

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À  
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE  
À L'OBTENTION DE LA  
MAÎTRISE EN GÉNIE ÉLECTRIQUE  
M.Ing.

PAR  
GUILLAUME LEBLOND

DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE GÉOMETRIQUE 3D ET ANALYSE  
MORPHOMETRIQUE DES TENDONS DE CHEVAUX SAINS ET LÉSÉS À PARTIR DE  
MACROPHOTOGRAPHIES SÉRIÉES

MONTRÉAL, LE 27 NOVEMBRE 2006

© droits réservés de Guillaume Leblond

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Jacques A. de Guise, directeur de mémoire  
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Sophie Lerouge, codirectrice de mémoire  
Faculté de médecine à l'Université de Montréal

M. Jean-François Boland, président du jury  
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

Mme Nathalie Crevier-Denoix, membre du jury  
Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval à l'École national vétérinaire  
d'Alfort

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 25 AOÛT 2006

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

# DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE GÉOMETRIQUE 3D ET ANALYSE MORPHOMETRIQUE DES TENDONS DE CHEVAUX SAINS ET LÉSÉS À PARTIR DE MACROPHOTOGRAPHIES SÉRIÉES

Guillaume Leblond

## SOMMAIRE

Les muscles et les articulations d'un cheval de sport de haut niveau sont très sollicités, ce qui peut entraîner de multiples tendinopathies telles que la déchirure ou la rupture d'un tendon. Plusieurs chercheurs s'intéressent à l'évaluation du pronostic fonctionnel des lésions tendineuses du cheval au moyen de l'échographie conventionnelle. La compréhension de l'information contenue dans les images échographiques est cependant très limitée. Cela est dû au manque de connaissance *a priori* sur l'architecture fasciculaire du tendon qui est responsable de la formation des images échographiques.

Ce projet consistait à élaborer une technique de modélisation tridimensionnelle (3D) de l'architecture fasciculaire du tendon afin d'obtenir des mesures quantitatives sur celle-ci ; variation et évolution longitudinale de l'architecture de même que les longueurs, volumes et rayons moyens des faisceaux la constituant.

Pour ce faire, des photographies numériques provenant de coupes transversales sériées de tendons de chevaux (tendon fléchisseur superficiel du doigt) sains (8) ou lésés (2) ont été utilisées. À l'aide de méthodes de traitement numérique des images, les images ont été rehaussées, recalées, segmentées et fusionnées pour obtenir un modèle 3D sur lequel les caractéristiques ont été calculées.

Les rayons moyen des faisceaux analysés est de (moyenne  $\pm$  écart-type)  $0,65 \pm 0,24$  mm, leur longueur moyenne de  $2,24 \pm 1,78$  mm et seulement  $34 \pm 6,5$  % des faisceaux ont été retrouvés dans plus d'une coupe (1,3 mm d'épaisseur). La variation et l'évolution longitudinale de l'architecture découvertes sont exactement les mêmes dans tous les tendons sains.

À ce jour, à part celle-ci, aucune étude n'a fourni d'information précise et quantitative sur la distribution 3D des faisceaux tendineux. Les données recueillies, en plus d'enrichir la littérature et d'apporter une nouvelle compréhension de l'architecture fasciculaire, comble une partie des informations manquantes nécessaires à la compréhension de la formation des images échographiques du tendon.

**ASSESEMENT OF THE 3D FASCICULAR ARCHITECTURE OF THE HORSE'S SUPERFICIAL DIGITAL FLEXOR TENDON USING DIGITAL MACRO PICTURE OF SERIAL TRANSVERSE SLICES AND IMAGE ANALYSIS.**

Guillaume Leblond

**ABSTRACT**

One of the main causes of the retirement of racing of racehorse is soft tissue injuries, and among them, the superficial digital flexor tendon (SDFT) damage is the most frequent wound. Studies have shown that the mechanical properties depend on the arrangement and alignment of the collagen fibres that constitute the tendon. Ultrasound examination is the most commonly and the most appropriate tool to visualize this architecture. Unfortunately the information held in ultrasound images is not well understood because the knowledge on the fascicular architecture of SDFT is very limited.

The goal of this work is to assess 3D fascicular architecture of the horse's superficial digital flexor tendon using digital macro pictures of serial transverse slices and image analysis. Ten SDFT tendons were harvested. Eight tendons were normal and 2 had severe lesions. All samples were transversely cut in 1.3 mm regularly-spaced slices. The proximal face of each slice was photographed and analyzed with dedicated image analysis programs. Three-dimensional models of tendons were constructed on computer, and the distribution of fascicles (size and length) as well as the variation and deformation of the fascicular architecture in the longitudinal way were evaluated.

For the normal specimens, the average diameter of the fascicles analyzed is (mean  $\pm$  standard deviation)  $0.65 \pm 0.24$  mm. The mean length found is  $2.24 \pm 1.78$  mm, and only  $34 \pm 6.5$  % of them are longer than 1.3 mm. The longitudinal deformation and variation analysis showed are clearly the same in each normal specimen analyzed.

The data found and the 3D model give a new understanding of the fascicular architecture and the future work included correlation of these data with ultrasound images of SDFT, in order to help in the understanding of the formation, and to improve the clinical relevance of ultrasound images.

## REMERCIEMENTS

Je tiens, en premier lieu, à remercier Jacques A. de Guise, professeur au département de GPA, pour avoir mis sur pied le LIO, d'avoir su le faire rayonner et de m'avoir donné la chance d'y faire une maîtrise. Je remercie Sophie Lerouge, chercheuse adjointe à la faculté de médecine de l'UdM, pour sa complicité lors des manipulations de coupes et pour ses pertinents commentaires exprimés tout au long de la rédaction ainsi que Pierre Gravel, assistant de recherche au LIO, pour m'avoir introduit, avec passion, au traitement d'image. Je remercie également Nathalie Crevier-Denoix, professeure à l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort, qui a été et restera la référence « tendineuse » ainsi que Sylvain Falala, informaticien, pour sa patience et son dévouement. Je veux aussi souligner le soutien financier apporté par le CRSNG, par la chaire de recherche du Canada en imagerie 3D et ingénierie biomédicale, par l'École de technologie supérieure et par le gouvernement du Québec.

Évidemment, je remercie tous les membres du LIO, particulièrement les Français pour leur perpétuel enthousiasme pour les activités de débauche, les membres très sélect du club de thé La poche dansante, de même que le son pop-rock RTL2. En outre, je remercie Amélie pour les broderies apportées au texte et pour tout le reste. Finalement, j'aimerais remercier mes parents, Gaston et Hélène, pour m'avoir soutenu dans cette aventure ainsi que mes animaux, Macha, Érin et Henri, pour m'avoir systématiquement distrait toutes les fois où ils en ont eu l'occasion.

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
SOMMAIRE .....	iii
ABSTRACT .....	iv
REMERCIEMENTS .....	v
LISTE DES TABLEAUX.....	ix
LISTE DES FIGURES.....	x
LISTE DES GRAPHIQUES .....	xv
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES DE LA PROBLÉMATIQUE	
TENDINEUSE ET OBJECTIFS SPÉCIFIQUES.....	4
1.1 Tendon fléchisseur superficiel du doigt (TFSD).....	4
1.1.1 Anatomie générale .....	4
1.1.2 Fonctionnalité.....	6
1.1.3 Architecture interne.....	7
1.2 Lésions du TFSD .....	10
1.2.1 Caractéristiques d'une lésion tendineuse .....	10
1.2.2 Réhabilitation .....	12
1.3 Examen échographique .....	13
1.3.1 Formation de l'image échographique.....	15
1.4 Résumé, objectif et hypothèse.....	17
CHAPITRE 2 REVUE DES OUTILS DE TRAITEMENT D'IMAGES.....	19
2.1 Notations utilisées .....	19
2.1.1 Coordonnées des positions des pixels dans les images.....	19
2.1.2 Valeurs des niveaux de gris.....	20
2.1.3 Valeurs des couleurs .....	20
2.1.4 Valeurs des objets des images binaires .....	21
2.2 Les filtres.....	21
2.2.1 Filtre gaussien 3D .....	22
2.2.2 Filtre morphologique 3D.....	24
2.2.3 Les fonctions sigmoïdes.....	28
2.3 Le redimensionnement .....	31
2.4 Le recalage .....	33
2.5 La segmentation .....	35
2.5.1 L'algorithme de ligne de partage des eaux (LPE).....	36

CHAPITRE 3	MÉTHODOLOGIE .....	41
3.1	Prélèvement et conservation .....	41
3.2	Échantillons.....	41
3.3	Coupe .....	43
3.3.1	Procédure d'enrobage .....	44
3.3.2	La coupe .....	45
3.4	Macrophotographie des coupes et numérisation .....	46
3.5	Prétraitement des images.....	47
3.5.1	Redimensionnement.....	48
3.5.2	Détourage .....	51
3.5.3	Recalage .....	53
3.5.4	Filtrage et normalisation .....	54
3.6	Définition de la notion de faisceau.....	55
3.7	Distribution 3D des faisceaux .....	57
3.7.1	Algorithme d'étiquetage 3D.....	61
3.7.2	Longueurs, diamètres et volume des faisceaux.....	65
3.8	Variation longitudinale de l'architecture fasciculaire .....	65
3.8.1	Calcul de la similarité.....	67
3.8.2	Indice de similarité moyen (ISM) .....	68
3.8.3	Interprétation de la courbe de l'ISM .....	72
3.9	Évolution longitudinale de l'architecture fasciculaire .....	73
3.10	Visualisation tridimensionnelle.....	76
3.11	Protocole de validation.....	77
3.11.1	Méthode de coupe et d'acquisition des images.....	77
3.11.2	Méthode de calcul de la distribution des faisceaux.....	78
3.11.3	Méthode de calcul de la variation longitudinale de l'architecture fasciculaire .....	78
3.12	Méthode de l'évolution longitudinale de l'architecture fasciculaire .....	81
CHAPITRE 4	RÉSULTATS .....	82
4.1	Résultats de la validation .....	82
4.1.1	Méthode de calcul de la distribution des faisceaux.....	83
4.1.2	Méthode de calcul de la variation longitudinale de l'architecture fasciculaire .....	86
4.2	Résultats de la structure 3D des faisceaux .....	88
4.2.1	Rayons.....	91
4.2.2	Longueur .....	91
4.2.3	Volume.....	92
4.2.4	Tendons lésés .....	93
4.2.5	Tableau résumé .....	94
4.3	Variation longitudinale de l'architecture fasciculaire .....	95
4.4	Évolution longitudinale de l'architecture fasciculaire .....	101
CHAPITRE 5	DISCUSSION.....	108

5.1	Analyse et discussion des résultats .....	108
5.1.1	La distribution des faisceaux.....	108
5.1.2	Variation longitudinale de l'architecture fasciculaire .....	110
5.1.3	Résultats obtenus sur les tendons lésés .....	113
5.2	Améliorations méthodologiques .....	114
5.3	Comparaison des résultats avec l'information contenue dans la littérature .....	115
5.4	Retombées scientifiques et travaux futurs.....	120
CHAPITRE 6 CONCLUSION .....		124
ANNEXE 1 Publication des résultats .....		127
ANNEXE 2 Popularité des courses de chevaux .....		145
ANNEXE 3 Évaluation de la méthode d'extraction de la taille d'un pixel .....		148
BIBLIOGRAPHIE .....		154

## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau I	Caractéristiques physiques des tendons utilisés .....42
Tableau II	Composition de la solution (résine) d'enrobage du tendon pour 100 ml .....44
Tableau III	Étapes du prétraitement des images .....48
Tableau IV	Étapes de l'algorithme d'extraction de la taille d'un pixel.....49
Tableau V	Algorithme de détournage .....52
Tableau VI	Règles permettant de déterminer si une structure visible dans une image de coupe transverse est un faisceau .....55
Tableau VII	Étapes de l'algorithme d'étiquetage 3D .....62
Tableau VIII	Actions à prendre en fonction du nombre de faisceaux touchés par le faisceau projeté. ....63
Tableau IX	Étapes de l'algorithme de suivi de points d'une image à l'autre.....74
Tableau X	Résultats moyens de la distribution des faisceaux obtenus par deux utilisateurs sur les mêmes 20 images.....85
Tableau XI	Valeurs moyennes des rayons, des longueurs et des volumes pour chaque partie. ....94
Tableau XII	Données statistiques annuelles de 2004 sur la compétition sportive équine dans les pays les plus actifs.....147
Tableau XIII	Calcul de la distance (en pixel) sur dix images différentes par le même utilisateur .....150
Tableau XIV	Calculs de la distance sur la même image par le même utilisateur .....151
Tableau XV	Calcul de la distance sur 10 images différentes par deux utilisateurs ....151
Tableau XVI	Résumé des différents points évalués.....152

## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1	Appareil musculo-tendineux de la main du cheval. La partie colorée en gris représente la section utilisée pour ce projet. Adapté de Jean-Marie Denoix et (Crevier-Denoix 1996).....5
Figure 2	La pose, l'appui et la propulsion. Les trois premiers mouvements locomotifs. Adapté de Denoix 1996.....6
Figure 3	Formation de la microfibrille.....7
Figure 4	Architecture du tendon. Adapté de Kastelic et Galeski (1978).....8
Figure 5	Coupes transversales de la région métacarpienne d'un tendon sain et d'un tendon lésé.....12
Figure 6	Conceptualisation de la formation de l'image échographique .....13
Figure 7	Photographie et image échographique 10 MHz d'un TSFD .....14
Figure 8	Image échographique typique d'un tendon sain et d'un.....15
Figure 9	Pénétration minimum requise de l'onde ultrasonore.....17
Figure 10	Axes utilisés dans ce projet, (i, j, k) et (x, y, z) .....19
Figure 11	Espace RGB et HSI. ....21
Figure 12	Noyau d'un filtre moyennneur 3x3. Les nombres entre les .....23
Figure 13	Opérations morphologiques sur une image de 520x824 pixels en utilisant un disque de 11 pixels de diamètre comme élément structurant.....28
Figure 14	Graphique de la fonction sigmoïde de pente 1 .....30
Figure 15	Correction de l'illumination et rehaussement de contraste à l'aide du filtre de fonctions sigmoïdes. L'image originale est représentée en A, l'image filtrée avec une pente de 1 en B et, finalement, l'image filtrée avec une pente de 5 en C .....31
Figure 16	Correspondance entre l'image de départ et l'image redimensionnée.....32
Figure 17	Diagramme de Voronoi. Représentation des régions n.....35

Figure 18	Représentation topographique d'une image en niveaux de gris. A) image originale; B) inversion de l'image; C) représentation topographique .....36
Figure 19	Segmentation LPE à l'aide de marqueurs (ronds blancs).....37
Figure 20	Itération entre $X_h$ et $X_{h+1}$ .....40
Figure 21	Images des deux tendons lésés et d'un tendon sain typique.....43
Figure 22	Principales étapes de l'enrobage du tendon.....45
Figure 23	Schéma de l'appareil utilisé lors de la coupe du tendon .....46
Figure 24	Image typique d'une coupe transverse du centre de la région métacarpienne moyenne .....47
Figure 25	Prétraitement de la grille : A) image originale; B) rotation; .....49
Figure 26	Filtrage sigmoïde de la composante intensité. A) image originale; B) composante intensité; C) composante filtrée; D) image résultante .....51
Figure 27	Algorithme de détournage. A) après l'étape 5; B) après l'étape 6; C) après l'étape 7; D) visualisation du contour final de la ROI.....53
Figure 28	Rehaussement et normalisation. A) image recalée et détournée; .....55
Figure 29	Fusion et défusion d'un faisceau : F1 et F2 deviennent F3, D1 devient D2 et D3. Séquence de six images (1 à 6). La barre blanche représente 0.7 mm.....56
Figure 30	Images macroscopiques de différents types de cellules. Provenance des images : A) site web de l'Université de Granada en Espagne ; B) www.geocities.com; C) Vincent L. (1993) .....57
Figure 31	Images macroscopiques de surface du métal. Provenance des images : A) Russ, John C. (1999); B) Site web de l'Université de Granada en Espagne; C) <a href="http://www.bhk.co.jp/english/">http://www.bhk.co.jp/english/</a> .....58
Figure 32	Images macroscopiques du TFSD .....58
Figure 33	Étapes de présegmentation. a) image originale; b) reconstruction et superposition des marqueurs; c) LPE; d) intervention de l'utilisateur .....60
Figure 34	Interface permettant de modifier la présegmentation.....61

Figure 35	Extraction de la forme des faisceaux. A) LPE; B) carte de distance; C) extraction des faisceaux.....	62
Figure 36	Étiquetage des faisceaux en 3D. Série de 9 images du centre de la partie proximale.....	64
Figure 37	Série de 9 images de la partie proximale seuillées avec la méthode Otsu66	
Figure 38	Grilles de points utilisées dans la première image de la région proximale, médiale et distale lors du calcul de l'évolution longitudinale .....	74
Figure 39	Suivi des points dans une série. A) distribution des points; B) suivi des points sur 120 images de 700x1400 pixels.....	75
Figure 40	Exemples de déplacements des points dans la partie proximale (a), médiale (b) et distal (c) du tendon. Les flèches indiquent le déplacement entre l'image proximale et l'image distale .....	76
Figure 41	Visualisation tridimensionnelle du tendon. a) affichage des images en niveaux de gris (0 = bleu, 255 = vert); b) affichage du cheminement des points lors de l'évaluation de l'évolution longitudinale; c) affichage de l'endotendon seulement (obtenu à l'aide d'un seuillage des images en niveaux de gris) .....	77
Figure 42	Les deux structures présentes dans les images binarisées de l'architecture fasciculaire .....	79
Figure 43	Les jonctions d'endotendon sont représentées par les flèches. Grossissement : 20x .....	79
Figure 44	Construction des images synthétiques. a) diagramme de Voronoi; b) élimination aléatoire de contours; c) rajout des deux bruits aléatoires; d) image finale .....	80
Figure 45	Visualisation du tendon à partir de l'empilement des images en niveaux de gris (0 = bleu, 255 = vert). a) affichage des 30 premières images proximales; b) isolement de la zone d'intérêt utilisée lors de la segmentation; c) d) e) vue proximale de trois tranches successives de 7 images.....	89

Figure 46	Visualisation du modèle 3D (image b, Figure 45) segmenté. a) affichage de 20 images de la partie proximale; interstice en rouge et faisceaux en vert; b) affichage des faisceaux seulement; c) vue proximale des images 1 à 7 du model représenté en a; d) images 7 à 14;e) images à 14 à 20.....	90
Figure 47	Région saine et lésée d'un tendon lésé .....	94
Figure 48	Seuillage du modèle 3D pour obtenir la position de l'endotendon. a) représentation du tendon complet; b) vue proximale des 7 premières images; c) vue proximale des 14 premières images; d) vue proximale des 21 premières images .....	96
Figure 49	Série de quarante-cinq images séquentielles (de gauche à droite, de haut en bas) de la zone médial métacarpienne d'un tendon sain (T7) .....	98
Figure 50	Images binarisées de la Figure 49 .....	99
Figure 51	Série de quarante-cinq images séquentielles (de gauche à droite, de haut en bas) de la zone médial métacarpienne d'un tendon lésé (T18T19) ...	100
Figure 52	Images binarisées de la Figure 51 .....	101
Figure 53	Suivi des points au travers d'un tendon. a) illustration du déplacement des points dans l'intégralité du modèle; b) emplacement initial des points sur la coupe proximale; c) vue distale du cheminement des points à la fin de la partie proximale; d) à la fin de la partie médiale; e) à la fin de la partie distale.....	103
Figure 54	Évolution longitudinale dans la partie proximale (déplacement de 39 pixels = déplacement réel de 1 mm).....	104
Figure 55	Évolution longitudinale dans la partie médiale (déplacement de 8 pixels = déplacement réel de 1 mm).....	104
Figure 56	Évolution longitudinale dans la partie distale (déplacement de 27 pixels = déplacement réel de 1 mm).....	105
Figure 57	Évolution longitudinale dans les tendons lésés (déplacement de 16,3 pixels = déplacement réel de 1 mm).....	105

