est la partie la plus intéressante pour l'évaluation des frottements. Il correspond à la flexion non contrariée du doigt. Dans cette zone se produisent les conflits entre la suture et la poulie A2, partie inextensible du canal digital. Elle est suivie d'une zone d'inflexion lorsque la pulpe effleure la paume. Dès que le doigt est immobile, crispé dans la paume, la poursuite de la traction entraîne une augmentation très rapide des contraintes, jusqu'à des niveaux supra-physiologiques.

L'étude des conflits entre la suture et la poulie A2 a été riche d'enseignements. Nous avons été surpris de constater un effet de précontrainte, non décrit jusqu'à présent. Il s'agit d'une modification irréversible de la suture survenant dès la première traction qui la fait glisser sous une poulie. Son effet est très efficace sur le travail et le niveau des contraintes qui s'appliquent au tendon suturé. Il justifie en clinique de faire franchir une poulie à la suture par traction proximale sur le fléchisseur. Ce geste améliore significativement les conditions de glissement du tendon suturé.

La comparaison des quatre sutures testées a également été instructive. La réparation s'accompagne obligatoirement d'une augmentation des frottements. Cette augmentation est liée à la méthode de suture. Il existe une différence significative entre la technique classique à 2 brins et les techniques multibrins. Plusieurs raisons expliquent le retentissement supérieur des sutures multibrins. Les nœuds externes de la double boucle de TANG et les multiples boucles d'ancrage de la technique de SAVAGE altèrent la surface de glissement du tendon. L'augmentation du travail dans la méthode de WINTERS est liée à son encombrement important.

La facilité de réalisation d'une suture constitue un paramètre essentiel de son choix. La technique de KESSLER modifiée est la plus aisée et la plus rapide. Celle de WINTERS est légèrement plus complexe, mais sa durée n'est pas significativement différente. Celle de TANG est plus complexe, la gestion des deux fils boucle gênant sa réalisation. La technique de SAVAGE est de loin la plus compliquée, la plus longue et difficile.

Nous proposons une modification simple de la technique de suture des tendons fléchisseurs. Son but est de combiner la facilité du point de KESSLER modifié à la solidité du point de WINTERS. Son

dessin, intermédiaire entre ces deux techniques, comporte 4 brins. Il se caractérise par deux points en cadre parallèles et superposés, l'un palmaire et l'autre dorsal. L'utilisation d'un fil simple de PDS® 4/0 permet d'en limiter l'encombrement.

Vers une suture idéale

Les plaies des tendons fléchisseurs en zone 2 constituent encore un des problèmes majeurs de la chirurgie de la main. Un résultat satisfaisant exige une technique opératoire précise puis une rééducation spécifique. Les études cliniques confirment l'importance du protocole de rééducation. Les séries les plus récentes indiquent qu'une mobilisation active précoce est susceptible d'améliorer la récupération fonctionnelle. Ainsi, des techniques de suture des tendons fléchisseurs plus résistantes sont attendues pour supporter ces mobilisations plus contraignantes. Le type de suture adéquat reste à déterminer. Le cahier des charges n'est pas facile. La nécessité de reconstituer l'anatomie est ici impérieuse. La suture doit supporter un niveau de contraintes élevé. Or, nous n'avons actuellement aucune certitude, ni sur la résistance mécanique réelle des sutures, ni sur les forces qui s'appliquent au tendon.

Il y a deux voies possibles vers cette suture idéale : améliorer les sutures existantes, ou trouver une voie totalement nouvelle. Les sutures actuelles sont toutes basées sur les idées de KLEINERT : suture mobile avec ancrage à distance. Beaucoup de progrès ont été apportés depuis : surjet épitendineux, mobilisation précoce, mouvements actifs sans résistance. L'ensemble de ces évolutions a permis de beaux succès cliniques, 80% des patients sont actuellement guéris avec un bon résultat. Cependant, dans un cas sur cinq l'évolution est moins favorable, et le cursus chirurgical est alors long. Le but demeure de retrouver le niveau antérieur de fonction.

Une tendance nette aux sutures plus résistantes se dégage depuis 1996. L'utilisation de sutures à 4, 6 ou 8 brins améliore significativement la résistance à la rupture et à la formation d'espace sous contrainte. L'engouement pour les sutures plus résistantes vient de deux éléments. Premièrement des études biomécaniques expérimentales. La confrontation de l'évaluation *in vivo* des forces que rencontre le tendon aux mesures *in vitro* de résistance des sutures fait craindre la fragilité des sutures traditionnelles. Deuxièmement, l'existence de ruptures secondaires des sutures en pratique clinique. Cette complication très grave a un retentissement négatif par la crainte qu'elle suscite. Toute limite à l'intensité des mobilisations risque en effet de favoriser la formation d'adhérences.