Figure 58	Nomenclature des différentes zones d'une coupe transversale du TFSD .....	106
Figure 59	Différence entre les faisceaux délimités par de fortes et de faibles interstices. A et B sont des faisceaux bien visibles, C et D sont moins bien délimités et formeront des faisceaux présents sur seulement une coupe	109
Figure 60	Emplacement des jonctions de l'endotendon qui se propagent au travers du tendon .....	112
Figure 61	Trois coupes du même tendon espacées de 19,5 mm (15 coupes) ainsi que la position de leur endotendon (images binaires). Les flèches blanches représentent une même partie d'endotendon qui se retrouve dans les trois images.....	113
Figure 62	Image d'une coupe transversale d'un tendon sain. La largeur du tendon, pour cette coupe, est de 18,5 mm .....	116
Figure 63	Modèle théorique présent dans la littérature représentant l'architecture fasciculaire du tendon (© Renee L. Canon) .....	117
Figure 64	Modèle réel (visualisation des images de coupes) représentant des faisceaux sur 60 coupes (78 mm). On remarque que les faisceaux se fusionnent et se divisent continuellement.....	118
Figure 65	Comparaison entre une échographie longitudinale réelle et une coupe longitudinale du modèle 3D. Les mêmes alignements longitudinaux sont retrouvés dans les deux images et ne sont pas continus sur l'intégralité du tendon .....	120
Figure 66	Simulations échographiques à partir des images binarisées et des données physico-chimiques du tendon. Deux modèles de simulation différents sont utilisés.....	122
Figure 67	Validation des données morphométriques calculées directement à partir des images échographiques .....	123

## LISTE DES GRAPHIQUES

	Page
Graphique 1	Moyenne des lignes et des colonnes de l'image de la grille traitée.....50
Graphique 2	Similarité calculée sur toutes les coupes d'une série en fonction d'une distance donnée $k$ (de 1 à 10). Les courbes ont été moyennées avec un filtre d'une grosseur de cinq unités (coupe) .....68
Graphique 3	Indice de similarité moyen en fonction d'un espacement donné .....69
Graphique 4	Indice de similarité moyen recalculée à partir d'images (masques) représentant seulement la forme du tendon .....71
Graphique 5	Courbe corrigée de l'indice de similarité moyenne.....72
Graphique 6	Calcul du rayon sur 20 images par deux utilisateurs à deux reprises.....83
Graphique 7	Calcul de la longueur sur 20 images par deux utilisateurs à deux reprises .....84
Graphique 8	Calcul du volume sur 20 images par deux utilisateurs à deux reprises ....84
Graphique 9	Similarité entre les coupes d'un tendon sain et similarité entre les images synthétiques dont l'architecture a été déterminée aléatoirement sur chacune d'elles. pM, mM et dM représentent les différentes parties du tendon. ....87
Graphique 10	Histogrammes des rayons des faisceaux des tendons sains. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type.....91
Graphique 11	Histogrammes de la longueur des faisceaux des tendons sains. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. La première colonne représente le pourcentage de faisceaux ayant une longueur plus petite ou égale à 1,3 mm.....92
Graphique 12	Histogramme des volumes des faisceaux des tendons sains. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type.....93

Graphique 13 Comparaison du calcul de similarité entre les trois parties (Pm = proximale, mM = médiale et dM = distale).....	97
---	----

## INTRODUCTION

L'élevage de chevaux de haute performance occupe une grande place dans le sport professionnel en Europe, en Angleterre au Japon et aux Etats-Unis (voir ANNEXE 2). Que ce soit pour le polo, les courses de chars ou en cavalier seul, plusieurs écuries prestigieuses dépensent des sommes importantes dans l'embauche de vétérinaires d'expérience et dans la recherche visant à fournir au cheval des conditions optimales pour l'entraînement et la compétition.

### **Problématique**

L'une des causes principales de la mise au rancart du cheval est la rupture ou la déchirure des tendons de support situés sur les membres du cheval (Wilson, Robison et al. 1996). Le tendon le plus fréquemment atteint est le tendon fléchisseur superficiel du doigt (TFSD) des membres antérieurs (Webbon 1977; Wilson, Robison et al. 1996; Pinchbeck, Clegg et al. 2004). Lors de la rupture, le cheval doit être mis au repos pendant 8 à 9 mois (Gillis 1996) et le taux de rechute peut atteindre 50 % (Genovese, Reef et al. 1996; Wilson, Robison et al. 1996; Schie, Bakker et al. 2001). Cette période de réhabilitation est extrêmement longue par rapport à la durée de vie de course du cheval, qui est de trois à cinq ans, ce qui place ce type de blessure parmi les plus compromettantes pour la carrière du cheval (Genovese, Reef et al. 1996). Il est donc primordial, pour ces écuries, de développer diverses techniques pour prévoir ces lésions avant qu'elles n'apparaissent et ensuite, s'il y a lésion, de réussir à poser un pronostic fiable permettant d'établir un plan de réhabilitation optimal pour le cheval.

L'une des conclusions majeures des études scientifiques effectuées sur le TFSD est la suivante :

- *Le tendon FSD est constitué principalement de fibres de collagène qui sont regroupés hiérarchiquement en différents paquets de grosseurs variables appelés*

*faisceaux (Miles, Fursey et al. 1996; Garcia, Hornof et al. 2003). Cette organisation particulière des faisceaux, que l'on nomme architecture interne, est garante des propriétés mécaniques du tendon (Smith and Schramme 2003).*

Il est possible, à l'aide d'information sur cette architecture (agencement et distribution des faisceaux), de diagnostiquer et de poser un pronostic sur l'état du tendon (propriétés mécaniques, évolution de la blessure etc.). (Gillis 1996; Rantanen 1996; Garcia, Hornof et al. 2003; Schie 2004). Malheureusement, la seule méthode existante à ce jour pour extraire cette information avec précision est de faire un examen histologique post mortem du tendon.

Il existe cependant, un outil non invasif qui peut donner une idée générale de l'architecture interne, l'examen échographique. Il est considéré comme étant l'outil de diagnostic et de suivi le plus approprié présentement disponible (Gillis 1996; Turner 1996; Smith and Schramme 2003; Schie 2004; Crevier-Denoix, Ruel et al. 2005). Il est peu coûteux, portable, très utilisé et l'architecture interne du TFSD est propice à la réflexion des ondes ultrasonores. Néanmoins, cet examen est limité puisqu'il est difficile d'interpréter avec exactitude l'information contenue dans les images échographiques. Il ne peut pas prévoir une lésion ni établir un pronostic précis sur l'état du tendon (Genovese, Reef et al. 1996; Goodship and Birch 1996).

L'objectif principal de ce projet est de fournir de nouvelles informations en trois dimensions (3D) sur l'architecture interne du tendon qui permettront de mieux comprendre la formation, le contenu et d'améliorer la valeur médicale des images obtenues lors de l'examen échographique.

La première étape du projet consiste à développer un modèle informatique 3D du tendon. Pour ce faire, des macrophotographies sériées provenant de coupes transversales de tendons de chevaux, sains et lésés sont utilisées. Les images sont traitées, segmentées

et fusionnées pour obtenir un modèle 3D du tendon. La deuxième étape consiste à appliquer des techniques d'analyse morphométrique à ce modèle 3D afin d'obtenir des mesures quantitatives associées à l'architecture interne du tendon comme les volumes, sections, longueurs moyennes des faisceaux, etc.

Premièrement, les résultats de ce projet combleront une lacune persistante des connaissances sur l'architecture interne du tendon présente dans la littérature. Deuxièmement, cette reconstruction 3D de la distribution des faisceaux tendineux permettra de générer des images échographiques synthétiques réalistes (c'est M. Ali Meghoufel, doctorant au LIO, qui utilisera ce modèle 3D afin de simuler la propagation des ultrasons à travers l'architecture interne du tendon). En comparant les images synthétiques avec des images obtenues lors d'exams échographiques d'un tendon, il sera possible de mieux comprendre leur formation et d'associer l'image échographique réelle à une architecture interne précise donc, par le fait même, à un état donné du tendon.

Ce mémoire se divise en quatre chapitres, le premier fait l'état de l'art sur la problématique des lésions du TFSD et présente les objectifs spécifiques de ce projet. Le deuxième chapitre porte sur la méthodologie utilisée. Le troisième, quant à lui, relate les résultats obtenus. Le corps de ce chapitre sera soumis sous forme d'un article à la revue *Journal of Orthopedic Research*. Finalement, le quatrième propose une discussion de ces résultats et une ouverture sur les méthodes possible d'amélioration de cette technique novatrice.

## CHAPITRE 1

### REVUE DES CONNAISSANCES DE LA PROBLÉMATIQUE TENDINEUSE ET OBJECTIFS SPÉCIFIQUES

Puisque ce projet est appliqué à la problématique des lésions sur le TFSD, la première partie de ce chapitre (sections 1.1 à 1.4) fait une synthèse des connaissances qui s'y rattachent. La section 1.5 expose les hypothèses et les objectifs spécifiques de cette étude.

#### 1.1 Tendon fléchisseur superficiel du doigt (TFSD)

##### 1.1.1 Anatomie générale

Le TFSD se situe sur l'arrière des membres du cheval (Figure 1). Il représente la continuité du muscle fléchisseur superficiel du doigt. Le muscle qui commence sur l'épicondyle médial de l'humérus devient le TFSD lors de la fusion avec son ligament accessoire, à la hauteur de l'os du carpe. Il suit ensuite l'os métacarpien principal (os du canon) en direction distale et passe à travers une gaine fibreuse appelée *manica flexoria*, située dans la région de l'articulation métacarpo-digitale (boulet). Il se divise ensuite au début de la phalange proximale pour aller se terminer à l'extrémité distale de celle-ci (Crevier-Denoix 1996; Denoix 1996; Terzian 2003).

La Figure 1 représente l'appareil musculo-tendineux de la main du cheval. Le TFSD est numéroté du chiffre 1 et la zone colorée en gris évoque la région métacarpienne de celui-ci. C'est généralement dans cette région que se produisent les lésions (Webbon 1977; Birch, Bailey et al. 1998; Lafois 2000) et c'est précisément cette partie du tendon qui est utilisée dans ce projet.

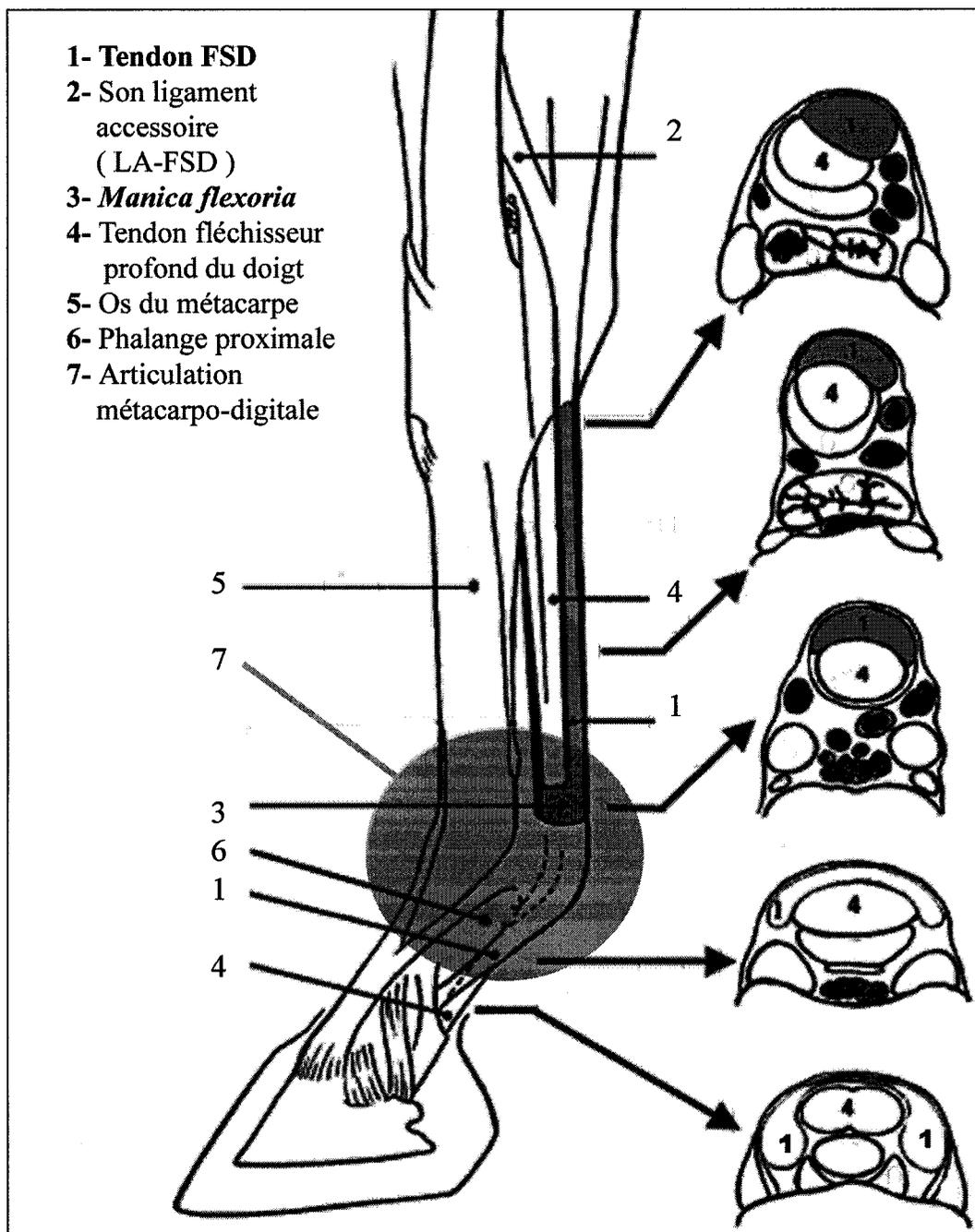


Figure 1 Appareil musculo-tendineux de la main du cheval. La partie colorée en gris représente la section utilisée pour ce projet. Adapté de Jean-Marie Denoix et (Crevier-Denoix 1996)

### 1.1.2 Fonctionnalité

La fonctionnalité de ce tendon est double, et elle est prépondérante dans la locomotion du cheval. Premièrement, le TFSD permet de stabiliser l'articulation métarpo-digitale lors de la phase d'appui et, deuxièmement, de restituer l'énergie emmagasinée pour propulser le cheval (Figure 2, Denoix 1996). La Figure 2 représente la pose du membre, la phase d'appui et la restitution d'énergie (propulsion) durant la locomotion. Lors de la phase d'appui, la tension est à son maximum et elle augmente en fonction de la vitesse et du poids du cheval (Denoix 1996; Smith and Schramme 2003). Quand ce mouvement est effectué, c'est le TFSD qui est le plus sollicité, d'où sa prédominance pour les tendinopathies (Denoix 1996; Terzian 2003). La tension maximale rapportée qu'il peut tolérer est de  $12\ 000 \pm 1\ 300$  N (Crevier-Denoix, Pourcelot et al. 1996; Dowling and Dart 2005).

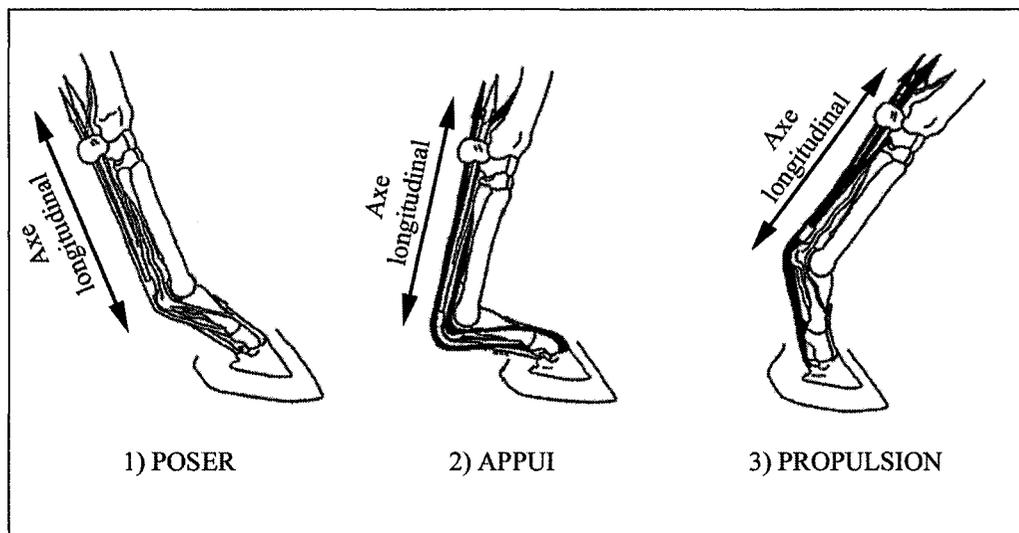


Figure 2 La pose, l'appui et la propulsion. Les trois premiers mouvements locomotifs. Adapté de Denoix 1996.

### 1.1.3 Architecture interne

Le tendon est composé majoritairement d'eau, de fibres de collagènes et de cellules. Ces cellules sont nommées ténocytes (nommées aussi fibroblastes) et elles servent à maintenir et à renouveler le collagène. Les triples hélices de collagène s'alignent bout à bout pour former la molécule de collagène (Figure 3). Cinq molécules sont ensuite agencées parallèlement pour former la microfibrille. Chacune des molécules façonne des liaisons croisées avec les autres, ce qui confère au collagène ses propriétés mécaniques (stabilité et résistance en traction).

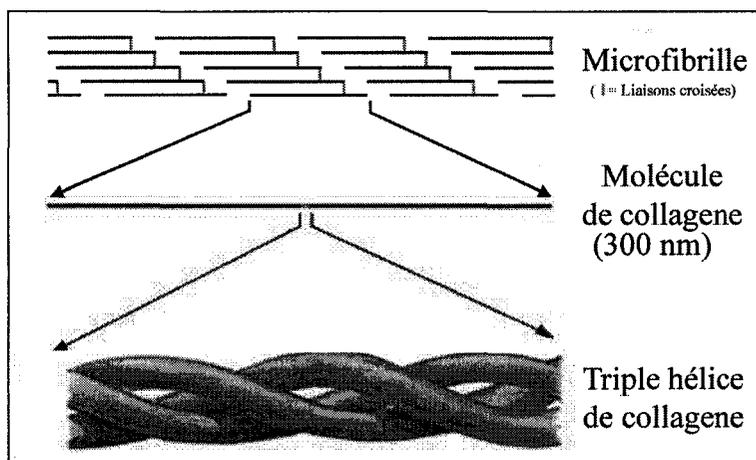


Figure 3 Formation de la microfibrille

Les microfibrilles sont regroupées pour former la fibrille, qui est le constituant de la fibre de collagène (Figure 4). Les fibres suivent l'axe longitudinal et constituent l'unité primaire du tendon. Le tendon est composé majoritairement de ces fibres qui représentent de 65 % à 80 % de sa matière sèche (Jozsa and Kannus 1997; Birch, Bailey et al. 1998; Schie 2004). Dans un tendon sain, c'est le collagène de type I qui est le plus présent, avec un taux de 85 % (Jozsa and Kannus 1997; Birch, Bailey et al. 1998; Garcia, Hornof et al. 2003; Terzian 2003). Ce type de collagène possède une faible élasticité, ce qui le rend apte à une bonne transmission de la force fournie par les muscles. Une autre particularité de ce type de collagène est sa tendance à former des

fibres parallèles suivant l'axe de la force appliquée (axe longitudinal), ce qui lui donne une résistance en tension remarquable. L'autre type de collagène présent à raison de 15 % est de type III. Il est associé à la vascularisation et forme des fibres plus petites et moins résistantes qui sont orientées de façon isotrope (Jozsa and Kannus 1997).

Les fibres se regroupent ensuite en faisceaux de différentes grosseurs délimités par d'autres fibres de collagène transverses. Ces fibres transverses sont nommées interstices et la globalité des interstices est nommée endotendon. L'endotendon forme un tissu conjonctif innervé et richement vascularisé (Terzian 2003). Les vaisseaux sanguins circulent au travers de l'endotendon. Ils sont généralement dans le plan transverse, mais certains suivent l'axe longitudinal du tendon. La Figure 4 représente la hiérarchisation complète des structures internes du tendon. Les tailles sont celles du TFSD et elles ont été déterminées en fonction des données de la littérature (Davankar, Deane et al. 1995; Kobayashi, Sugisaka et al. 1999) ainsi que par des observations réalisées durant ce projet.