Il est indéniable qu'une amélioration de la résistance des sutures présente de nombreux avantages. L'augmentation de la force de la suture diminue effectivement le risque de rupture. De même pour la formation d'espace sous contrainte, générateur de mauvais résultats par adhérences. Les protocoles de

mobilisation active pourraient être accélérés grâce à une suture plus solide, avec des mobilisations en flexion sans résistance dès le post-opératoire. Il ne serait alors plus nécessaire d'enseigner une méthode contraignante au cours d'une hospitalisation initiale. Avec moins de reprise pour ténolyse, la durée totale d'arrêt de travail et le coût pour la société diminuerait.

La conception d'une telle suture plus résistante est donc bénéfique. Cependant, il faut considérer la balance des avantages et des inconvénients. En particulier il faut prendre garde à préserver le glissement du tendon, facteur de mauvais résultat. Il faut aussi considérer l'exposition du tendon, parfois exigüe, le temps et la facilité de réalisation. L'utilité de la suture dépend particulièrement de ces facteurs en cas de lésion associée ou de traumatisme complexe. Elle doit alors s'intégrer dans une stratégie globale à long terme, chirurgicale et de réhabilitation. L'élaboration de cette stratégie est faite en urgence, c'est le traitement « tout en un temps avec mobilisation précoce ».

Le compromis « idéal » entre la résistance et le retentissement des nouvelles sutures a été très peu étudié. Nous avons fabriqué une machine fiable, la première hors des USA, pour mesurer le travail digital en flexion après suture du tendon. Son augmentation par rapport au tendon sain est corrélée aux frottements. Notre étude a permis de faire le point sur plusieurs sutures, leur facilité de réalisation et leur retentissement, leurs avantages et leurs insuffisances. Certaines innovations ont eu l'effet escompté, ainsi le placement dorsal de la suture ou l'utilisation d'un fil double brin pour doubler facilement le nombre de brins. D'autres sont décevantes, telle l'orientation longitudinale des boucles autobloquantes et la double boucle de TANG, qui n'est pas plus facile et retentit autant que la technique de WINTERS.

Grâce à ces résultats, nous pouvons suggérer une modification simple pour améliorer les sutures des fléchisseurs. Cette proposition n'est qu'un tâtonnement dans la voie vers une suture idéale.





BIBLIOGRAPHIE

- 1 Alnot JY, Azzi A, Lericolais A, Ovieve JM. Sections fraîches des tendons fléchisseurs des doigts et du pouce. Nouvelles tendances thérapeutiques. A propos d'une série clinique de 77 lésions de tendons. *Ann Chir Main Memb Super* 1993 ; **12** : 302-12.
- 2 Angeles JG, Heminger H, Mass DP. Comparative biomechanical performances of 4-strand core suture repairs for zone II flexor tendon lacerations. *J Hand Surg* 2002 ; **27A** : 508-17.
- 3 Aoki M, Manske PR, Pruitt DL, Larson BJ. Tendon repair using flexor tendon splints: an experimental study. *J Hand Surg* 1994 ; **19A** : 984-90.
- 4 Aoki M, Manske PR, Pruitt DL, Larson BJ. Work of flexion after tendon repair with various suture methods. A human cadaveric study. *J Hand Surg* 1995 ; **20B** : 310-3.
- 5 Aoki M, Pruitt DL, Kubota H, Manske PR. Effect of suture knots on tensile strength of repaired canine flexor tendons. *J Hand Surg* 1995 ; **20B** : 72-5.
- 6 Bainbridge L, Robertson C, Gillies D, Elliot D. A comparison of post-operative mobilization of flexor tendon repairs with "passive flexion-active extension" and "controlled active motion" techniques. *J Hand Surg* 1994 ; **19B** : 607-12.
- 7 Bakir A, Türk CY, Kabak S, Sahin V, Kardas Y. Flexor tendon repair in zone 2 followed by early active mobilization. *J Hand Surg* 1996 ; **21B** : 624-8.
- 8 Barmakian JT, Lin H, Green SM, Posner MA, Casar RS. Comparison of a suture technique with the modified Kessler method: resistance to gap formation. *J Hand Surg* 1994 ; **19A** : 777-81.
- 9 Barrie KA, Wolfe SW, Shean C, Shenbagamurthi D, Slade JF, Panjabi MM. A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repairs using an *in situ* testing model. *J Hand Surg* 2000 ; **25A** : 499-506.
- 10 Becker H, Davidoff M. Eliminating the gap in flexor tendon surgery. A new method of suture. *Hand* 1977 ; **9** : 306-11.
- 11 Becker H, Orak F, Duponselle E. Early active motion following a beveled technique of flexor tendon repair: report on fifty cases. *J Hand Surg* 1979 ; **4A** : 454-60.
- 12 Bellemère P, Chaise F, Friol JP, Gaisne E, Le Lardic C. Résultats de la mobilisation active précoce après réparation primaire des tendons fléchisseurs. *La Main* 1998 ; **3** : 221-34.
- 13 Berndtsson L, Ejeskar A. Zone II flexor tendon repair in children. A retrospective long term study. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 1995 ; **29** : 59-64.
- 14 Bhatia D, Tanner KE, Bonfield W, Citron ND. Factors affecting the strength of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1992 ; **17B** : 550-2.
- 15 Boardman ND, Morifusa S, Saw SS, McCarthy DM, Sotereanos DG, Woo SL. Effects of tenorrhaphy on the gliding function and tensile properties of partially lacerated canine digital flexor tendons. *J Hand Surg* 1999 ; **24A** : 302-9.
- 16 Boyer MI, Gelberman RH, Burns ME, Dinopoulos H, Hofem R, Silva MJ. Intrasynovial flexor tendon repair. An experimental study comparing low and high levels of *in vivo* force during rehabilitation in canines. *J Bone Joint Surg* 2001 ; **83A** : 891-9.
- 17 Boyer MI, Meunier MJ, Lescheid J, Burns ME, Gelberman RH, Silva MJ. The influence of cross-sectional area on the tensile properties of flexor tendons. *J Hand Surg* 2001 ; **26A** : 828-32.
- 18 Brunelli G, Monini L. Technique personnelle de suture des tendons fléchisseurs des doigts avec mobilisation immédiate. *Ann Chir Main* 1982 ; **1** : 92-6.
- 19 Bruner JM. The zig-zag volar-digital incision for flexor-tendon surgery. *Plast Reconstr Surg* 1967 ; **40** : 571-4.
- 20 Chamay A. L'histoire de la chirurgie des tendons fléchisseurs. *Ann Chir Main* 1997 ; **16** : 9-15.
- 21 Chambon X, Paysant J, Gavillot C, Petry D, Andre JM, Dap F, Dautel G, Merle M. Protocoles de rééducation après réparation des tendons fléchisseurs de la main en zone 2 : présentation et indications. *Chir Main* 2001 ; **20** : 368-77.

- 22 Choueka J, Heminger H, Mass DP. Cyclical testing of zone II flexor tendon repairs. *J Hand Surg* 2000 ; **25A** : 1127-34.
- 23 Coert JH, Uchiyama S, Amadio PC, Berglund LJ, An KN. Flexor tendon-pulley interaction after tendon repair. A biomechanical study. *J Hand Surg* 1995 ; **20B** : 573-7.
- 24 Cullen KW, Tolhurst P, Lang D, Page RE. Flexor tendon repair in zone 2 followed by controlled active mobilization. *J Hand Surg* 1989 ; **14B** : 392-5.
- 25 Dap F. Lésions traumatiques récentes des tendons fléchisseurs de la main : évolution des idées et évaluation des résultats. In : Monographie des annales de la main et du membre supérieur, vol 4. Paris : Expansion Scientifique Française ; 1992, p. 1-32.
- 26 Diao E, Hariharan JS, Soejima O, Lotz JC. Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. *J Hand Surg* 1996 ; **21A** : 234-9.
- 27 Diao E. Flexor tendon repairs. *Tech Hand Upper Extr Surg* 1997 ; **1** : 277-85.
- 28 Dinopoulos HT, Boyer MI, Burns ME, Gelberman RH, Silva MJ. The resistance of a four- and eight-strand suture technique to gap formation during tensile testing: an experimental study of repaired canine flexor tendons after 10 days of *in vivo* healing. *J Hand Surg* 2000 ; **25A** : 489-98.
- 29 Drape JL, Silbermann-Hoffman O, Houvet P, Dubert T, Thivet A, Benmelha Z, Frot B, Alnot JY, Benacerraf R. Complications of flexor tendon repair in the hand: MR imaging assessment. *Radiology* 1996 ; **198** : 219-24.
- 30 Dubert T. Techniques actuelles de suture primitive des tendons fléchisseurs. *Chir main* 2002 ; **21** : 218-24.
- 31 Duran RE, Hauser RG, Coleman CR. A preliminary report in the use of controlled passive motion following flexor tendon repair in zone 2. *J Hand Surg* 1976 ; **1** : 79.
- 32 Elliot D, Moiemens NS, Flemming AF, Harris SB, Foster AJ. The rupture rate of acute flexor tendon repairs mobilized by the controlled active motion regimen. *J Hand Surg* 1994 ; **19B** : 607-12.
- 33 Erhard L, Zobitz ME, Zhao C, Amadio PC, An KN. Treatment of partial lacerations in flexor tendons by trimming : a biomechanical *in vitro* study. *J Bone Joint Surg* 2002 ; **84A** : 1006-12.
- 34 Evans RB. Rehabilitation techniques for applying immediate active tension to zone I and II flexor tendon repairs. *Tech Hand Upper Extr Surg* 1997 ; **1** : 286-296.
- 35 Fitoussi F, Lebellec Y, Frajman JM, Pennecot G. Plaies des tendons fléchisseurs en zones I et II chez l'enfant. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1999 ; **85** : 684-8.
- 36 Gelberman RH, Boyer MI, Brodt MD, Winters SC, Silva MJ. The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. An experimental study on the early stages of tendon-healing in dogs. *J Bone Joint Surg* 1999 ; **81A** : 975-82.
- 37 Gelberman RH, Khabie V, Cahill CJ. The revascularization of healing flexor tendons in the digital sheath. A vascular injection study in dogs. *J Bone Joint Surg* 1991 ; **73A** : 868-81.
- 38 Gelberman RH, Nunley JA, Osterman AL, Breen TF, Dimick MP, Woo SL. Influences of the protected passive mobilization interval on flexor tendon healing. A prospective randomized clinical study. *Clin Orthop* 1991 ; **264** : 189-96.
- 39 Gelberman RH, Siegel DB, Woo SL, Amiel D, Takai S, Lee D. Healing of digital flexor tendons: importance of the interval from injury to repair. A biomechanical, biochemical, and morphological study in dogs. *J Bone Joint Surg* 1991 ; **73A** : 66-75.
- 40 Gelberman RH, Vandenberg JS, Lundborg GN, Akeson WH. Flexor tendons healing and restoration of the gliding surface. An ultrastructural study in dogs. *J Bone Joint Surg* 1983 ; **65A** : 70-80.
- 41 Gelberman RH, Vandenberg JS, Manske PR, Akeson WH. The early stages of flexor tendons healing: a morphologic study of the first fourteen days. *J Hand Surg* 1985 ; **10A** : 776-84.
- 42 Gelberman RH, Woo SL, Lothringer K, Akeson WH, Amiel D. Effects of early intermittent passive mobilization on healing canine flexor tendons. *J Hand Surg* 1982 ; **7A** : 170-5.
- 43 Gilbert A, Masquelet A. Lésions récentes des tendons fléchisseurs de l'enfant. In : Tubiana R, editor. *Traité de Chirurgie de la Main*. Paris : Masson ; 1986, p. 309-13.
- 44 Gordon L, Garrison JL, Cheng JC, Liu YK, Nathan RP, Levinsohn DG. Biomechanical analysis of a step-cut technique for flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1992 ; **17B** : 282-5.