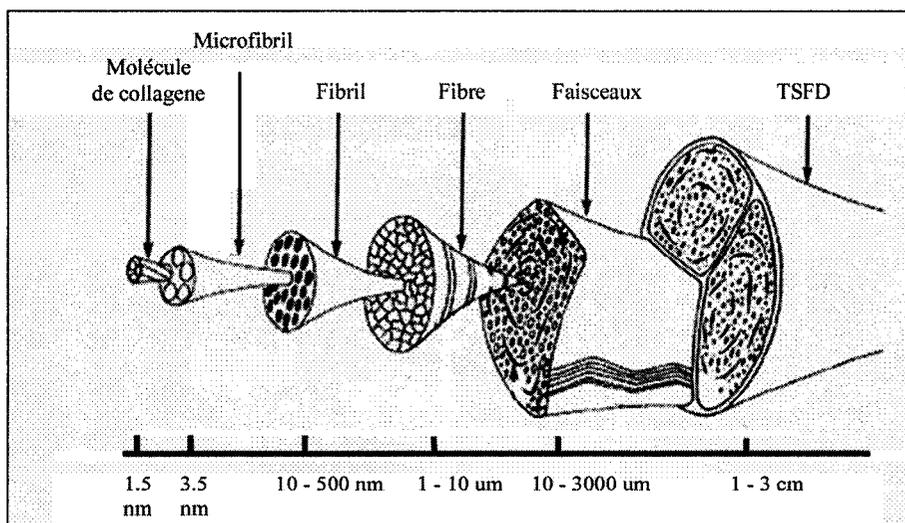


Figure 4 Architecture du tendon. Adapté de Kastelic et Galeski (1978)

Les interstices délimitant les faisceaux les plus volumineux sont désignés par le terme « épitendon » et joignent, à la périphérie du tendon, la membrane entourant celui-ci, nommée « paratendon ». Pour le TFSD, le diamètre des faisceaux qui regroupent les fibres de collagène peut varier largement, pouvant passer de 1  $\mu\text{m}$  à 3 mm (Jozsa and Kannus 1997).

Le terme « architecture interne » désigne l'orientation et l'agencement particulier des fibres de collagène. Ce concept est un élément primordial de la recherche sur les pathologies tendineuses. En effet, les propriétés extraordinaires du tendon, caractérisées par sa résistance énorme en traction et par sa restitution optimale de l'énergie lors de la propulsion, dépendent principalement de l'architecture interne (Gillis 1996; Rantanen 1996; Garcia, Hornof et al. 2003; Smith and Schramme 2003; Schie 2004).

Bien que le tendon ait été étudié sous plusieurs facettes, les études sur la caractérisation de l'architecture interne du tendon sont quasi-inexistantes. Outre la description faite dans les pages précédentes, très peu de travaux de recherche fournissent des données qualitatives ou quantitatives sur les interstices et sur les faisceaux délimités par ceux-ci.

Davankar, Deane et al. (1995) et Kobayashi, Sugista et al. (1999) ont réalisé des études sur la taille moyenne et l'agencement des fibrils. Crevier-Denoix, Collobert et al. (1998), à l'aide d'observations de coupes histologiques longitudinales du tendon, quantifient, sur une échelle de 1 à 4, les espaces séparant les fibres de collagène.

L'étude réalisée par Gillis, Carol et al. (1995), à l'aide d'observations par microscopie optique, retrace l'aire moyenne des faisceaux et l'épaisseur moyenne des interstices visibles dans des coupes transverses de la région métacarpienne du tendon.

Parmi ces études, aucune n'expose des données sur la longueur des faisceaux ni sur la variation longitudinale de l'architecture interne le long du tendon. De plus, la quantification des faisceaux n'a jamais été accomplie sur l'intégralité du tendon.

## **1.2 Lésions du TFSD**

De nombreuses études épidémiologiques ont été menées sur l'incidence des différents types de blessures (Webbon 1977; Wilson and Robinson 1996; Wilson, Robison et al. 1996; Williams, Harkins et al. 2001; Theodore Hill 2003; Pinchbeck, Clegg et al. 2004; Oikawa and Kusunose 2005). Deux conclusions ressortent de ces études. Premièrement, les pathologies les plus fréquentes sont celles qui sont reliées aux tissus mous (Pinchbeck, Clegg et al. 2004). Deuxièmement, parmi ces blessures, c'est le TFSD qui est le plus souvent mis en cause (Webbon 1977; Wilson, Robison et al. 1996; Pinchbeck, Clegg et al. 2004). Une étude réalisée en Angleterre et en Europe (Goodship and Birch 1996) estime à 30 % le nombre de chevaux pur-sang à l'entraînement (catégorie de chevaux de course la plus importante) qui présentent un endommagement du TFSD. La communauté de course équestre s'entend aussi pour identifier cette pathologie comme étant l'une des blessures les plus communes et l'une des plus compromettantes pour la carrière des chevaux (Genovese, Reef et al. 1996). Cette triste notoriété est due à l'incidence des lésions, mais aussi aux conséquences négatives que celles-ci peuvent avoir.

### **1.2.1 Caractéristiques d'une lésion tendineuse**

Lors de la course, le tendon est sollicité aux limites de ses capacités, ce qui le prédispose aux lésions (Terzian 2003; Dowling and Dart 2005). Une lésion est une rupture des fibres de collagène constituant le tendon. Selon la gravité de la lésion, certaines des structures définies à la Figure 4 sont détruites. Une lésion bénigne affecte seulement les fibrils, alors que le pire des cas est la rupture totale du tendon. Par suite d'une lésion,

complète ou partielle, l'architecture interne est modifiée de façon permanente, ce qui influence les propriétés mécaniques du tendon. Le terme tendinopathie est utilisé pour désigner les pathologies associées aux lésions. Le terme lésé définit le tendon ayant subi une lésion.

À la suite de la lésion, la réparation du tendon se produit en trois stades : l'inflammation du tendon (phase aigüe) en premier, la réparation du tendon et, enfin, le remodelage des tissus cicatriciels (Stromberg 1971; Smith and Schramme 2003; Terzian 2003). L'inflammation, qui se produit pendant la première semaine, découle d'une hémorragie interne qui augmente la superficie transversale du tendon et provoque sa évolution . Durant cette période, la température au site de la lésion augmente et cette région devient sensible pour le cheval. Le deuxième stade, qui peut durer jusqu'à cinq mois, est caractérisé par la formation d'un tissu cicatriciel composé principalement de collagène de type III dont les fibres, orientées de façon isotrope, offrent une mauvaise redistribution de l'énergie emmagasinée et peu de résistance en traction (Birch, Bailey et al. 1998; Garcia, Hornof et al. 2003; Terzian 2003). Bien que le collagène de type III puisse rester présent jusqu'à une année, il commence à être remplacé progressivement par du collagène de type I aux alentours du 45<sup>e</sup> jour pendant le troisième stade (Terzian 2003). C'est seulement après une période de 3 à 6 mois que ces modifications structurelles vont permettre au tendon de retrouver partiellement ses anciennes propriétés mécaniques (Terzian 2003).

La Figure 5 expose deux coupes transversales de la région métacarpienne du TFSD. Sur la deuxième image, trois caractéristiques d'une lésion sont présentes : l'inflammation du tendon, l'évolution du tendon et la destruction de l'architecture interne.

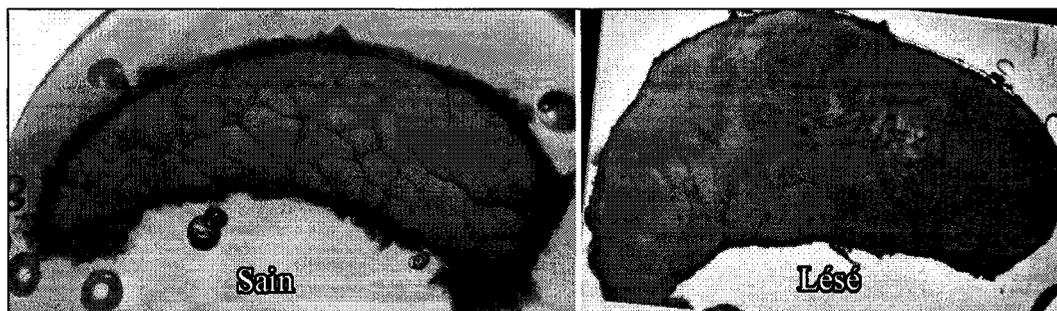


Figure 5 Coupes transversales de la région métacarpienne d'un tendon sain et d'un tendon lésé

### 1.2.2 Réhabilitation

Les prétraitements anti-inflammatoires applicables dans les heures et jours suivant la lésion sont essentiels et diversifiés (bandages, compresses, application de froid, applications topiques diverses, massages, bombardements d'ultrasons) (Terzian 2003). Ces traitements reconnus permettent de limiter l'inflammation pour ne pas aggraver l'état de la lésion. Une fois que la phase inflammatoire est terminée, après environ une semaine, les traitements de réhabilitation progressive peuvent commencer.

Cette approche consiste à fournir des exercices de différentes intensités et doit durer un minimum de six mois (Gillis 1996; Smith and Schramme 2003). La difficulté de cette approche consiste à bien évaluer la dose d'exercice à fournir au cheval. Il doit y avoir une stimulation du tendon pour favoriser le remodelage des tissus, sans toutefois aggraver l'état de celui-ci. Le dosage d'exercice à fournir au cheval dépend donc de sa capacité à le réaliser, mais l'adoption d'une approche trop apathique fait augmenter les risques d'obtenir une réhabilitation plus lente et non optimale (Gillis 1996; Terzian 2003). **Il est donc impératif de disposer, conjointement au traitement, d'un outil précis permettant d'évaluer l'état du TFSD tout au long du processus de réhabilitation pour déterminer le type d'exercice à prescrire.**

L'outil le mieux adapté à cette tâche disponible est sans contredit l'examen échographique (Gillis 1996; Turner 1996; Smith and Schramme 2003; Schie 2004; Crevier-Denoix, Ruel et al. 2005). Comme il a déjà été mentionné, le tendon est composé de tissus mous dont l'architecture interne est propice à la réflexion des ondes ultrasonores (Gillis 1996; Rantanen 1996; Reef, Genovese et al. 1996; Turner 1996; Murray, Roberts et al. 2004) et cette technologie, en plus d'être mobile, est peu coûteuse et très utilisée.

### 1.3 Examen échographique

L'examen est généralement réalisé à l'aide d'une sonde échographique linéaire (émission rectiligne des ondes) possédant un émetteur et un récepteur d'ondes ultrasonores. Le concept général de la formation de l'image échographique est simple. La sonde émet des ondes ultrasonores dans le tissu, calcule l'intensité des réflexions et le temps de retour de chacune d'elles. Ces réflexions sont causées par l'hétérogénéité de l'impédance du tissu (

Figure 6). Une image est ensuite construite en fonction de ces deux informations.

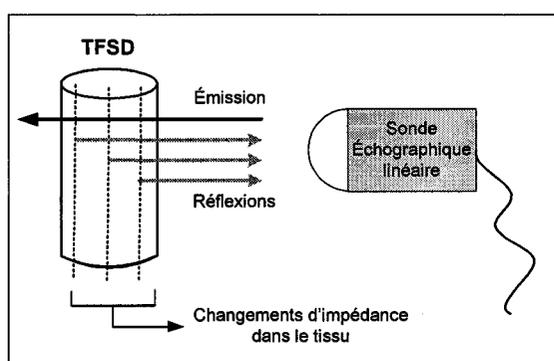


Figure 6 Conceptualisation de la formation de l'image échographique

Dans le cas du TFSD, ce sont les interfaces entre les différentes structures internes qui induisent les changements d'impédances (Garcia, Hornof et al. 2003). De plus,

l'orientation longitudinale de ces structures favorise aussi la réflexion. La Figure 7 représente une image échographique d'un TFSD sain.

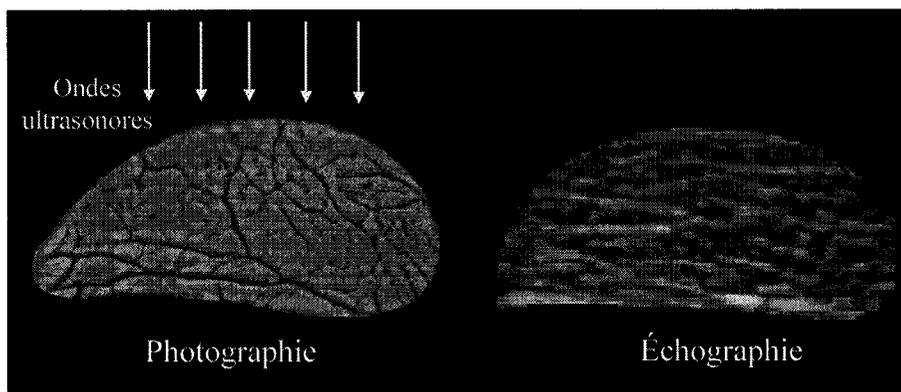


Figure 7 Photographie et image échographique 10 MHz d'un TFSD sain (les deux images ne proviennent pas du même tendon)

Lorsqu'il y a lésion, l'architecture interne du tendon est partiellement détruite. Du fait de l'hémorragie causée par la lésion, le tendon enfle et se déforme. Les vétérinaires utilisent généralement les trois critères qui suivent pour déterminer l'état de santé du tendon et la gravité de la lésion (Smith and Schramme 2003) : a) l'inflammation; b) l'évolution ; et c) l'absence de structure fasciculaire.

L'inflammation et l'évolution du tendon sont directement visibles sur l'image échographique. La destruction de l'architecture est, quant à elle, représentée par une absence de signal (il n'y a pas de réflexions puisqu'il n'y a plus de structures cohérentes longitudinales). La Figure 8 représente une image échographique typique d'un tendon sain et celle d'un tendon lésé. L'évolution n'est pas prédominante dans ce cas, mais l'inflammation peut être validée en comparant avec un examen antérieur, et l'absence de structure (zone noire) est clairement perceptible.

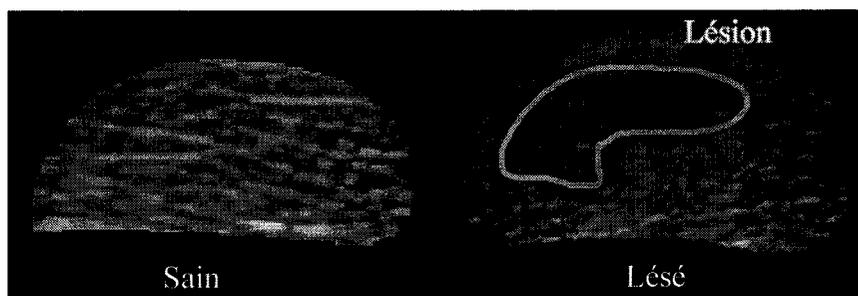


Figure 8 Image échographique typique d'un tendon sain et d'un tendon lésé

Il est possible de déterminer si le tendon est lésé à l'aide des trois critères mentionnés précédemment. Cependant, il est actuellement impossible de déterminer avec précision l'état du tendon ni de suivre ou de prédire efficacement l'évolution de la guérison à l'aide de l'examen échographique. Cette limite provient de la difficulté à interpréter l'information contenue dans l'image échographique.

### 1.3.1 Formation de l'image échographique

L'information contenue dans l'image échographique dépend de la fréquence des ultrasons utilisés. Quand la fréquence augmente, la définition de l'image s'accroît et il devient possible de visualiser des structures de plus en plus petites. En fait, les structures visibles dépendent de la longueur d'onde qui est fonction de la fréquence utilisée.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1.1)$$

$\lambda$  = longueur d'onde;

$c$  = vitesse de propagation, environ 1650 m/s pour le TSFD;

(Miles 1996; Garcia, Hornof et al. 2003)

$f$  = fréquence utilisée.

Si la structure est beaucoup plus grande que la longueur d'onde, il y aura une rétrodiffusion, c'est-à-dire que l'onde sera réfléchiée dans la direction où elle a été émise. Par contre, si la structure est minuscule par rapport à la longueur d'onde, il y aura diffusion multidirectionnelle, c'est-à-dire que l'onde sera réfléchiée arbitrairement dans toutes les directions. Lors de la formation de l'image échographique, les structures visibles proviennent de la rétrodiffusion et du bruit (*speckle*) de la sommation des diffusions multidirectionnelles. Il est donc avantageux d'utiliser la fréquence maximale.

Malheureusement, lorsque la fréquence augmente, l'atténuation de l'onde dans le tissu s'accroît aussi. La relation suivante expose la diminution du signal dans le TFSD en fonction de la distance et de la fréquence utilisée (Miles 1996):

$$I = I_0 \exp(-0.7 \cdot x \cdot f^{1.75}) \quad (1.2)$$

$I$  = intensité du signal à un point qui est à une distance  $x$  de la sonde;

$I_0$  = intensité du signal de départ;

$x$  = distance par rapport à la sonde;

$f$  = fréquence utilisée.

Puisque le TFSD est positionné directement sous la surface de la peau, la pénétration minimale requise de l'onde doit être de 5 à 7 cm pour que le tendon puisse être sondé complètement (Figure 9).

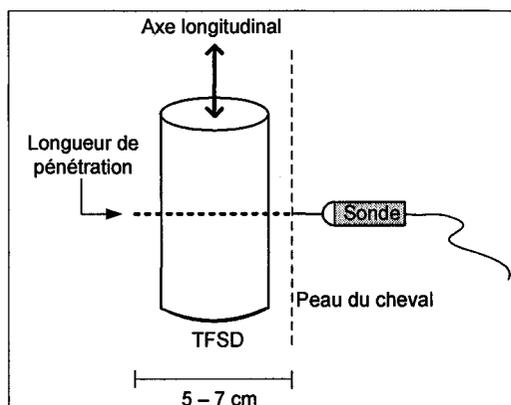


Figure 9 Pénétration minimum requise de l'onde ultrasonore

Par conséquent, la fréquence maximale utilisée par les vétérinaires est généralement de 7.5 MHz ou de 10 MHz (Rantanen 1996). En théorie, ces fréquences devraient permettre de voir des structures de l'ordre de 100  $\mu\text{m}$  dans l'image. La réalité est beaucoup plus complexe et plusieurs facteurs entrent en ligne de compte pour déterminer quelles sont les structures qui sont réellement représentées dans l'image échographique (alignement des structures, angle d'incidences, tension sur le tendon, etc.). Dans la littérature, on généralise en affirmant que les réflexions ultrasonores **sont principalement induites par les interfaces séparant les faisceaux** (1  $\mu\text{m}$  à 3 mm) (Garcia, Hornof et al. 2003; Schie 2004).

#### 1.4 Résumé, objectif et hypothèse

L'une des conclusions majeures des études portant sur le TFSD a été d'associer l'architecture interne du tendon à ses propriétés mécaniques. Malgré cela, parmi ces études (Gillis, Pool et al. 1997; Jozsa and Kannus 1997; Birch, Bailey et al. 1998; Crevier-Denoix, Collobert et al. 1998; Kobayashi, Sugisaka et al. 1999; Garcia, Hornof et al. 2003; Smith and Schramme 2003; Schie 2004; Crevier-Denoix, Ruel et al. 2005), aucune ne décrit en détail l'architecture interne ni ne quantifie la distribution des faisceaux dans le tendon. L'objectif de ce projet consiste à caractériser en détails

l'architecture interne des tendons FSD, à l'aide d'image de coupes transverse et de techniques de traitement d'image et de représentation 3D. Cette combinaison originale permet d'extraire facilement un grand nombre de données et surtout de les représenter en trois dimensions.

L'examen échographique constitue l'outil de prédilection pour poser le diagnostic et le pronostic des lésions tendineuses. Malheureusement, l'information provenant de l'image échographique que les vétérinaires utilisent reste très limitée (l'inflammation et l'évolution du tendon ainsi que l'absence de structure fasciculaire). Notre hypothèse est que l'information sur l'architecture fasciculaire pourrait être utilisée *a priori* pour mieux comprendre l'image échographique et pour fournir des critères plus précis afin d'évaluer l'état de la lésion et les capacités mécaniques d'un tendon, et ainsi améliorer la valeur médicale de cette modalité d'imagerie.