- 45 Gordon L, Tolar M, Rao KT, Ritchie RO, Rabinowitz S, Lamb RP. Flexor tendon repair using a stainless steel internal anchor. Biomechanical study on human cadaver tendons. *J Hand Surg* 1998 ; **23B** : 37-40.
- 46 Gratton P. Early active mobilization after flexor tendon repairs. *J Hand Ther* 1993 ; **6** : 285-9.
- 47 Greenwald D, Shumway S, Allen C, Mass D. Dynamic analysis of profundus tendon function. *J Hand Surg* 1994 ; **19A** : 626-35.
- 48 Greenwald DP, Hong HZ, May JW. Mechanical analysis of tendon suture techniques. *J Hand Surg* 1994 ; **19A** : 641.
- 49 Grobbelaar AO, Hudson DA. Flexor tendon injuries in children. *J Hand Surg* 1994 ; **19B** : 696-8.
- 50 Haddad RJ, Kester MA, McCluskey GM, Brunet ME, Coow SD. Comparative mechanical analysis of a looped-suture tendon repair. *J Hand Surg* 1988 ; **13A** : 709-13.
- 51 Hagberg L, Selvik G. Tendon excursion and dehiscence during early controlled mobilization after flexor tendon repair in zone II: an x-ray stereophotogrammetric analysis. *J Hand Surg* 1991 ; **16A** : 669-80.
- 52 Harris SB, Harris D, Foster AJ, Elliot D. The etiology of acute rupture of flexor tendon repairs in zones 1 and 2 of the fingers during early mobilization. *J Hand Surg* 1999 ; **24B** : 275-80.
- 53 Hatanaka H, Manske PR. Effect of the cross-sectional area of locking loops in flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1999 ; **24A** : 751-60.
- 54 Hitchcock TF, Light TR, Bunch WH, Knight GW, Sartori MJ, Patwardhan AG, Hollyfield RL. The effect of immediate constrained digital motion on the strength of flexor tendon repairs in chickens. *J Hand Surg* 1987 ; **12A** : 590-5.
- 55 Hotokezaka S, Manske PR. Differences between locking loops and grasping loops: effects on 2-strand core suture. *J Hand Surg* 1997 ; **22A** : 995-1003.
- 56 Ion LE, Sykes PJ, Cassell OC, O'Doherty DM, Roberts AM. Comparative biomechanical analysis of a new circumferential flexor tendon repair and a modified Kessler repair. *Br J Plast Surg* 1997 ; **50** : 236-41.
- 57 Jaibaji M. Advances in the biology of zone II flexor tendon healing and adhesion formation. *Ann Plast Surg* 2000 ; **45** : 83-92.
- 58 Kavouksorian CA, Noone RB. Flexor tendon repair in the neonate. *Ann Plast Surg* 1982 ; **9** : 415-8.
- 59 Kessler I, Nissim F. Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath. An experimental and clinical study. *Acta Orthop Scand* 1969 ; **40** : 587-601.
- 60 Ketchum LD, Martin NL, Kappel DA. Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs. *Plast Reconstr Surg* 1977 ; **59** : 708-19.
- 61 Kim PT, Aoki M, Tokita F, Ishii S. Tensile strength of cross-stitch epitendon suture. *J Hand Surg* 1996 ; **21B** : 821-3.
- 62 Kleinert HE, Kutz JE, Ashbell TS, Martinez E. Primary repair of lacerated flexor tendons in « No Man's land ». *J Bone Joint Surg* 1967 ; **49A** : 577.
- 63 Kleinert HE, Spokevicius S, Papas NH. History of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1995 ; **20A** : S46-52.
- 64 Komanduri M, Phillips CS, Mass DP. Tensile strength of flexor tendon repairs in a dynamic cadaver model. *J Hand Surg* 1996 ; **21A** : 605-11.
- 65 Kubota H, Manske PR, Aoki M, Pruitt DL, Larson BJ. Effect of motion and tension on injured flexor tendons in chickens. *J Hand Surg* 1996 ; **21A** : 456-63.
- 66 Kwai Ben I, Elliot D. "Venting" or partial lateral release of the A2 and A4 pulleys after repair of zone 2 flexor tendon injuries. *J Hand Surg* 1998 ; **23B** : 649-54.
- 67 Lane JM, Black J, Bora FW. Gliding function following flexor-tendon injury. A biomechanical study of rat tendon function. *J Bone Joint Surg* 1976 ; **58A** : 985-9.
- 68 Lee H. Double loop locking suture: a technique of tendon repair for early active mobilization. *J Hand Surg* 1990 ; **15A** : 945-58.
- 69 Lieber RL, Silva MJ, Amiel D, Gelberman RH. Wrist and digital joint motion produce unique flexor tendon force and excursion in the canine forelimb. *J Biomech* 1999 ; **32** : 175-81.
- 70 Lim BH, Tsai TM. The six-strand technique for flexor tendon repair. *Atlas Hand Clin* 1996 ; **1** : 65-76.

- 71 Lin GT, An KN, Amadio PC, Cooney WP. Biomechanical studies of running suture for flexor tendon repair in dogs. *J Hand Surg* 1988 ; **13A** : 553-8.
- 72 Lindsay WK, Thomson HG. Digital flexor tendons: an experimental study. *Br J Plast Surg* 1960 ; **12** : 260-7.
- 73 Manske PR. Flexor tendon healing. *J Hand Surg* 1988 ; **13B** : 237-45.
- 74 Mashadi ZB, Amis AA. Variation of holding strength of synthetic absorbable flexor tendon sutures with time. *J Hand Surg* 1992 ; **17B** : 278-81.
- 75 Mason ML, Shearon CG. Process of tendon repair: an experimental study of tendon suture and tendon graft. *Arch Surg* 1932 ; **25** : 616-91.
- 76 Matthews JP. Early mobilisation after flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1989 ; **14B** : 363-7.
- 77 Matthews P, Richards HJ. The repair potential of digital flexor tendons. *J Bone Joint Surg* 1974 ; **56B** : 618-25.
- 78 McLarney E, Hoffman H, Wolfe SW. Biomechanical analysis of the cruciate four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1999 ; **24A** : 295-301.
- 79 Merle M, Dap F. Lésions traumatiques des tendons fléchisseurs de la main. Éditions techniques. *Encycl Méd Chir*, Paris, France. Appareil locomoteur, 14056 A¹⁰, 1992, 12p.
- 80 Miller L, Mass DP. A comparison of four repair techniques for Camper's chiasma flexor digitorum superficialis lacerations: tested in an *in vitro* model. *J Hand Surg* 2000 ; **25A** : 1122-6.
- 81 Mitsionis G, Bastidas JA, Grewal R, Pfaeffle HJ, Tomaino MM. Feasibility of partial A2 and A4 pulley excision: effect on finger flexor tendon biomechanics. *J Hand Surg* 1999 ; **24A** : 310-4.
- 82 Momose T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, An KN. The effect of knot location, suture material, and suture size on the gliding resistance of flexor tendons. *J Biomed Mater Res* 2000 ; **53** : 806-11.
- 83 Noguchi M, Seiler JG, Gelberman RH, Sofranko RA, Woo SL. *In vitro* biomechanical analysis of suture methods for flexor tendon repair. *J Orthop Res* 1993 ; **11** : 603-11.
- 84 Norris SR, Ellis FD, Chen MI, Seiler JG. Flexor tendon suture methods: a quantitative analysis of suture material within the repair site. *Orthopedics* 1999 ; **22** : 413-6.
- 85 O'Broin ES, Earley MJ, Smyth H, Hooper AC. Absorbable sutures in tendon repair. A comparison of PDS with prolene in rabbit tendon repair. *J Hand Surg* 1995 ; **20B** : 505-8. Comment in: *J Hand Surg* 1996 ; **21B** : 286.
- 86 Papandrea R, Seitz WH Jr, Shapiro P, Borden B. Biomechanical and clinical evaluation of the epitendon-first technique of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1995 ; **20A** : 261-6.
- 87 Pennington DG. The locking loop tendon suture. *Plast Reconstr Surg* 1979 ; **63** : 648-52.
- 88 Peterson WW, Manske PR, Dunlap J, Horwitz DS, Kahn B. Effect of various methods of restoring flexor sheath integrity on the formation of adhesions after tendon injury. *J Hand Surg* 1990 ; **15A** : 48-56.
- 89 Pruitt DL, Manske PR, Fink B. Cyclic stress analysis of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1991 ; **16A** : 701-7.
- 90 Pruitt DL, Manske PR. The effect of suture knot location on tensile strength after flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1966 ; **21** : 969-73.
- 91 Robertson GA, al-Qattan MM. A biomechanical analysis of a new interlock suture technique for flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1992 ; **17B** : 92-3.
- 92 Sanders DW, Milne AD, Dobravec A, McDermid J, Johnson JA, King GJ. Cyclic testing of flexor tendon repairs: an *in vitro* biomechanical study. *J Hand Surg* 1997 ; **22A** : 1004-10.
- 93 Sanders DW, Milne AD, Johnson JA, Dunning CE, Richards RS, King GJ. The effect of flexor tendon repair bulk on tendon gliding during simulated active motion: an *in vitro* comparison of two-strand and six-strand techniques. *J Hand Surg* 2001 ; **26A** : 833-40.
- 94 Sanders WE. Advantages of "epitendon first" suture placement technique in flexor tendon repair. *Clin Orthop* 1992 ; **280** : 198-9.
- 95 Sandow MJ, McMahon MM. Single cross-grasp six-strand repair for flexor tenorrhaphy modified Savage technique. *Atlas Hand Clin* 1996 ; **1** : 41-64.
- 96 Savage R, Risitano G. Flexor tendon repair using a "six strand" method of repair and early active mobilization. *J Hand Surg* 1989 ; **14B** : 396-9.