Cette hypothèse sera validée ou infirmée par M. Ali Meghoufel, étudiant doctorant qui utilisera la simulation échographique pour tenter de corréliser les données extraites avec l'information contenue dans les images échographiques.

## CHAPITRE 2

### REVUE DES OUTILS DE TRAITEMENT D'IMAGES

La particularité de ce projet qui le rend novateur et attrayant est d'utiliser les outils de traitements d'images pour extraire de l'information sur l'architecture du TFSD. Dans ce chapitre, les outils et concepts utilisés lors de ce projet sont décrits.

#### 2.1 Notations utilisées

La notation utilisée dans la littérature sur le traitement d'image n'est pas toujours constante. Cette section établit celle qui est utilisée dans ce mémoire.

##### 2.1.1 Coordonnées des positions des pixels dans les images

Une image est constituée de plusieurs pixels. Les coordonnées utilisées lors de ce projet pour désigner chacun d'eux sont celles de la Figure 10.

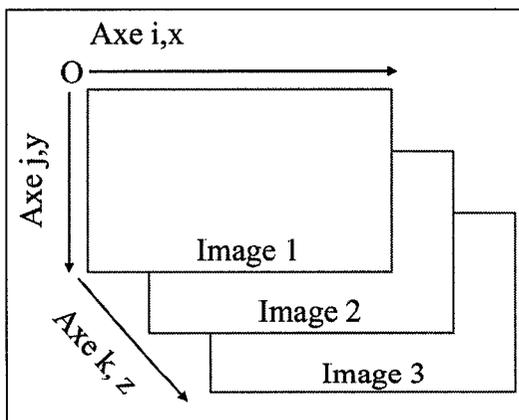


Figure 10 Axes utilisés dans ce projet,  $(i, j, k)$  et  $(x, y, z)$  sont des coordonnées équivalentes

Sur un bloc de 3 images de 1001x501 pixels, l'origine est définie par  $I(1, 1, 1)$ , le centre par  $I(501, 251, 2)$  et le point le plus éloigné de l'origine par  $I(1001, 501, 3)$ .

### **2.1.2 Valeurs des niveaux de gris**

La plupart des traitements d'images de ce projet se font sur des images en niveaux de gris, codées sur 8 bits. Les valeurs des pixels de ces images varient entre 0 et 255. Le noir est représenté par la valeur la plus faible (0) et le blanc par la valeur la plus forte (255).

### **2.1.3 Valeurs des couleurs**

Deux espaces sont utilisés pour représenter les valeurs des images couleurs. Le premier est le système standard RGB qui associe une valeur entre 0 et 255 pour chaque composante primaire (rouge, vert et bleu). Par exemple, la couleur bleu est représenté par  $(0, 0, 255)$ , le blanc par  $(255, 255, 255)$  et le gris par  $(128, 128, 128)$ . Le deuxième espace, nommé HSI, associe une valeur pour la teinte, la saturation et l'intensité. La valeur de la teinte varie entre 0 et 360 et indique la couleur primaire utilisée. La saturation informe sur la pureté (0 = gris, 1 = couleur pure) et l'intensité, quant à elle, est la quantité de blanc utilisée (0 = noir, 1 = blanc). L'avantage du système HSI est la possibilité de filtrer un seul canal (le H, le S ou le I) sans altérer toutes les couleurs de l'image. Les deux espaces sont représentés à la Figure 11.

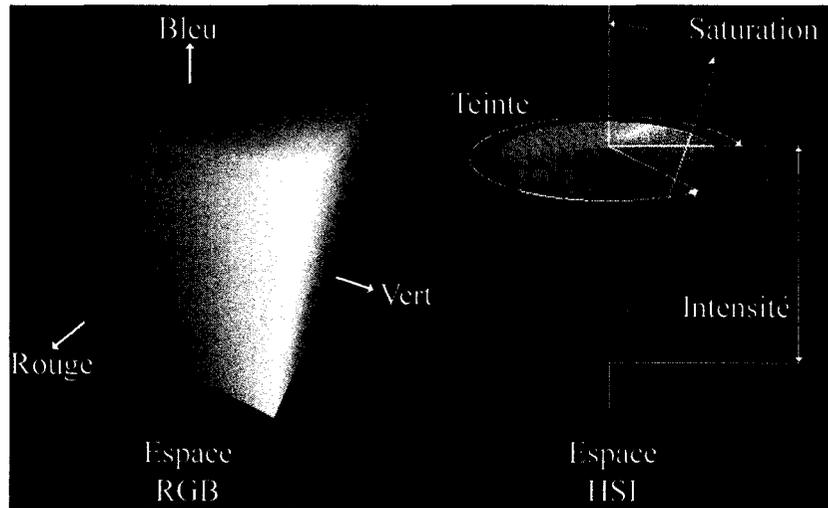


Figure 11 Espace RGB et HSI.  
(Adapté de <http://www.mandelbrot-dazibao.com/>)

#### 2.1.4 Valeurs des objets des images binaires

Les objets contenus dans une image binaire sont considérés comme étant les regroupements de pixels blancs. Les pixels représentant un objet ont donc la valeur 1 et le fond de l'image à la valeur 0.

## 2.2 Les filtres

Les filtres ont de multiples usages, ils peuvent être appliqués pour corriger les artefacts créés par le processus d'acquisition, pour rehausser l'information désirée, pour enlever ou modifier certains aspects de l'image, etc. Sur les trois filtres présentés, les deux premiers s'appliquent sur un bloc d'images 3D tandis que le troisième s'applique directement sur une image 2D.

### 2.2.1 Filtre gaussien 3D

Le filtre gaussien 3D est un filtre linéaire appliqué par convolution sur un bloc d'images. Ce filtre permet de lisser les images les unes par rapport aux autres et d'uniformiser les régions. L'équation du processus de convolution (Gonzalez, Wood et al. 2004) est la suivante :

$$If(i, j, k) = \sum_{k_1=-\infty}^{\infty} \sum_{k_2=-\infty}^{\infty} \sum_{k_3=-\infty}^{\infty} Iorg(i - k_1, j - k_2, k - k_3) \times Noy(k_1, k_2, k_3) \quad (2.1)$$

*If* = image filtrée;

*Iorg* = image originale;

*Noy* = noyau du filtre;

$k_1, k_2$  et  $k_3$  = coordonnées des pixels du filtre.

Le pixel de l'image filtrée,  $If(i, j)$ , correspond à la sommation des valeurs de l'entourage du pixel original,  $Iorg(i, j)$ , multipliée par les coefficients du noyau du filtre,  $Noy(k_1, k_2)$ . Chaque filtre possède ses propres coefficients. Par exemple, le filtre utilisé pour moyenner une image a des coefficients constants et égaux à 1 divisé par le nombre de pixel du filtre (Figure 12).

	(-1, -1)	(0, -1)	(1, -1)
	1	1	1
1/9 X	(-1, 0)	(0, 0)	(1, 0)
	1	1	1
	(-1, 1)	(0, 1)	(1, 1)
	1	1	1

Figure 12 Noyau d'un filtre moyennneur 3x3. Les nombres entre les parenthèses représentent les coordonnées  $k_1$  et  $k_2$  du filtre

Il est important de noter que dans les coordonnées d'un noyau de filtre, l'origine est le centre et non le coin supérieur gauche, comme c'est le cas dans les images.

L'équation des coefficients du filtre gaussien 3D est la suivante (Gonzalez, Wood et al. 2004) :

$$NoyTemp(k_1, k_2) = e^{-(k_1^2 + k_2^2)/(2\sigma^2)}$$

$$Noy(k_1, k_2, k_3) = \frac{NoyTemp(k_1, k_2)}{\sum_{k_1} \sum_{k_2} \sum_{k_3} h_g} \times e^{-(k_3^2)/(2\sigma^2)} \quad (2.2)$$

En plus de la taille du filtre, il est possible de fixer l'étalement de la gaussienne en choisissant l'écart type désiré ( $\sigma$ ). Le filtre gaussien 3D est l'extension naturelle en trois dimensions du filtre en 2D. La construction du filtre 3D se fait à partir de plusieurs noyaux 2D multipliée par une gaussienne. Appliquer ce filtre sur un bloc d'images revient à remplacer chaque pixel par la valeur de la moyenne pondérée de son entourage tridimensionnel en utilisant une fonction de poids qui approxime une distribution gaussienne. Cependant, plus on lisse les images, plus on perd de l'information sur les détails de l'image.

## 2.2.2 Filtre morphologique 3D

La reconstruction morphologique permet d'uniformiser les régions tout en conservant certaines informations. La reconstruction se fait à l'aide des opérations de base morphologiques de dilation et d'érosion.

Cette section, en plus de décrire la reconstruction, est un rappel des équations mathématiques décrivant des opérateurs morphologiques de base utilisés dans ce projet.

### 2.2.2.1 Dilatation et érosion

La particularité des filtres morphologiques réside dans leur forme. Généralement, les filtres sont appliqués sur l'entourage du pixel défini par une matrice carrée d'une certaine taille. En morphologie, l'entourage à utiliser est défini par l'utilisateur et est appelé « élément structurant ». Celui-ci est une matrice carrée contenant des 1 et des 0 qui spécifie le pixel de l'entourage à utiliser lors du filtrage.

L'équation de la dilation 3D est la suivante :

$$(I \oplus ES)(i, j, k) = \max\{I(i - k_1, j - k_2, k - k_3) : k_1, k_2, k_3 \in D[ES]\} \quad (2.3)$$

$I$  = bloc d'images à filtrer;

$ES$  = élément structurant;

$D[ES]$  = entourage défini par l'élément structurant.

La dilation remplace la valeur du pixel par le maximum de l'entourage défini par l'élément structurant. Les pixels de l'image résultante ont donc une valeur plus grande ou égale à ceux de l'image de départ. L'érosion remplace la valeur du pixel par le minimum de l'entourage défini par l'élément structurant :

$$(I \ominus ES)(i, j, k) = \min\{I(i - k_1, j - k_2, k - k_3) : k_1, k_2, k_3 \in D[ES]\} \quad (2.4)$$

La dilation grossit donc les objets ayant une valeur élevée du niveau de gris et l'érosion grossit les objets ayant une valeur faible du niveau de gris.

### 2.2.2.2 Ouverture et fermeture

L'ouverture est une érosion suivie d'une dilatation, et la fermeture, une dilatation suivie d'une érosion :

$$I \circ ES = (I \ominus ES) \oplus ES \quad (2.5)$$

$$I \bullet ES = (I \oplus ES) \ominus ES \quad (2.6)$$

L'ouverture permet d'éliminer les objets ayant une forte valeur de niveau de gris qui sont plus petits que l'élément structurant. La fermeture permet d'éliminer les objets ayant une faible valeur de niveau de gris qui sont plus petits que l'élément structurant. Sur des images binaires, ces opérations permettent de séparer ou de fusionner les objets d'une image.

### 2.2.2.3 Transformation TopHat et BottomHat

La transformation TopHat permet d'aller chercher les détails de l'image et la transformation BottomHat, le signal de fond de l'image :

$$I \hat{\circ} ES = I - (I \circ ES) \quad (2.7)$$

$$I \hat{\bullet} ES = (I \bullet ES) - I \quad (2.8)$$

#### 2.2.2.4 Dilatation conditionnelle

La dilatation conditionnelle est réalisée à l'aide d'un masque ( $IM$ ) et son équation est la suivante :

$$I \oplus_{IM} ES = (I \oplus ES) \wedge IM \quad (2.9)$$

Le masque représente la valeur maximum que les pixels de l'image filtrée ( $I \oplus_{IM} ES$ ) peuvent atteindre. En effectuant la dilatation ( $I \oplus ES$ ) si la valeur d'un pixel devient plus grande que son pixel correspondant dans l'image du masque, il sature à la valeur de l'image du masque, sinon il garde la valeur de la dilation. La notation utilisée pour représenter une suite de  $n$  dilatation conditionnelle est la suivante :

$$(I \oplus_{IM} ES)^n = (((I \oplus_{IM} ES) \oplus_{IM} ES) \oplus_{IM} \dots \oplus_{IM} ES) \quad (2.10)$$

Le résultat de la dilatation conditionnelle est le même que celui d'une simple dilatation, mais permet de cibler l'endroit de l'image où elle est appliquée.

#### 2.2.2.5 Reconstruction

La reconstruction morphologique est une suite infinie de dilatations conditionnelles :

$$IM \top_{ES} I = (I \oplus_{IM} ES)^\infty \quad (2.11)$$

La suite s'arrête lorsque l'image se stabilise, c'est-à-dire que les valeurs des pixels de l'image filtrée restent constantes même si une autre dilation conditionnelle est appliquée. Une reconstruction qui permet de normaliser des régions tout en gardant les informations intactes est la reconstruction par ouverture. Cette méthode consiste à se servir de l'image originale ( $I$ ) comme masque et de reconstruire l'érosion de cette image ( $I \ominus ES$ ). L'équation est la suivante :

$$I \circ_{ES1} ES2 = I \top_{ES1} (I \ominus ES2) \quad (2.12)$$

$ES1$  = élément structurant pour la reconstruction;

*ES2* = élément structurant pour l'érosion.

Cette méthode permet d'éliminer des structures par l'érosion tout en gardant les autres à l'aide de la reconstruction.

#### **2.2.2.6 Résumé des opérations morphologiques**

La Figure 13 illustre quelques opérations morphologiques sur une image d'une coupe d'un TFSD. L'élément structurant utilisé est un disque de 11 pixels de diamètre et l'image a une dimension de 520 par 824 pixels. Ces filtres morphologiques peuvent être utilisés dans toutes les dimensions et, évidemment, la taille et la forme de l'élément structurant influent grandement sur le résultat.

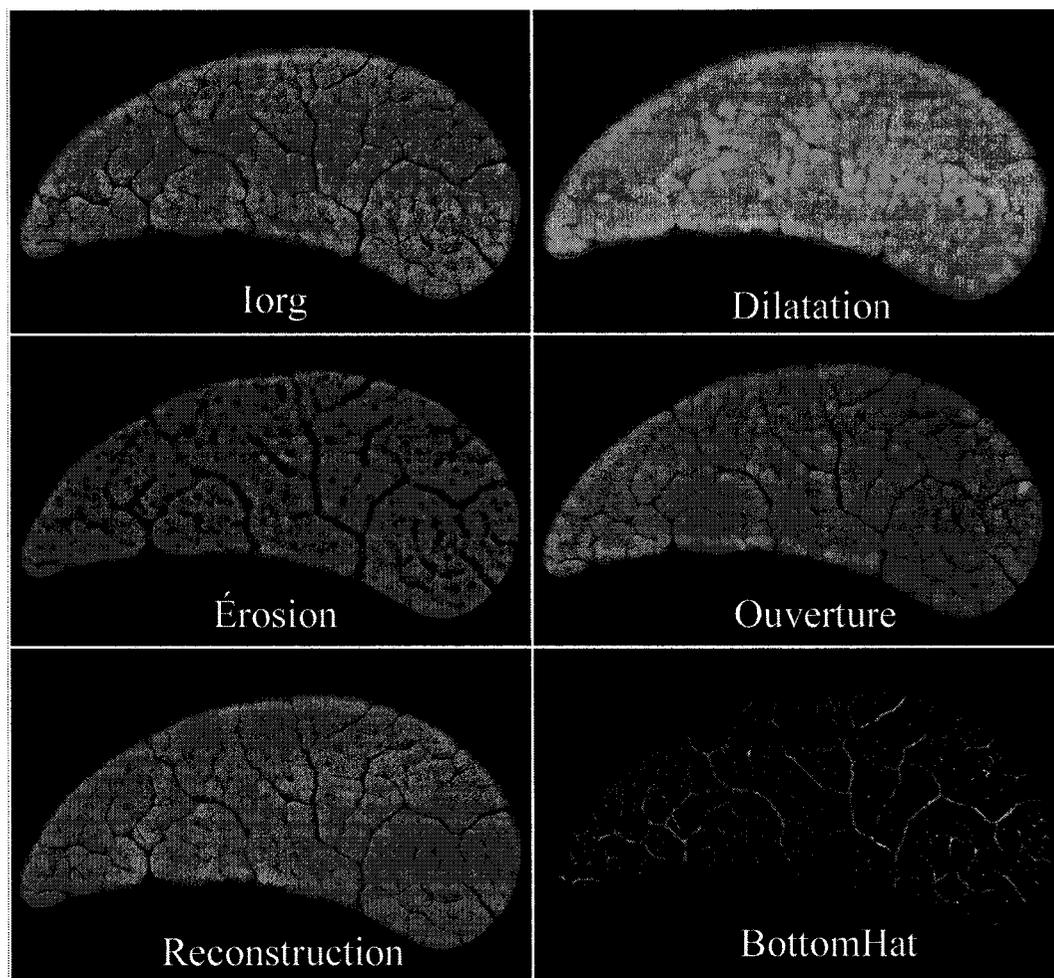


Figure 13 Opérations morphologiques sur une image de 520x824 pixels en utilisant un disque de 11 pixels de diamètre comme élément structurant

### 2.2.3 Les fonctions sigmoïdes

Ce filtre ne s'applique pas sur un bloc d'image 3D, mais sur chacune des images 2D représentant les coupes transverses d'une série. Il permet de normaliser les images puisqu'il ajuste le signal de fond de l'image (l'illumination) à une valeur constante de 128. En outre, dépendamment des paramètres utilisés, ce filtre peut aussi rehausser les détails de l'image.

Ce filtre fait une correspondance entre un pixel de l'image et une fonction sigmoïde d'où son appellation. Plus précisément, il fait correspondre chaque pixel de l'image à une fonction sigmoïde centrée sur la moyenne de l'entourage de celui-ci. L'équation du filtre est la suivante :

$$If(i, j) = \frac{1}{1 + e^{4 \times m \times (IM(i, j) - I(i, j))}} \quad (2.13)$$

$I$  = image originale;

$IM$  = image moyennée;

$m$  = pente de la partie linéaire des fonctions sigmoïdes;

$If$  = image filtrée.

Pour utiliser l'équation directement, il faut normaliser les images entre les valeurs [0 1]. Lors de l'implémentation, la première étape consiste à calculer une image moyennée ( $IM$ ) de l'image de départ. Cette étape peut être réalisée à l'aide de filtres classiques (gaussien, moyenneur, médian, morphologique etc.). La deuxième étape évalue la différence entre la valeur du pixel de l'image originale et du pixel dans l'image moyennée ( $IM - I$ ). Cette valeur est convertie par la fonction sigmoïde représentée à la Figure 14.

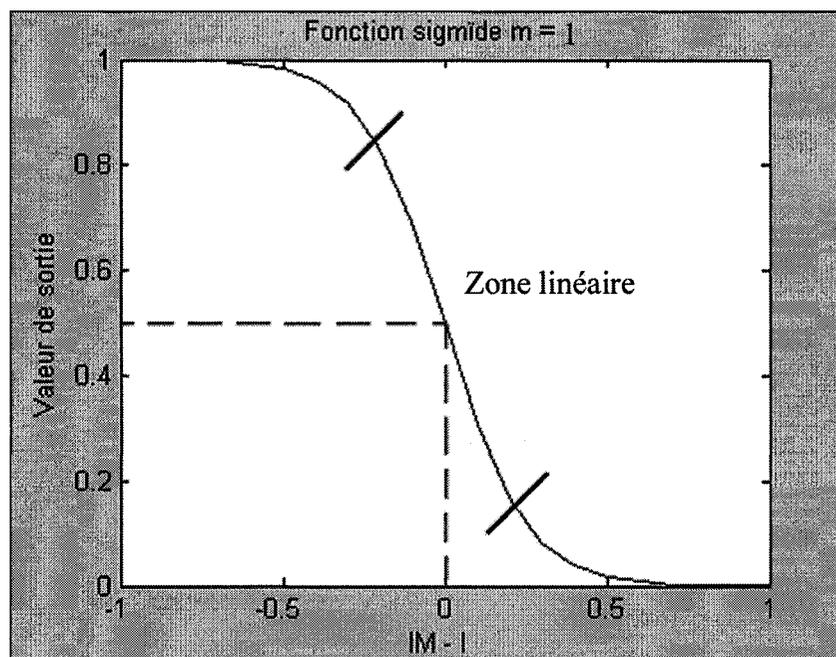


Figure 14 Graphique de la fonction sigmoïde de pente 1

Si la différence de  $(IM - I)$  est faible, la valeur de sortie sera fixée dans le voisinage de la valeur du gris moyen (0.5 sur la figure). Par contre, si la différence est élevée, la valeur de sortie se rapprochera de l'une des deux valeurs extrêmes (le 0 et le 1). Donc, en appliquant le filtre, l'illumination est normalisée à 0.5 et les contrastes sont rehaussés si la pente de la fonction sigmoïde choisie ( $m$ ) est supérieure à 1. Si la pente est infinie, ce processus devient tout simplement une binarisation de l'image. Si la pente est égale à un il n'y a pas de rehaussement (dans la zone linéaire seulement). La Figure 15 expose deux résultats du filtre sur une image d'une coupe transversale d'un bout de tendon en utilisant une pente de 1 et une pente de 5.