- 97 Savage R. *In vitro* studies of a new method of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1985 ; **10B** : 135-41.
- 98 Schuind F, Garcia-Elias M, Cooney WP, An KN. Flexor tendon forces: *in vivo* measurements. *J Hand Surg* 1992 ; **17A** : 291-8.
- 99 Seiler JG. Flexor tendon repair. *J Am Soc Surg Hand* 2001, **1** : 177-91.
- 100 Seradge H. Elongation of the repair configuration following flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1983 ; **8A** : 182-5.
- 101 Silfverskiold KL, Andersson C. Two new methods of tendon repair: an *in vitro* evaluation of tensile strength and gap formation. *J Hand Surg* 1993 ; **18A** : 58-65.
- 102 Silfverskiold KL, May EJ, Tornvall AH. Flexor digitorum profundus tendon excursions during controlled motion after flexor tendon repair in zone II: a prospective clinical study. *J Hand Surg* 1992 ; **17A** : 122-31.
- 103 Silfverskiold KL, May EJ. Flexor tendon repair in zone II with a new suture technique and an early mobilization program combining passive and active flexion. *J Hand Surg* 1994 ; **19A** : 53-60.
- 104 Slade JF, Bhargava M, Barrie KA, Shenbagamurthi D, Wolfe SW. Zone II tendon repairs augmented with autogenous dorsal tendon graft: a biomechanical analysis. *J Hand Surg* 2001 ; **26A** : 813-20.
- 105 Small JO, Brennen MD, Colville J. Early active mobilization following flexor tendon repair in zone 2. *J Hand Surg* 1989 ; **14B** : 383-91.
- 106 Smith AM, Evans DM. Biomechanical assessment of a new type of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 2001 ; **26B** : 217-9.
- 107 Soejima O, Diao E, Lotz JC, Hariharan JS. Comparative mechanical analysis of dorsal versus palmar placement of core suture for flexor tendon repairs. *J Hand Surg* 1995 ; **20A** : 801-7.
- 108 Stein T, Ali A, Hamman J, Mass DP. A randomized biomechanical study of zone II human flexor tendon repairs analyzed in an *in vitro* model. *J Hand Surg* 1998 ; **23A** : 1046-51.
- 109 Strickland JW, Glogovac SV. Digital function following flexor tendon repair in zone 2: a comparison of immobilization and controlled passive motion techniques. *J Hand Surg* 1980 ; **5A** : 537-43.
- 110 Strickland JW. Development of flexor tendon surgery: twenty-five years of progress. *J Hand Surg* 2001 ; **25A** : 214-35.
- 111 Strickland JW. Flexor Tendon Injuries: I. Foundations of Treatment. *J Am Acad Orthop Surg* 1995; **3** : 44-54.
- 112 Tajima T. History, current status and aspects of hand surgery in Japan. *Clin Orthop Rel Res* 1984 ; **184** : 41-9.
- 113 Tang JB, Cao Y, Xie RG. Effects of tension direction on strength of tendon repair. *J Hand Surg* 2001 ; **26A** : 1105-10.
- 114 Tang JB, Ishii S, Usui M, Yamamura T. Flexor sheath closure during delayed primary tendon repair. *J Hand Surg* 1994 ; **19A** : 636-40.
- 115 Tang JB, Shi D, Gu YQ, Chen JC, Zhou B. Double and multiple looped suture tendon repair. *J Hand Surg* 1994 ; **19B** : 699-703.
- 116 Tang JB, Shi D, Zhang QG. Biomechanical and histologic evaluation of tendon sheath management. *J Hand Surg* 1996 ; **21A** : 900-8.
- 117 Tang JB, Wang B, Chen F, Pan CZ, Xie RG. Biomechanical evaluation of flexor tendon repair techniques. *Clin Orthop* 2001 ; **386** : 252-9.
- 118 Tang JB, Wang YH, Gu YT, Chen F. Effect of pulley integrity on excursions and work of flexion in healing flexor tendons. *J Hand Surg* 2001 ; **26A** : 347-53.
- 119 Thurman RT, Trumble TE, Hanel DP, Tencer AF, Kiser PK. Two-, four-, and six-strand zone II flexor tendon repairs: an *in situ* biomechanical comparison using a cadaver model. *J Hand Surg* 1998 ; **23A** : 261-5.
- 120 Trail IA, Powell ES, Noble J. The mechanical strength of various suture techniques. *J Hand Surg* 1992 ; **17B** : 89-91.
- 121 Tsuge K, Ikuta Y, Matsuishi Y. Intratendinous tendon suture in the hand: a new technique. *Hand* 1975 ; **7** : 250-5.

- 122 Urbaniak JR, Cahill JD, Mortenson RA. Tendon suture methods. Analysis of tensile strengths. In : American Academy of Orthopedic Surgeons. Symposium on tendon surgery in the hand. St. Louis: Mosby, 1975 : 70-8.
- 123 Veitch A, Firoozbakhsh K, Pribyl CR, McNally T. In vitro biomechanical evaluation of the double loop suture for flexor tendon repair. *Clin Orthop* 2000 ; **377** : 228-34.
- 124 Verdan C, Michon J. Le traitement des plaies des tendons fléchisseurs des doigts. *Rev Chir Orthop* 1961 ; **47** : 285-425.
- 125 Vialaneix J. Lésions des fléchisseurs en zone 2. rééducation selon STRICKLAND vs KLEINERT. 115 p. Thèse : Médecine Spécialisée ; Nancy : 2001.
- 126 Wade PJ, Muir IF, Hutcheon LL. Primary flexor tendon repair: the mechanical limitations of the modified Kessler technique. *J Hand Surg* 1986 ; **11B** : 71-6.
- 127 Wade PJ, Wetherell RG, Amis AA. Flexor tendon repair: significant gain in strength from the Halsted peripheral suture technique. *J Hand Surg* 1989 ; **14B** : 232-5.
- 128 Wassermann RJ, Howard R, Markee B, Payne W, Ondrovic L, Lee W, Greenwald DP. Optimization of the MGH repair using an algorithm for tenorrhaphy evaluation. *Plast Reconstr Surg* 1997 ; **99** : 1688-94.
- 129 Wilhelm K. Results of flexor tendon repair in children. *Z Kinderchir Grenzgeb* 1980 ; **30** Suppl : 122-7.
- 130 Williams RJ, Amis AA. A new type of flexor tendon repair. Biomechanical evaluation by cyclic loading, ultimate strength and assessment of pulley friction in vitro. *J Hand Surg* 1995 ; **20B** : 578-83.
- 131 Winters SC, Gelberman RH, Woo SL, Chan SS, Grewal R, Seiler JG. The effects of multiple-strand suture methods on the strength and excursion of repaired intrasynovial flexor tendons: a biomechanical study in dogs. *J Hand Surg* 1998 ; **23A** : 97-104.
- 132 Winters SC, Seiler JG, Woo SL, Gelberman RH. Suture methods for flexor tendon repair. A biomechanical analysis during the first six weeks following repair. *Ann Chir Main* 1997 ; **16** : 229-34.
- 133 Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH. Effect of post-mortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech* 1986 ; **19** : 399-404.
- 134 Wray RC, Weeks PM. Experimental comparison of techniques of tendon repair. *J Hand Surg* 1980 ; **5A** : 144-8.
- 135 Xie RG, Zhong S, Tang JB, Chen F. Biomechanical studies of 3 different 6-strands flexor tendon repair techniques. *J Hand Surg* 2002 ; **27A** : 621-7.
- 136 Zatiti SC, Mazzer N, Barbieri CH. Mechanical strengths of tendon sutures. An *in vitro* comparative study of six techniques. *J Hand Surg* 1998 ; **23B** : 228-33.
- 137 Zhao C, Amadio PC, Momose T, Couvreur P, Zobitz ME, An KN. The effect of suture technique on adhesion formation after flexor tendon repair for partial lacerations in a canine model. *J Trauma* 2001 ; **51** : 917-21
- 138 Zhao C, Amadio PC, Zobitz ME, An KN. Resection of the flexor digitorum superficialis reduces gliding resistance after zone II flexor digitorum profundus repair *in vitro*. *J Hand Surg* 2002 ; **27A** : 316-21.
- 139 Zhao C, Amadio PC, Zobitz ME, Momose T, Couvreur P, An KN. Effect of synergistic motion on flexor digitorum profundus tendon excursion. *Clin Orthop* 2002 ; **396** : 223-30.