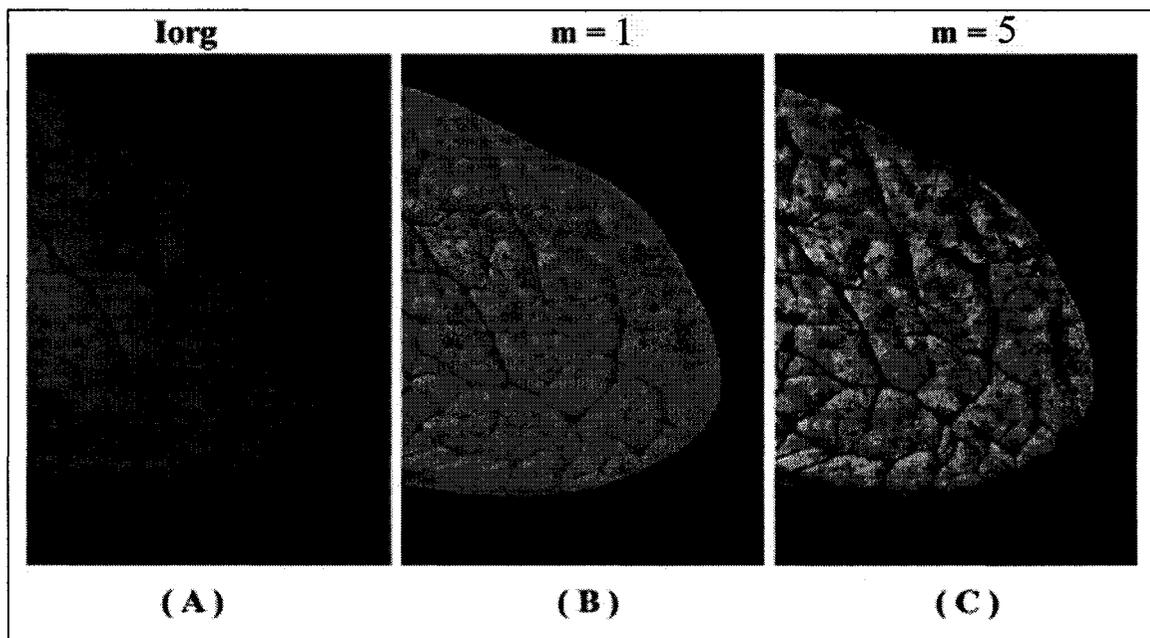


Figure 15 Correction de l'illumination et rehaussement de contraste à l'aide du filtre de fonctions sigmoïdes. L'image originale est représentée en A, l'image filtrée avec une pente de 1 en B et, finalement, l'image filtrée avec une pente de 5 en C

### 2.3 Le redimensionnement

Avant de comparer deux images acquises avec des grossissements différents il faut les redimensionner pour que chaque pixel des deux images aient la même taille. Pour réduire ou agrandir la taille d'une image, trois algorithmes sont généralement utilisés : a) le choix du plus proche voisin; b) l'interpolation bilinéaire et c) l'interpolation bicubique.

Le choix du plus proche voisin et l'interpolation bilinéaire sont les méthodes les plus rapides, mais elles sont moins précises et de moins en moins utilisées lorsque le temps de calcul n'est pas une contrainte majeure.

L'interpolation bicubique est largement utilisée et est décrite ci-dessous (Russ 1999; Gonzalez, Wood et al. 2004). Le but est de créer une nouvelle image de la taille désirée et ensuite de déterminer la valeur de chacun des pixels de la nouvelle image. L'image originale a une longueur de  $L_o$  et une largeur  $L_a$ . La nouvelle image a une longueur  $L_o'$  et une largeur  $L_a'$ . Le rapport de taille entre les deux images est de  $\frac{L_a'}{L_a} = \frac{L_o'}{L_o}$ . Les coordonnées des pixels dans l'image originale sont représentées par  $(i, j)$  et les coordonnées des pixels sont représentées par  $(i', j')$ . La correspondance entre les coordonnées des points de l'image originale et de la nouvelle image est la suivante :

$$i' = i * \frac{L_o'}{L_o}, j' = j * \frac{L_a'}{L_a} \quad (2.14)$$

Pour déterminer la valeur d'un pixel de la nouvelle image, les 16 pixels voisins du pixel correspondant dans l'image originale sont utilisés dans le calcul (Figure 16).

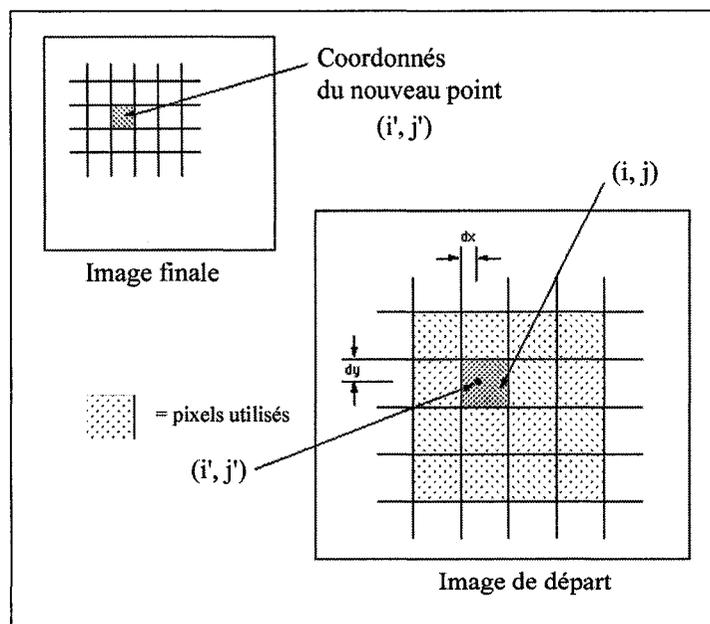


Figure 16 Correspondance entre l'image de départ et l'image redimensionnée

Le calcul de la valeur du nouveau pixel se fait par une moyenne pondérée des valeurs des 16 pixels voisins. Les poids associés à chaque pixel suivent une fonction cubique et dépendent de la distance entre les 16 pixels voisins et le nouveau pixel. L'équation est la suivante où  $Fp$  représente la fonction cubique des poids :

$$Inouv(i', j') = \sum_{Lo=-1}^2 \sum_{La=-1}^2 Iorg(i + lo, j + La) Fp(Lo - dx) Fp(La - dy) \quad (2.15)$$

La valeur du nouveau pixel revient donc à faire la sommation de chacune des valeurs des 16 pixels multipliées par un poids donné. De multiples fonctions de poids ont été développées au fil des ans. La suivante est celle proposé par Keys (1981) et c'est elle qui est utilisée dans le logiciel Matlab :

$$Fp(s) = \begin{cases} \frac{3}{2}|s|^3 - \frac{5}{2}|s|^2 + 1 & 0 < |s| < 1 \\ -\frac{1}{2}|s|^3 + \frac{5}{2}|s|^2 - 4|s| + 2 & 1 < |s| < 2 \\ 0 & 2 < |s| \end{cases} \quad (2.16)$$

## 2.4 Le recalage

Le recalage est essentiel lors de la reconstruction d'une forme 3D à partir d'images de coupes transverses. Il faut un outil qui soit capable d'aligner chacune des images l'une par rapport à l'autre. Il y a deux catégories de recalage, le recalage avec évolution (élastique) et celui sans évolution (rigide). Pour conserver l'information contenue dans les coupes transverses intactes, le recalage rigide est utilisé. Les transformations possibles d'un recalage rigide sont la rotation, la translation et le redimensionnement.

Le principe de base de ce recalage est de faire une correspondance entre le positionnement des points d'une image et le positionnement de ces mêmes points dans l'image suivante. Une fois les coordonnées de ces points connues dans les deux images,

il suffit de calculer la transformation à appliquer sur la deuxième image pour l'enligner sur la première. La plupart des algorithmes de recalage utilise l'erreur quadratique moyenne (EQM)(Meijering, Niessen et al. 1999) ou la corrélation normalisée (Cn) (Lewis 2001) pour déterminer la correspondance entre ces points. Pour l'EQM, la correspondance idéale du point sera quand celle-ci est minimum. Pour la corrélation, qui donne une indication de similarité entre deux objets, la correspondance idéale est lorsque celle-ci est maximum. Les équations de ces deux opérations sont énoncées ici-bas :

$$EQM = \sqrt{\frac{1}{n} \sum abs(I_x(i, j) - I_{x+1}(i, j))^2 \forall (i, j) \in D_I^2} \quad (2.17)$$

- $I_x$  = image de référence;  
 $I_{x+1}$  = image à recaler référence;  
 $D_I^2$  = domaine de l'image;  
 $n$  = nombre de pixels dans l'image.

$$Cn(u, v) = \frac{\sum_{i,j} [I(i, j) - \overline{I(u, v)}] [T(i - u, j - v) - \overline{T}]}{\sqrt{\left\{ \sum_{i,j} [I(i, j) - \overline{I(u, v)}]^2 \sum_{i,j} [T(i - u, j - v) - \overline{T}]^2 \right\}}} \quad (2.18)$$

- $I$  = image de référence;  
 $T$  = objet/image à corrélér;  
 $\overline{I(u, v)}$  = moyenne de  $\overline{I(i, j)}$  à l'endroit où se trouve T;  
 $\overline{T}$  = moyenne de T.

La différence entre les divers algorithmes disponibles dans la littérature porte généralement sur la précision et le temps de calcul de chacune d'elle. Dans ce projet, l'accent est mis sur l'algorithme développé par Thévenaz et Ruttimann (1998). Cet algorithme a la particularité d'utiliser une approche pyramidale pour minimiser l'erreur quadratique moyenne entre les deux images à recaler. Cette approche approxime une

solution grossière en utilisant un sous-échantillonnage de l'image et raffine la solution en réalisant des itérations avec une image de moins en moins sous-échantillonnée. Cela permet une convergence plus robuste et un temps de calcul moindre.

## 2.5 La segmentation

La segmentation permet d'extraire certains objets contenus dans une image. Comme pour les filtres, il existe, dans la littérature, une panoplie d'algorithmes de segmentation. Celui présenté dans cette section est spécifiquement adapté aux images contenant des objets suivant un agencement décrit par le diagramme de Voronoi (Figure 17). Ce diagramme est défini par un espace divisé en  $n$  régions contenant chacune un regroupement de point  $B_n$ . La région  $n = 1$  est définie par un ensemble de points qui sont plus proches du regroupement  $B_1$  que de tous les autres regroupements  $B_n$  existants.

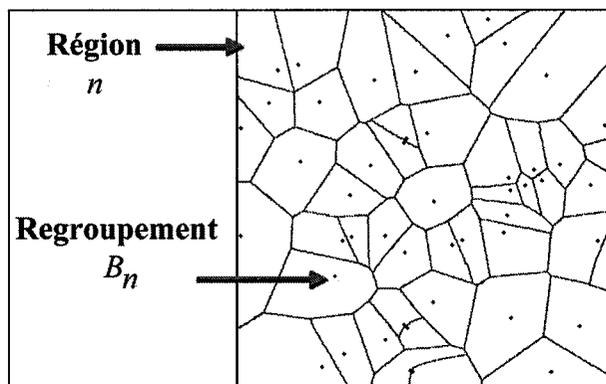


Figure 17 Diagramme de Voronoi. Représentation des régions  $n$  et des regroupements  $B_n$

Cet algorithme se nomme ligne de partage des eaux (LPE). Cette méthode divise l'image en différentes régions en se basant sur les définitions utilisées dans la construction du diagramme de Voronoi.

### 2.5.1 L'algorithme de ligne de partage des eaux (LPE)

Le LPE a commencé à être développé au début des années 1980 et est considéré comme faisant partie de la famille des filtres morphologiques (Beucher and Lantudjoul 1979). Cet algorithme est automatique, mais requiert certaines informations *a priori*. Cette information est l'emplacement d'au moins un pixel (appelé marqueur) qui est à l'intérieur de chacun des objets à segmenter. Si les marqueurs ne sont pas spécifiés, l'algorithme utilise les minimums de l'image comme substitut.

La façon la plus simple d'expliquer le fonctionnement de l'algorithme est de visualiser l'image à traiter comme une carte topographique qui sera immergée dans l'eau. Il est alors supposé que les valeurs de niveaux de gris des pixels de l'image représentent une élévation par rapport au niveau du sol (niveaux de la mer est fixé à 0 et le plus haut sommet possible d'une montagne est représenté par 255) (Figure 18).

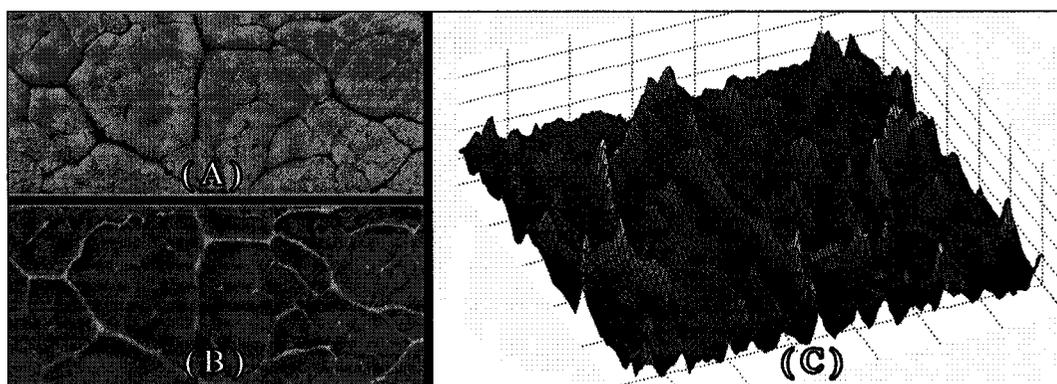


Figure 18 Représentation topographique d'une image en niveaux de gris. A) image originale; B) inversion de l'image; C) représentation topographique

La carte topographique est trouée à l'emplacement de chacun des marqueurs et est déposée dans l'eau. L'eau peut donc s'infiltrer dans la carte topographique par les trous formés. La carte est enfoncée dans l'eau 255 fois à raison d'une hauteur de 1 niveau de gris à

chaque fois. L'eau qui s'est infiltrée par les trous forme alors des bassins, fermés par des chaînes de montagnes, de plus en plus gros à mesure que la carte est immergée dans l'eau. Lorsque le niveau de l'eau dépasse une chaîne de montagne séparant deux bassins, une digue est construite pour empêcher leur fusionnement.

La segmentation LPE représente l'emplacement de chacune des digues construites lors du processus. La Figure 19 expose la segmentation résultante à partir d'un ensemble de marqueurs.

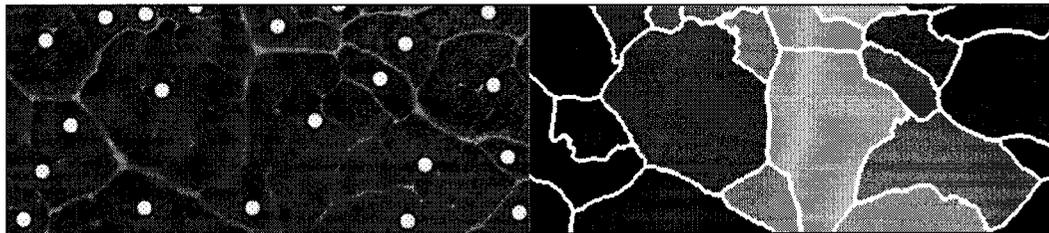


Figure 19 Segmentation LPE à l'aide de marqueurs (ronds blancs)

### 2.5.1.1 Imposition des minimums

Pour s'assurer qu'il y ait seulement des bassins aux endroits indiqués par les marqueurs, une transformation sur l'image doit être effectuée avant d'appliquer le LPE. Cette transformation permet d'imposer les marqueurs comme minimum unique de l'image et de supprimer les autres. L'imposition des minimums se fait à l'aide d'une reconstruction morphologique et les étapes sont décrites ci-dessous (Vincent 1993).

L'**étape 1** consiste à créer l'image du masque représentant les marqueurs :

$$IM(i, j) = 255, \forall (i, j) \in D_m^2 \quad (2.19)$$

$$IM(i, j) = 0, \forall (i, j) \notin D_m^2 \quad (2.20)$$

$D_m^2$  = coordonnées des marqueurs.

L'étape 2 permet de créer l'image à reconstruire :

$$IR(i, j) = 0, \forall (i, j) \notin D_m^2 \quad (2.21)$$

$I_{org}$  = image originale;

$\sim$  = opérateur d'inversion d'une image;

$IR = \sim I_{org}$ .

L'étape 3 est la reconstruction :

$$I_f = IM \top_{ES} IR \quad (2.22)$$

$$I_f = \sim I_f \quad (2.23)$$

Finalement, l'étape 4 consiste à fixer la valeur des miniums à  $-\infty$

$$I_f(i, j) = -\infty, \forall (i, j) \in D_m^2 \quad (2.24)$$

### 2.5.1.2 Description mathématique de l'algorithme LPE

Avant d'exposer l'algorithme LPE, quelques définitions doivent être présentées (Vincent and Soille 1991). Premièrement, la distance géodésique ( $dG_A$ ) représente le chemin le plus court entre deux points d'un ensemble  $A$  :

$$dG_A(px, py) = \text{chemin le plus court, inclus dans } A, \text{ entre } px \text{ et } py. \quad (2.25)$$

Deuxièmement, la zone d'influence géodésique ( $IZ_A(B_n)$ ) représente chacune des régions du diagramme du Voronoi (Figure 17) et est définie par :

$$IZ_A(B_n) = \{p \in A, \forall k \in [1, \infty] / \{n\}, dG_A(p, B_n) < dG_A(p, B_k)\} \quad (2.26)$$

$k$  = numéro des regroupements  $B_n$ ;

$p$  = tous les points formant le diagramme de Voronoi.

Troisièmement, le résultat du seuillage de l'image topologique à un niveau de gris particulier s'exprime par  $T_h(I)$ .

$$T_h(I) = \{(i, j) \in D_I^2, I(i, j) \leq h\} \quad (2.27)$$

$h$  = niveau de gris;

$D_I^2$  = domaine de  $i$  et  $j$  (taille de l'image).

Finalement, la valeur minimale 0 est notée  $h_{\min}$  et la valeur maximale 255 est notée  $h_{\max}$ . Le résultat du LPE est défini par  $X_{h_{\max}}$  et l'algorithme fonctionne en deux étapes ; l'initialisation et une itération pour les niveaux de gris. L'initialisation est décrite par l'équation suivante :

$$X_{h_{\min}} = T_{h_{\min}}(I) \quad (2.28)$$

L'itération par l'équation suivante :

$$\forall h \in [h_{\min}, h_{\max} - 1], X_{h+1} = X_h \cup IZ_{Th+1(I)} \quad (2.29)$$

L'algorithme se résume à faire l'union entre les marqueurs avec la zone d'influence du résultat du seuillage de l'image au niveau de gris suivant. À chaque itération, les marqueurs sont réinitialisés par le résultat de l'itération précédente. La Figure 20 illustre une itération entre  $X_h$  et  $X_{h+1}$ .

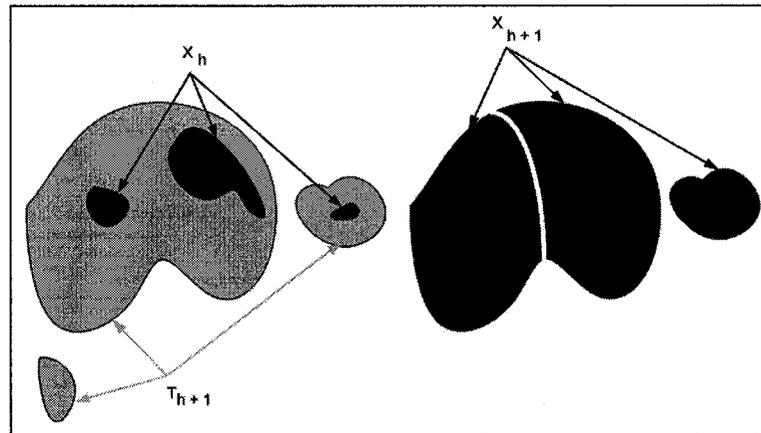


Figure 20 Itération entre  $X_h$  et  $X_{h+1}$

Cet algorithme termine la présentation des outils de traitement d'image nécessaires pour développer la méthodologie du projet décrite au prochain chapitre.

## **CHAPITRE 3**

### **MÉTHODOLOGIE**

Les stratégies utilisées pour réussir à extraire un maximum d'information sur l'architecture interne du TFSD, à l'aide de coupes transverses et du traitement d'images, sont exposées dans ce chapitre. Puisque ces coupes sont la matière première du projet, il est primordial que leur qualité soit constante et optimale. Les trois sections suivantes (3.1 à 3.3) décrivent la méthodologie d'acquisition permettant d'obtenir des coupes planes, minces, parallèles et espacées régulièrement. Le processus d'acquisition ne doit pas abimer ni introduire de évolution des tissus internes du TFSD.

#### **3.1 Prélèvement et conservation**

Le prélèvement des tendons est effectué à l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort, située à Maisons-Alfort en France, par le laboratoire de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du cheval. La partie prélevée mesure soit 8 cm ou 16 cm de longueur et provient de la région métacarpienne moyenne du tendon FSD des membres antérieurs ou extérieurs du cheval. Le choix de la région est motivé par le fait que les lésions se produisent généralement à cet endroit (Stromberg 1971). Une fois prélevé, le tendon est immergé dans le formol pour une période minimum d'un mois. Cette étape, nommée fixation, permet de maintenir les tissus en place et d'assurer une bonne conservation du tendon.

#### **3.2 Échantillons**

Dix tendons ont été prélevés. Quatre d'entre eux mesurent 18 cm et représentent la région métacarpienne sur sa totalité. Ces quatre tendons proviennent de deux chevaux qui ont subis des examens échographiques précédant leur euthanasie. Les six autres

tendons mesurent 8 cm et ont été prélevés dans la partie médiale de la région métacarpienne. Deux des demi-tendons (8 cm) ont des lésions sévères. Ces lésions ne sont pas récentes et elles ont formé un tissu cicatriciel dans la région affectée. Les caractéristiques physiques des tendons sont présentées au Tableau I. Les mesures ont été prises sur la première et la dernière coupe de chacun des tendons. Les longueurs et largeurs ont été mesurées directement à l'aide d'un micromètre. Les airs ont été calculés à partir des images numériques des coupes.

Tableau I  
Caractéristiques physiques des tendons utilisés

Tendon numéro	Nom	États	Longueur cm	Largeur Prox mm	Largeur Dist mm	Aire Prox mm <sup>2</sup>	Aire Dist mm <sup>2</sup>
1	MIE_AD	Sain	18,47	12,5	25,0	84,8	107,2
2	MIE_AG	Sain	17,95	13,0	24,0	89,4	104,8
3	MOT_AD	Sain	18,05	14,0	23,5	89,0	110,4
4	MOT_AG	Sain	18,37	13,0	22,0	95,7	100,5
5	T7	Sain	8,05	18,0	19,2	137,2	111,5
6	T20	Sain	8,15	18,9	22,0	135,0	121,2
7	T22	Sain	9,25	20,0	24,0	127,6	141,7
8	T24	Sain	8,07	15,0	18,1	88,3	100,2
9	T18T19	Lésé	10,30	20,1	26,2	180,9	294,0
10	T21	Lésé	8,11	17,2	20,1	120,3	121,8

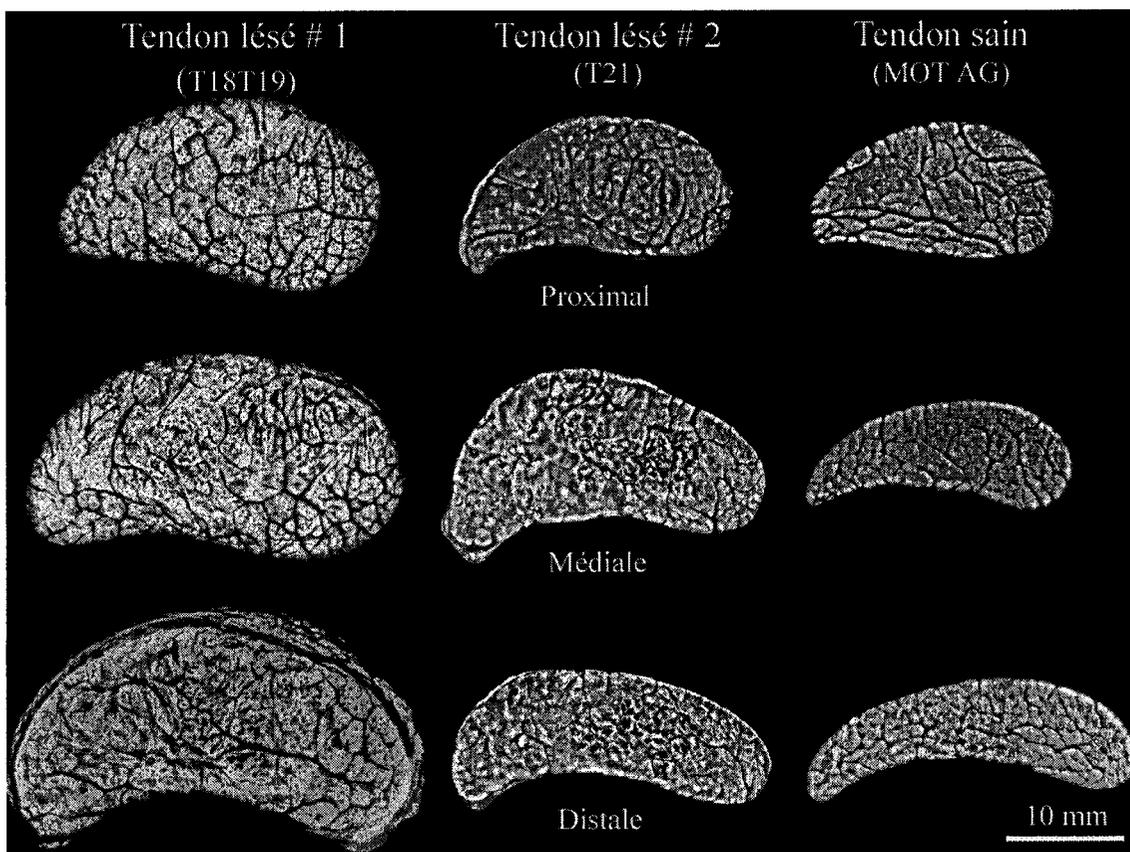


Figure 21 Images des deux tendons lésés et d'un tendon sain typique

### 3.3 Coupe

Pour protéger le tendon lors de la coupe, une résine de plastique servant à enrober le tendon est utilisée. Ce support de résine permet la manipulation du tendon sans en abîmer les tissus et de conserver l'architecture interne intacte lors de la coupe. Le tendon est immergé dans cette résine qui se durcit et il est coupé transversalement en tranches de 1.3 mm.

### 3.3.1 Procédure d'enrobage <sup>1</sup>

La composition de la solution chimique de la résine est décrite dans le Tableau II. La solution est composée de résine, d'un adoucisseur, pour obtenir la dureté voulue, ainsi que d'un initiateur de polymérisation permettant d'initier la solidification de la solution.

Tableau II

Composition de la solution (résine) d'enrobage du tendon pour 100 ml

Substance	Rôle	Quantité
Methyl methacrylate (MMA)	Résine	80 ml
Dibutyl-phalate	Adoucisseur	20 ml
Benzoyl peroxide	Initiateur	3 g

Pour la préparation, l'initiateur (Benzoyl peroxide) est dissout dans la résine (MMA) et mélangé à l'aide d'un agitateur magnétique durant 20 minutes. L'adoucisseur est ensuite rajouté et mélangé de la même façon. Lorsque la solution est prête, les étapes illustrées à la Figure 22 sont amorcées. Une partie de la solution (1 / 10) est versée dans un tube de plastique aux dimensions appropriées et chauffée jusqu'à la polymérisation. Pour accélérer le processus de polymérisation, le tube contenant le dixième de la solution est chauffé dans un bain marie à 75 °C durant 15 minutes. Cette étape permet la formation d'une base très visqueuse, nommé prépolymère, qui agit comme plateforme pour y déposer et fixer le tendon. Le tendon déposé dans le tube est immergé du reste de la solution. Le tube est refermé et placé dans un bain marie à 37°C pendant 11 jours pour la polymérisation.

---

<sup>1</sup> La procédure d'enrobage a été développée par Florence Janvier lors d'un stage estival au Laboratoire de biomatériaux endovasculaires du centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal.

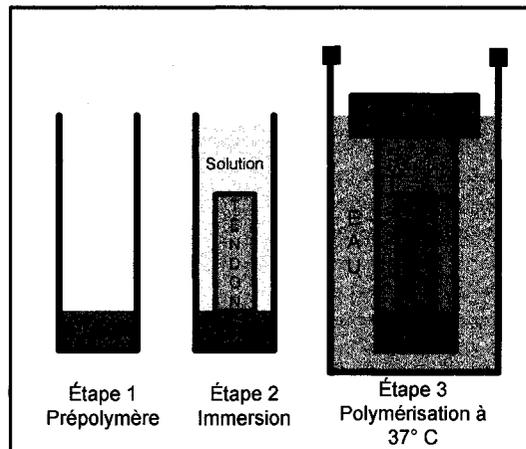


Figure 22 Principales étapes de l'enrobage du tendon

### 3.3.2 La coupe

L'appareil utilisé est un microtome de la série 300 de la compagnie EXAKT ©. Cet appareil utilise une scie à ruban au diamant et est spécialement conçu pour appliquer une force de cisaillement minimale sur l'échantillon coupé limitant ainsi l'impact de la coupe sur la structure du tissu. De plus, puisque le tendon est entouré d'un bloc de résine, il est possible de le fixer fermement sur le bras de la machine pour toute la durée de la coupe du tendon. Les tranches obtenues sont donc toujours planes et parallèles l'une par rapport à l'autre. Elles sont réalisées, tout le long de l'échantillon, à un intervalle régulier de 1.3 mm. L'épaisseur de chacune d'elle varie entre 0.9 mm et 1.1 mm puisque l'épaisseur de la scie retranche environ 300  $\mu\text{m}$ .

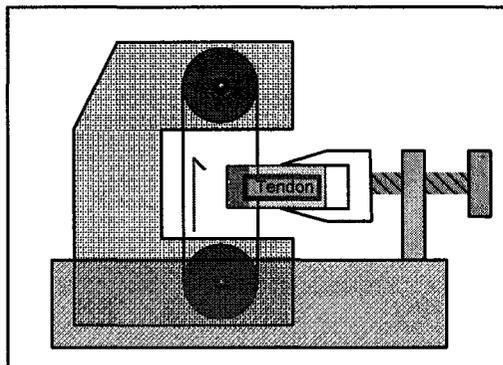


Figure 23 Schéma de l'appareil utilisé lors de la coupe du tendon

### 3.4 Macrophotographie des coupes et numérisation

Pour la prise d'images des coupes, un stéréo microscope (Nikon © SMZ-U) monté d'un appareil photo à film (Nikon HFX DX) est utilisé. Les films négatifs couleurs employés sont au tungstène et de sensibilité ISO100 (Kodak ©). Chaque coupe est photographiée sur sa face proximale. Une fois les photos développées, elles sont numérisées à 200 pixels par pouce (dpi) de résolution à l'aide d'un scanner scanjet 5590 de la compagnie HP ©. Cette résolution est choisie puisqu'elle permet d'obtenir des images de taille pratique (800 x 600 pixels) et de qualité acceptable. Un exemple d'image d'une coupe transverse est présenté à la Figure 24.



Figure 24 Image typique d'une coupe transverse du centre de la région métacarpienne moyenne

Une fois les images acquises, le traitement d'images est utilisé pour extraire de l'information sur l'architecture interne. Puisque chacune des coupes a été photographiée individuellement, le premier défi consiste à rendre les images semblables les unes aux autres (section 3.5). Par la suite, il faut déterminer quelles sont les informations pertinentes à récupérer et comment le faire le plus précisément possible.

### 3.5 Prétraitement des images

Les quatre étapes du prétraitement des images sont énoncées dans le Tableau III et décrites dans les sous-sections suivantes.

Tableau III  
Étapes du prétraitement des images

Étapes	Description
1	Redimensionnement
2	Détourage
3	Recalage
4	Rehaussement et normalisation

Ces étapes sont nécessaires pour isoler le TFSD et l'enligner sur chacune des images d'une même série.

### 3.5.1 Redimensionnement

Puisque les acquisitions ont pas toutes été réalisées aux mêmes moments avec le même grossissement, il faut redimensionner les images pour s'assurer que la taille d'un pixel soit constante entre chacune d'elle. Il faut développer une méthode précise capable de déterminer la taille réelle des pixels des images. Ensuite il suffit d'utiliser le redimensionnement bi-cubique (section 2.3) pour rendre les images de la même dimension. Cette étape permet aussi de déterminer s'il y des évolution s introduites par la lentille de la caméra (voir CHAPITRE 4).

Une feuille de papier millimétrique est photographiée, au début et la fin de chaque séance d'acquisition. La feuille millimétrique est une grille de 1 mm par 1 mm. L'algorithme décrit ci-dessous est utilisé pour extraire la dimension du pixel à partir de l'image numérisée en niveaux de gris de la grille. Les étapes de l'algorithme sont décrites dans le Tableau IV.

Tableau IV

Étapes de l'algorithme d'extraction de la taille d'un pixel

Étapes	Description
1	Rotation de l'image.
2	Filtrage Bottom-Hat.
3	Obtenir la moyenne des valeurs des lignes et des colonnes.
4	Calculer la distance entre les maximums.

Pour commencer, l'image est alignée pour que les délimitations formant la grille soient horizontale et verticale (Figure 25). Cette étape est réalisée par un utilisateur qui choisit l'angle et applique une transformation de rotation sur l'image. Il suffit de s'assurer visuellement que les délimitations de la grille soient parallèles au bord de l'image. Un filtre Bottom-Hat est ensuite utilisé pour rehausser et enlever le bruit de fond de l'image.

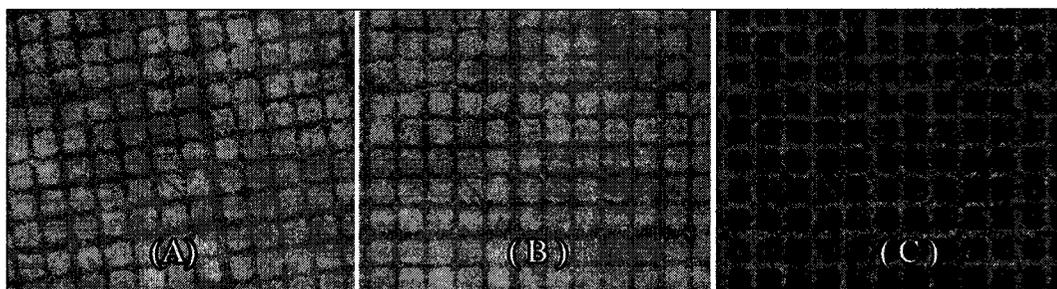
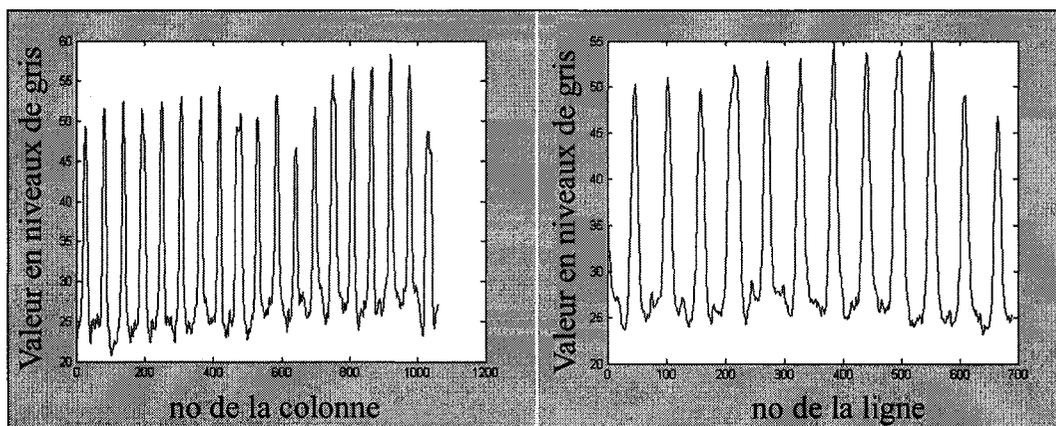


Figure 25 Prétraitement de la grille : A) image originale; B) rotation; C) filtre morphologique Bottom-Hat

La moyenne de chacune des lignes et de chacune des colonnes de l'image est calculée. Le Graphique 1 représente les deux graphiques des valeurs moyennes des lignes et des colonnes. Chacun des sommets sur les graphiques représente une délimitation de la grille.



Graphique 1 Moyenne des lignes et des colonnes de l'image de la grille traitée

Il reste à extraire l'emplacement (no de la ligne ou de la colonne) des maximums des deux graphiques. Pour ce faire, un programme avec interface dans le logiciel MATLAB a été réalisé pour permettre à l'utilisateur de cliquer sur chacun des maximums. Le programme choisit la valeur maximum aux alentours de l'endroit sélectionné par l'utilisateur.

Une fois ces emplacements connus, il suffit de faire une moyenne de la distance entre chacun d'eux. Par exemple, sur les graphiques, la distance moyenne entre les sommets des graphiques est de 53,2 et de 53,1 pixels respectivement. Puisque la distance réelle entre les délimitations de la grille est connue (1 mm), il reste seulement à faire le rapport pour obtenir la taille d'un pixel (largeur et longueur du pixel =  $2 / (53,1 + 53,2)$  mm et la surface du pixel =  $(2 / (53,1 + 53,2))^2$  mm<sup>2</sup>).

Après avoir obtenu la taille réelle d'un pixel, toutes les images de toutes les séries sont normalisées à une échelle de 50 pixels par millimètre (1 pixel = 1/50 mm) par redimensionnement bi-cubique.

### 3.5.2 Détourage

L'étape du détourage permet d'extraire les contours de l'enveloppe externe du tendon dans les images. La méthode développée pour détourer les images est importante puisqu'elle réduit la complexité de l'étape suivante, le recalage des images, permet d'éliminer les autres objets de l'image et de réduire la taille de celle-ci.

La première étape, avant de lancer l'algorithme de détourage, est de filtrer l'image pour obtenir une luminosité constante. Pour ce faire, l'image RGB est convertie en coordonnée HSI et la composante intensité est filtrée avec un filtre sigmoïde. Ces étapes sont représentées à la Figure 26.



Figure 26 Filtrage sigmoïde de la composante intensité. A) image originale; B) composante intensité; C) composante filtrée; D) image résultante

Ensuite l'algorithme décrit dans le Tableau V est appliqué sur l'image RGB filtrée.