VU

NANCY, le 29 septembre 2002
Le Président de Thèse

NANCY, le 30 septembre 2002
Le Doyen de la Faculté de Médecine,

Professeur G. DAUTEL

Professeur J. ROLAND

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE

NANCY, le 04 octobre 2002

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE NANCY 1

Professeur C. BURLET

De nouvelles techniques « multibrins » de suture des tendons fléchisseurs ont été proposées pour supporter les protocoles de mobilisation active précoce. Elles sont très résistantes, mais également complexes, lentes et encombrantes. Or, l'encombrement de la suture altère le glissement du tendon dans le canal digital inextensible. Ces propriétés de glissement ont été peu étudiées. Le modèle curvilinéaire de la main de cadavre permet de déterminer le travail nécessaire à un enroulement digital. L'augmentation du travail du tendon suturé par rapport au tendon sain est corrélée aux frottements dus à la suture.

Nous avons fabriqué une machine qui mesure le travail en flexion. Elle nous a permis de comparer une technique classique à 2 brins, le point de KESSLER modifié, et 3 techniques multibrins, les points de TANG à 4 brins, de SAVAGE à 6 brins et de WINTERS à 8 brins.

Nos résultats confirment l'augmentation obligatoire du travail après suture du tendon. La précontrainte de la suture diminue fortement le travail. Les sutures multibrins entraînent une augmentation du travail comparable entre elles et significativement supérieure à la technique classique. La résistance de la technique de KESSLER est insuffisante. La complexité et la réalisation significativement plus lente de celle de SAVAGE la pénalisent. Celle de TANG n'est pas de réalisation aisée et ses qualités mécaniques semblent limitées. Celle de WINTERS est trop encombrante.

Nous proposons une modification technique simple pour combiner le faible retentissement de la technique de KESSLER à la résistance de celle de WINTERS.

WORK OF FLEXION AFTER FLEXOR TENDON REPAIR: EXPERIMENTAL STUDY

THÈSE : MÉDECINE SPÉCIALISÉE - ANNÉE 2002

MOTS CLEFS : Tendons fléchisseurs - Réparation - Modèle expérimental - Travail en flexion - Cadavre

Faculté de Médecine de Nancy
9, avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE LÈS NANCY Cedex