Tableau V  
Algorithme de détourage

Étapes	Description
1	Approximer la valeur RGB de l'intérieur du tendon
2	Premier seuillage à partir cette valeur RGB
3	Recalculer une nouvelle valeur RGB à partir du résultat de l'étape 2
4	Deuxième seuillage à partir de cette nouvelle valeur RGB
5	Première ouverture
6	Isoler le plus gros objet de l'image
7	Deuxième ouverture
8	Lisser la forme du masque binaire

L'information utilisée par l'algorithme pour faire le détourage est l'intensité de couleur de l'image. Normalement, le fond de l'image est gris-blanc, l'intérieur du tendon jaune orange et les interstices sont noirs. Puisque les objets de l'image sont tous définis par une couleur assez distincte, un simple seuillage est utilisé. Une première approximation de la valeur RGB de l'intérieur du tendon est obtenue en prenant la valeur moyenne d'une ligne de 100 pixels centrée au médiale de l'image (barre au médiale de l'image D de la Figure 27). Un masque binaire est créé à partir d'une intersection entre les trois canaux R, G et B seuillés à l'aide de la valeur moyenne de la ligne de 100 pixels. Le seuil s'effectue en gardant les valeurs qui sont situées entre la valeur moyenne  $\pm$  un certain pourcentage fixé par l'utilisateur (entre 10 % et 25 %). À partir de ce masque, une nouvelle approximation de la valeur des pixels à l'intérieur du tendon est effectuée en calculant la moyenne de toutes les valeurs comprises dans celui-ci. Un nouveau masque est créé de la même façon que le précédent avec cette nouvelle valeur. Une ouverture, avec un élément structurant de 1 à 3 pixels est effectuée pour garder la forme du tendon intacte (image A, Figure 27). Le plus gros objet de l'image est isolé et une ouverture plus importante, avec un élément structurant de 15 à 25 pixels est réalisée pour mettre tous les pixels à l'intérieur du tendon en blanc (image B et C, Figure 27).

Finalement le contour du masque représentant la bordure du tendon est moyenné pour adoucir ses formes (image D, Figure 27).

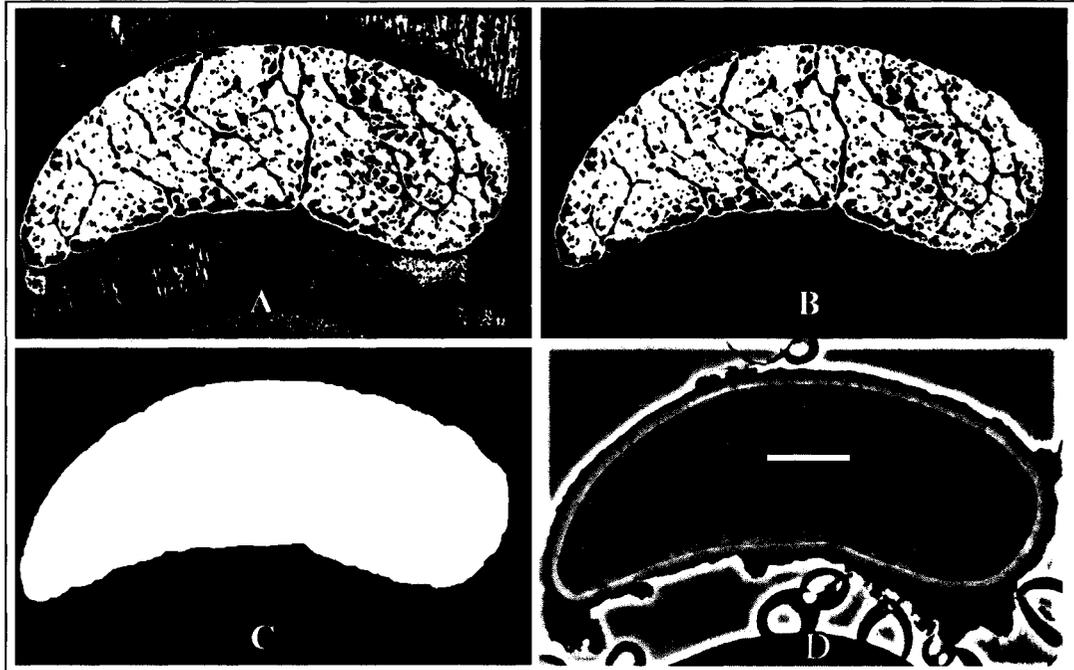


Figure 27 Algorithme de détourage. A) après l'étape 5; B) après l'étape 6; C) après l'étape 7; D) visualisation du contour final de la ROI

Un masque de la forme du tendon est donc disponible et chacune des images est multipliée par son masque et transformée en niveaux de gris avant de passer à la prochaine étape, le recalage.

### 3.5.3 Recalage

Une fois que les images sont détourées, chaque série est recalée. Le recalage se fait seulement en rotation et translation pour ne pas induire de évolution dans l'architecture interne. L'algorithme utilisé est celui de P.Thévenaz et Ruttimann (1998). Cet

algorithme recale chaque image par rapport à la précédente et les images utilisées sont en niveaux de gris. Le recalage se fait à l'aide du logiciel ImageJ © dans lequel l'algorithme est déjà implanté.

#### **3.5.4 Filtrage et normalisation**

La dernière étape du prétraitement des images est le filtrage et la normalisation des valeurs de niveaux de gris. Le filtrage permet de rehausser les contrastes et d'uniformiser l'illumination tandis que la normalisation assure une valeur moyenne des valeurs de niveaux de gris entre chacune des images. Le filtre utilisé est un filtre sigmoïde avec les paramètres suivants : taille du filtre de 41 x 41 pixels et pente de la courbe égale à 1. La taille du filtre a été choisie en analysant l'illumination de l'image. C'est la taille minimale permettant de rendre l'illumination constante. La pente de 1 permet de minimiser les impacts du filtrage sur l'information contenue dans l'image.

Un étirement d'histogramme est par la suite effectué pour occuper toutes les plages de valeurs possibles [0 255] et une adaptation d'histogramme est appliquée sur l'image résultante. Pour la normalisation, la moyenne des valeurs de niveaux de gris de l'image (excluant le fond noir) est normalisée à 150. Le résultat d'une image rehaussée et normalisée est présenté à la Figure 28.

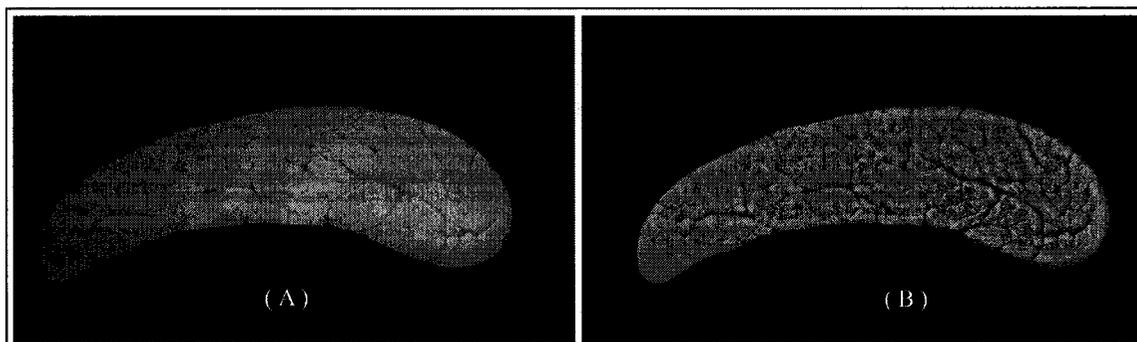


Figure 28 Rehaussement et normalisation. A) image recalée et détournée;  
B) image rehaussée et normalisée

Après les étapes de prétraitements, l'information sur l'architecture interne peut être extraite. L'information calculée dans ce projet est la distribution 3D des faisceaux et l'évolution longitudinale de l'architecture interne. Pour la distribution 3D des faisceaux, deux méthodes distinctes ont été développées. Avant de les décrire, il faut cependant définir en 3D ce qu'est un faisceau puisqu'aucune définition n'existe dans la littérature.

### 3.6 Définition de la notion de faisceau

En générale, dans la littérature, toute structure de plus de 10  $\mu\text{m}$  de diamètre entourée d'interstices est nommée faisceau (Webbon 1977; Kastelic and Galeski 1978). Cependant, aucune indication n'existe sur les longueurs des faisceaux, ni sur leur commencement, ni sur leur terminaison. Pour le présent projet, et suite aux recommandations de Nathalie Crevier-Denoix<sup>2</sup>, les règles utilisées pour définir la notion tridimensionnelle d'un faisceau sont présentées au Tableau VI.

---

<sup>2</sup> Directrice du Laboratoire de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval, École Nationale Vétérinaire d'Alfort, Maison-Alfort, France.

Tableau VI

Règles permettant de déterminer si une structure visible dans une image de coupe transverse est un faisceau

No	Règles
1	Un faisceau doit être complètement fermé par des interstices
2	Un faisceau ne doit pas contenir d'autres faisceaux
3	Des faisceaux qui se fusionnent deviennent un nouveau faisceau
4	Un faisceau qui se sépare est à l'origine de deux ou plusieurs nouveaux faisceaux.

Dans la Figure 29, les numérotations F1, F2, F3, D1, D2 et D3 représentent des exemples de faisceaux. Pour déterminer la continuité d'un faisceau selon l'axe longitudinal, les coupes précédentes et suivantes d'une image donnée sont analysées. Dès que le faisceau fusionne ou se divise, il est considéré comme terminé. La Figure 29 représente un exemple de fusion et un exemple de division.

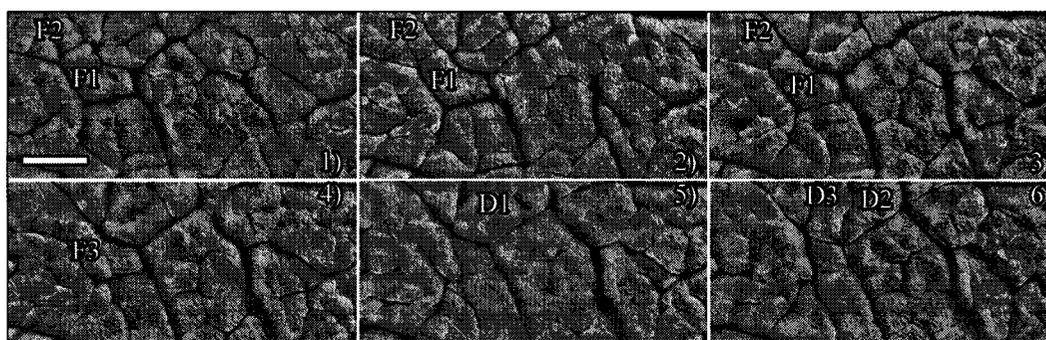


Figure 29 Fusion et défusion d'un faisceau : F1 et F2 deviennent F3, D1 devient D2 et D3. Séquence de six images (1 à 6). La barre blanche représente 0.7 mm

### 3.7 Distribution 3D des faisceaux

Cette première méthode développée permet d'extraire la distribution 3D des faisceaux directement à partir de la segmentation des faisceaux entourant les faisceaux. La pertinence d'une telle information est double. Premièrement ces données n'ont jamais été calculées et deuxièmement, elles sont en lien direct avec les propriétés mécaniques du tendon (Gillis, Pool et al. 1997; Crevier-Denoix, Collobert et al. 1998). Les interstices ont des épaisseurs très variables et ne sont pas toujours bien visibles, ce qui rend l'étape de segmentation ardue. Pour déterminer l'algorithme à utiliser, la littérature a été explorée pour trouver d'autres champs d'applications utilisant le même type d'images (structures polygonales fermées et collées les unes sur les autres).

Deux domaines de recherche utilisant ce type d'image sont la caractérisation de cellules ainsi que l'étude de surface des minéraux (le métal en particulier). La Figure 30 et la Figure 31 représentent des exemples d'images utilisées dans ces deux domaines et la Figure 32 des images du TFSD.

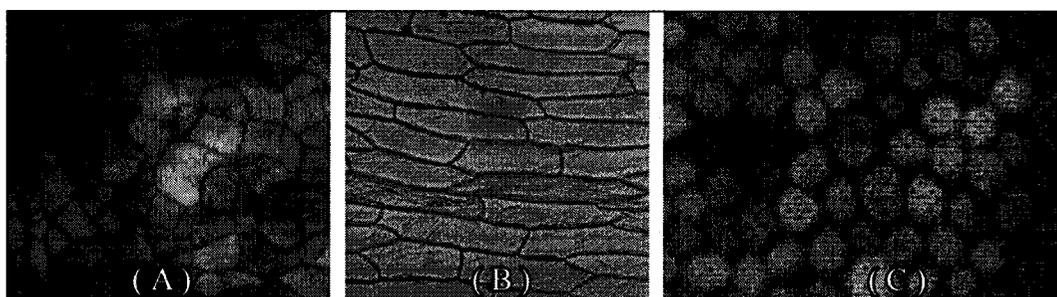


Figure 30 Images macroscopiques de différents types de cellules. Provenance des images : A) site web de l'Université de Granada en Espagne ; B) [www.geocities.com](http://www.geocities.com); C) Vincent L. (1993)

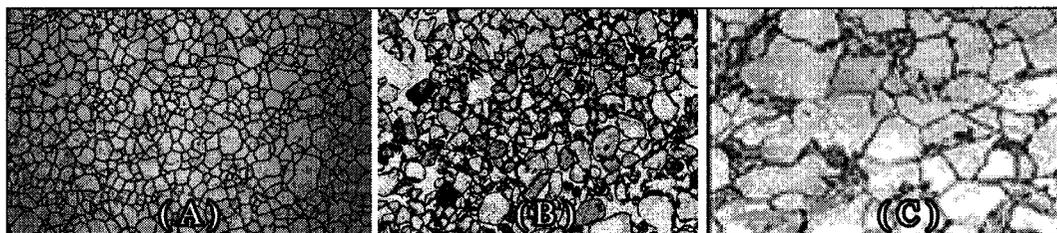


Figure 31 Images macroscopiques de surface du métal. Provenance des images : A) Russ, John C. (1999); B) Site web de l'Université de Granada en Espagne; C) <http://www.bhk.co.jp/english/>.

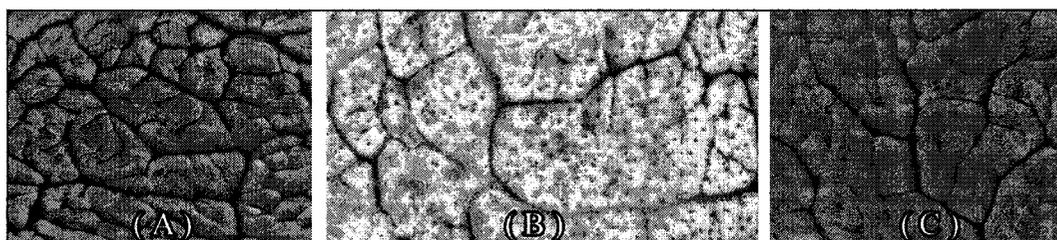


Figure 32 Images macroscopiques du TFSD

L'algorithme choisi, qui est fréquemment utilisé dans ces deux domaines, est le LPE (section 2.5.1). La segmentation est exécutée séparément en 2D sur toutes les images de la série.

De multiples méthodes sont disponibles dans la littérature pour déterminer le nombre et la position des régions lors de la segmentation LPE (Soille and Misson 2001; Lin, Adiga et al. 2003; Moreels and Smrekar 2003; Chung-Ming, Yi-Hong et al. 2005). Celle présentée ici est une méthode générale utilisant des marqueurs (Vincent 1993; Perchet 2005) qui a été adaptée aux images du tendon. Les étapes de l'algorithme pour déterminer l'emplacement des marqueurs sont décrites ci-dessous.

L'**étape 1** est la reconstruction par ouverture de l'image prétraitée ( $IPre$ ) :

$$IR = IPre \circ_{ESI} ESI \quad (3.1)$$

L'**étape 2** est la soustraction de l'image reconstruite de l'image prétraitée :

$$Im = IPre - IR \quad (3.2)$$

$Im$  = image contenant les marqueurs.

L'**étape 3** est la binarisation de l'image des marqueurs

$$Im = Im > 0 \quad (3.3)$$

Finalement, l'**étape 4** consiste à éliminer les marqueurs plus petits que 100 pixels :

$$Im(i, j) = 0, \forall (i, j) \in B_m^2 \quad (3.4)$$

$B_m^2$  = regroupement de moins de 100 pixels.

Les deux premières étapes de l'algorithme permettent de déterminer les régions ayant les niveaux de gris les plus élevés de l'image qui sont de la grosseur de l'élément structurant  $ESI$ . Ces régions représentent les faisceaux délimités par des interstices de couleur plus foncée. L'élément structurant est un disque de 10 pixels de diamètre. L'étape de reconstruction recherche donc toute structure d'environ 0.2 mm de diamètre (grosseur minimum d'un faisceau visible dans les photographies). Le seuil de 100 pixels élimine le bruit et minimise la sursegmentation.

Cette recherche des marqueurs jumelée à l'algorithme LPE permet de segmenter la majorité des faisceaux. La Figure 33 illustre ces trois étapes (figure a, b et c).

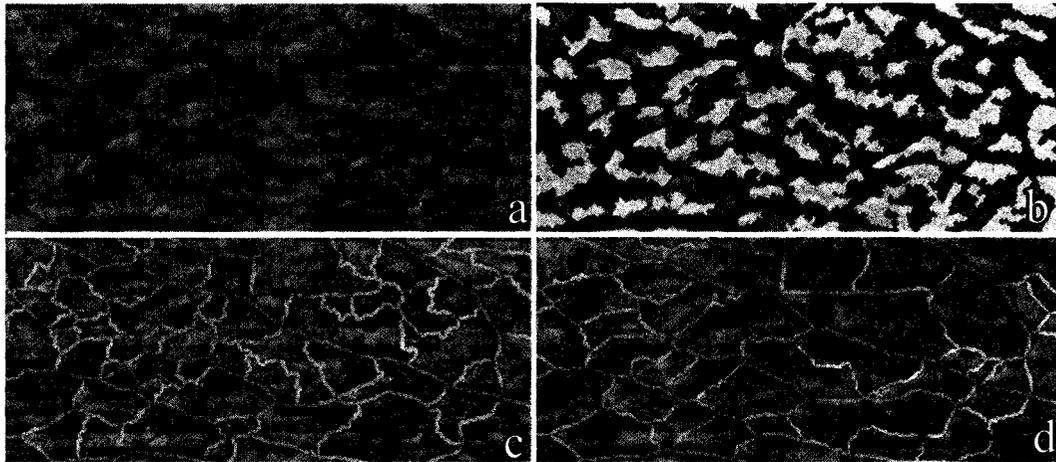


Figure 33 Étapes de présegmentation. a) image originale; b) reconstruction et superposition des marqueurs; c) LPE; d) intervention de l'utilisateur

Une fois la segmentation exécutée sur toutes les images, un utilisateur peut ajuster les résultats en modifiant les régions segmentées. L'interface développée dans MATLAB est représentée à la Figure 34. Elle permet de naviguer entre toutes les images d'une série représentant un tendon complet. Il est possible d'afficher n'importe quelle coupe en niveaux de gris, de modifier le grossissement, d'inverser ses niveaux de gris et d'appliquer les filtres disponibles dans la librairie Image Processing de MATLAB. Il est aussi possible d'afficher la superposition (comme dans la figure) de la segmentation sur l'image. L'image d de la Figure 33 représente une segmentation qui a été modifiée par un utilisateur.

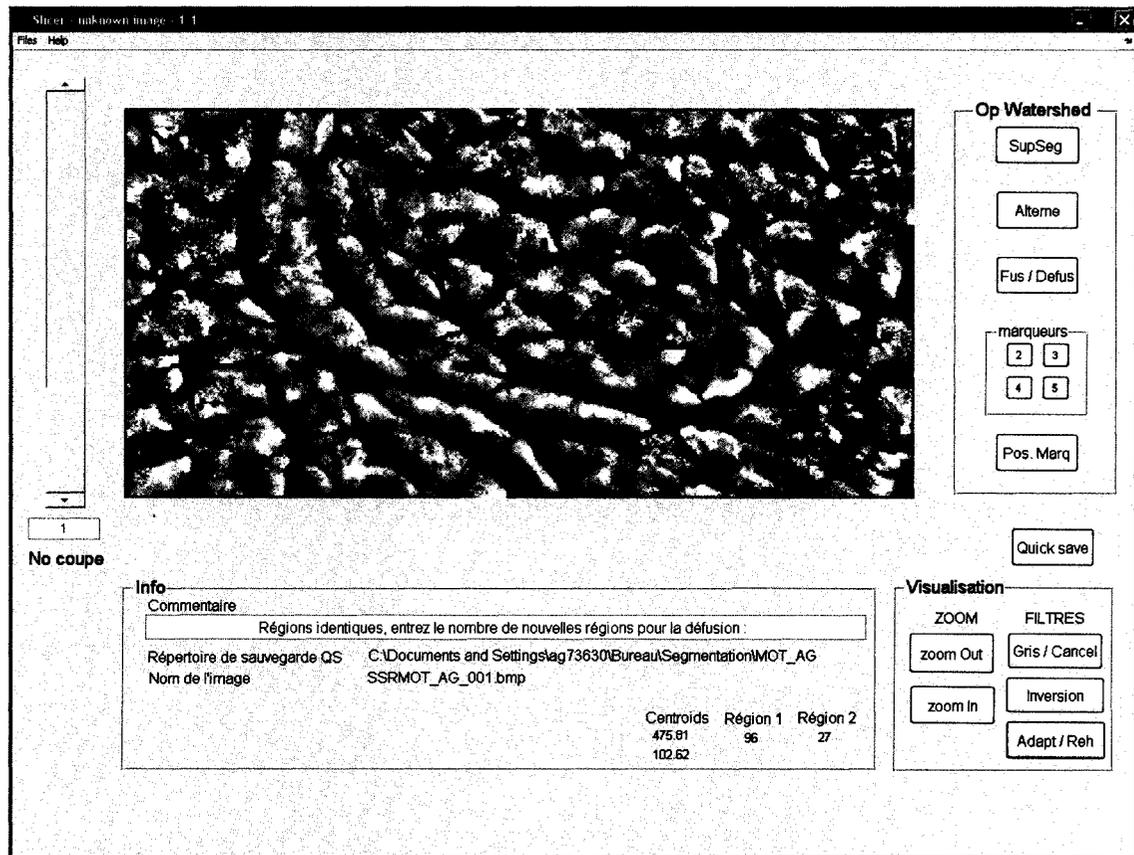


Figure 34 Interface permettant de modifier la présegmentation

La retouche manuelle exige un temps utilisateur qui est considérable. Lors de ce projet, pour minimiser ce temps, seulement le centre de chacune des images du tendon a été segmenté. Cette zone correspond au plus grand carré qu'il est possible d'inclure dans toutes les images d'une même série.

### 3.7.1 Algorithme d'étiquetage 3D

Une fois les images segmentées, une correspondance doit être réalisée entre chacune d'elles pour déterminer la distribution 3D des faisceaux. Pour chaque faisceau donné, sa

continuité dans les coupes suivantes et précédentes est évaluée en fonction de sa position. L'algorithme d'étiquetage se divise en 3 étapes présentées au Tableau VII.

Tableau VII

## Étapes de l'algorithme d'étiquetage 3D

Étapes	Description
1	Isoler chacun des faisceaux
2	Faire la correspondance entre les faisceaux
3	Créer un modèle 3D contenant l'information sur les faisceaux

La première étape est d'extraire la forme générale de chacun des faisceaux. Pour ce faire, une carte de distance est calculée sur la segmentation LPE et est filtrée à l'aide d'une gaussienne. Les faisceaux sont déterminés par les valeurs de la carte filtrée qui sont supérieure à 3 pixels. Le filtrage de la carte de distance permet d'obtenir une forme du faisceau plus lisse qui n'inclut pas le bruit de la segmentation LPE.

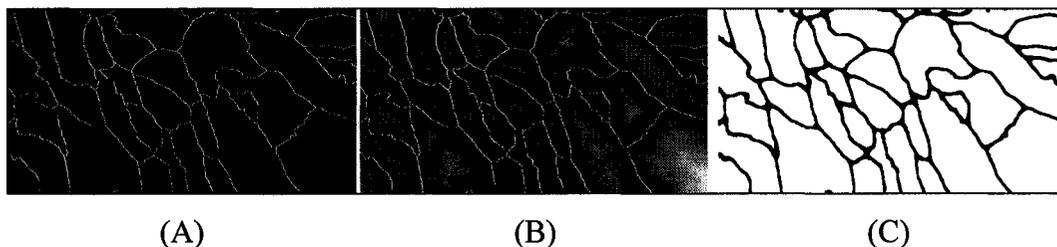


Figure 35 Extraction de la forme des faisceaux. A) LPE; B) carte de distance; C) extraction des faisceaux

Les objets présents dans les images binaires représentent chacun des faisceaux. Tous les faisceaux de la première image de la série sont étiquetés et sont projetés dans l'image suivante de la série. Ensuite, le nombre de nouveaux faisceaux touchés par (à raison de 10 % de sa taille) chaque faisceau projeté est compté. Finalement, les règles énoncées lors de la définition de la notion de un faisceau (section 3.6) sont appliquées pour

déterminer la continuité en 3D du faisceau (Tableau VIII). Le 10 % est choisi comme marge d'erreur pour palier aux erreurs possiblement introduites par les étapes précédentes (acquisition, recalage, segmentation ...)

Tableau VIII

Actions à prendre en fonction du nombre de faisceaux touchés par le faisceau projeté.

Conditions	Actions
Il touche à un seul faisceau.	Continuité du faisceau, garde la même étiquette
Il touche à plus d'un faisceau.	Au moins deux nouveaux faisceaux apparaissent, nouvelles étiquettes
Il ne touche à aucun faisceau.	Aucune action

Ce processus est répété pour chacune des images de la série. La Figure 36 illustre les résultats de cet algorithme (étapes 1 et 2) sur une série de 9 images du centre de la partie proximale du TFSD.

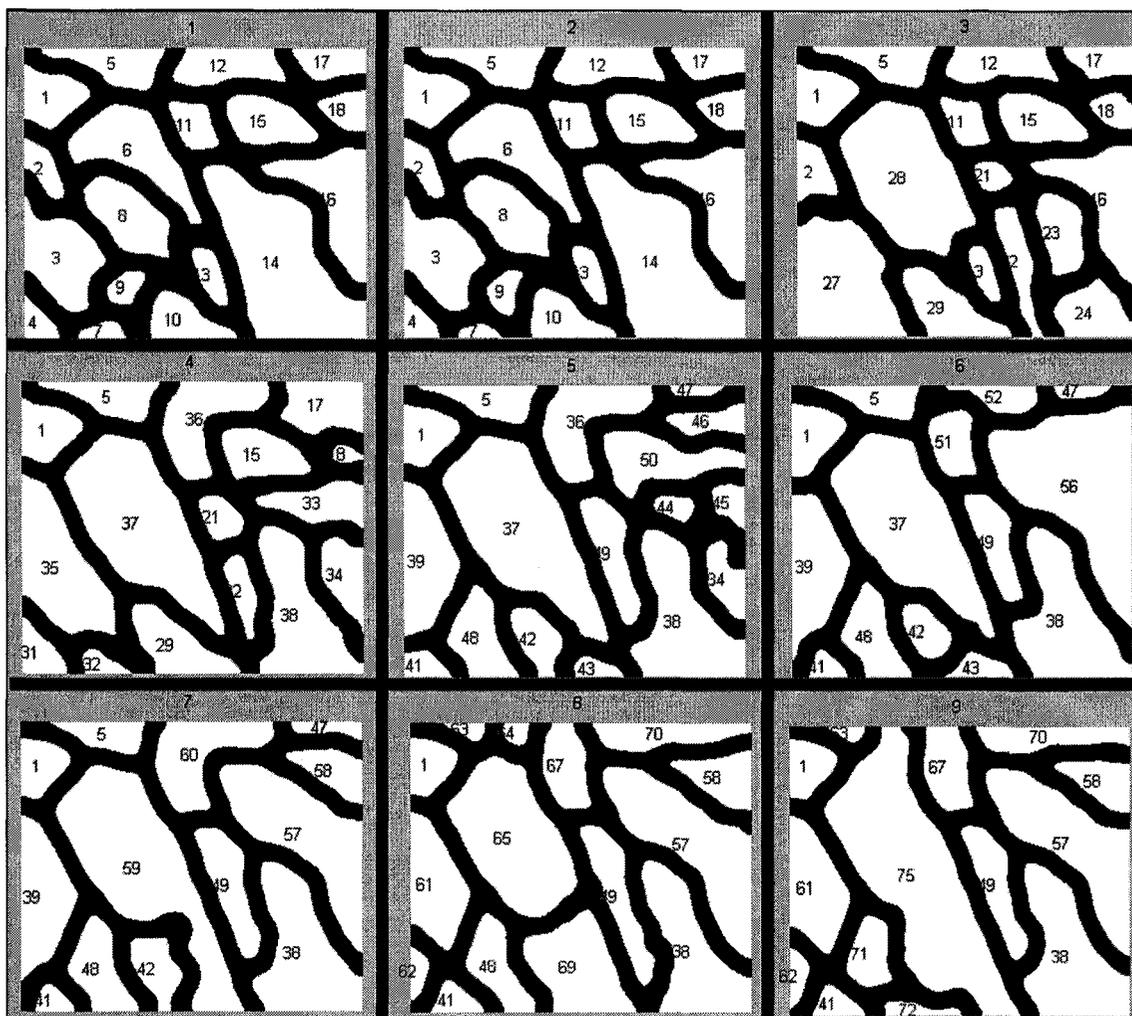


Figure 36 Étiquetage des faisceaux en 3D. Série de 9 images du centre de la partie proximale

La troisième étape utilise les nouvelles étiquettes pour construire le modèle 3D représentant les faisceaux du TFSD. Il est construit de tous les LPE 2D dont chacune des régions a été renommée avec les nouvelles étiquettes trouvées à l'étape 2.

### 3.7.2 Longueurs, diamètres et volume des faisceaux

À partir du modèle 3D des faisceaux, les données sur les faisceaux peuvent être calculées directement. Chacune des régions étiquetées du modèle 3D représente un faisceau. Les volumes, diamètres et longueurs des faisceaux sont calculés à l'aide des équations suivantes :

$$Volume_{R_n} = \left( \sum pixels \in R_n + \frac{\sum pixels \in perim(R_n)}{2} \right) \times dx \times dy \times dz \quad (3.5)$$

$$Longueur_{R_n} = \left( \sum coupe \in R_n \right) \times dz \quad (3.6)$$

$$Rayon_{R_n} = \sqrt{\frac{Volume_{R_n}}{\pi \times Longueur_{R_n}}} \quad (3.7)$$

$perim(R_n)$  = périmètre de la région  $R_n$  ;

$dz$  = épaisseur d'une coupe, 1.3 mm;

$dx$  et  $dy$  = taille réelle du pixel,  $\frac{1}{50}$  mm.

Lors du calcul du volume, l'épaisseur des interstices est négligée.

### 3.8 Variation longitudinale de l'architecture fasciculaire

Cette méthode développée, complètement différente de la première, évalue indirectement la distribution des faisceaux en déterminant la variation de l'architecture le long du tendon. En connaissant cette variation, il est possible d'approximer la distribution de la longueur des faisceaux. Cette relation vient du fait que les faisceaux sont alignés longitudinalement. Par exemple, si l'on sait que l'architecture reste parfaitement constante longitudinalement sur 2 mm, cela donne comme indication que tous les faisceaux devraient avoir une longueur minimale de 2 mm. De plus, si l'on sait

que l'architecture se modifie complètement sur une distance de 15 mm, il est possible d'affirmer que la longueur maximale des faisceaux est en deçà de 15 mm. En outre, en regardant entre ces deux extrêmes, on peut obtenir une idée générale de la distribution des faisceaux en se basant sur la variation longitudinale de l'architecture. La longueur des faisceaux est donc une indication de la variation longitudinale de l'architecture fasciculaire et vice-versa.

Cette section décrit la méthode utilisée pour déterminer cette variation. Les images utilisées représentant l'architecture interne sont la binarisation des images en niveaux de gris (Figure 37). Le seuil utilisé est déterminé en calculant la valeur qui minimise la variation interclasse de l'histogramme lorsque celui-ci est séparé en deux classes (Otsu 1979).

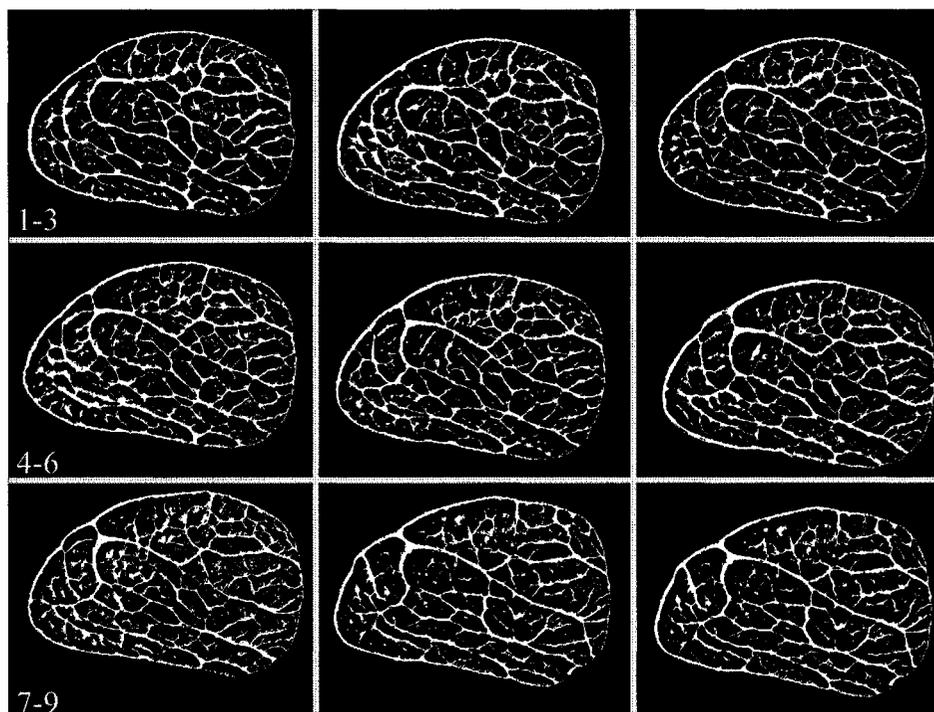


Figure 37 Série de 9 images de la partie proximale seuillées avec la méthode Otsu

Deux nouveaux concepts, créés pour ce projet, sont introduits pour calculer la variation de l'architecture entre chacune des images : **la similarité** entre deux images et **l'indice de similarité moyen**.

### 3.8.1 Calcul de la similarité

La similarité entre deux images binaires est définie comme étant le nombre de pixels blancs présents au même endroit dans les deux images, divisé par le nombre de pixels blancs de la première image. L'équation suivante décrit ce calcul :

$$sim_x^k = \frac{\sum_{i,j} (I_x \& I_{x+k})}{\sum_{i,j} I_x}, \forall (i, j) \in D_I^2 \quad (3.8)$$

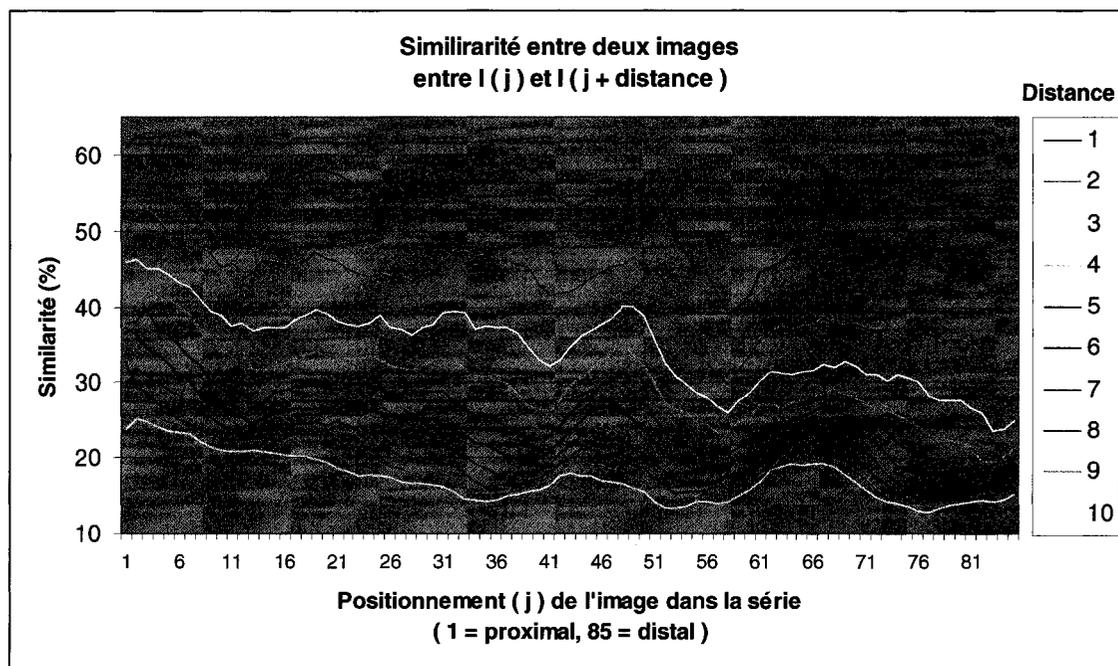
$I_x$  = image x de la série;

$k$  = distance, en coupe, entre les deux images utilisées dans le calcul;

$\&$  = opérateur logique << et >>;

$D_I^2$  = domaine de i et j (taille de l'image).

Le Graphique 2 représente des courbes typiques des similarités calculées sur toutes les images d'une série en fonction de différentes distances  $k$  (de 1 à 10 coupes) entre les deux images.



Graphique 2 Similarité calculée sur toutes les coupes d'une série en fonction d'une distance donnée  $k$  (de 1 à 10). Les courbes ont été moyennées avec un filtre d'une grosseur de cinq unités (coupe)

La similarité est exprimée en pourcentage. Toutes les courbes ont la même allure, mais lorsque la distance augmente (comparer deux images de plus en plus éloignées l'une de l'autre) la similarité diminue.

### 3.8.2 Indice de similarité moyen (ISM)

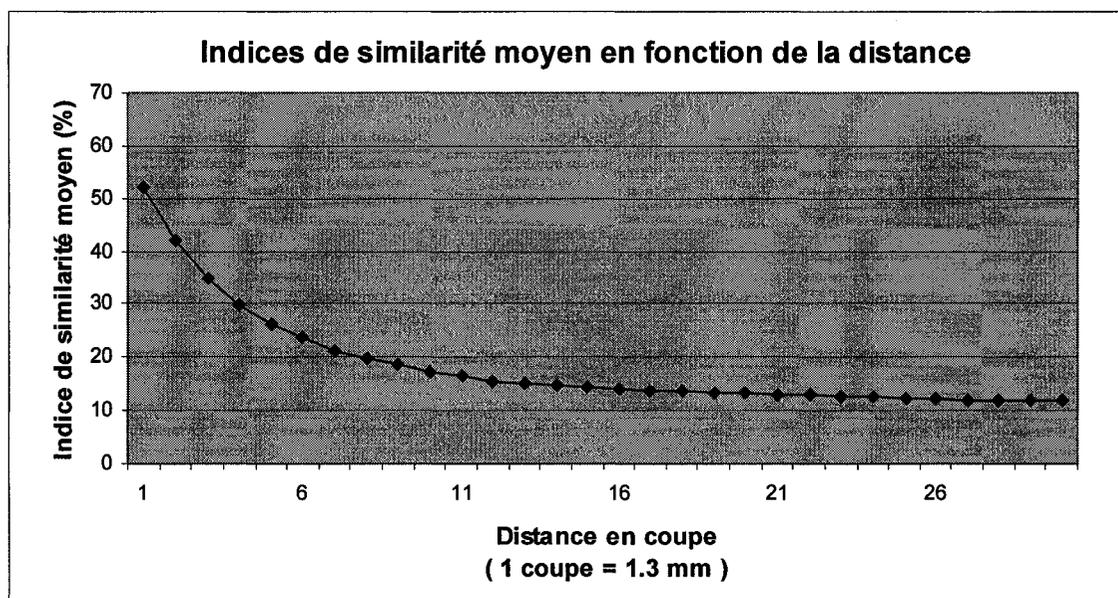
L'ISM est défini comme étant la moyenne des valeurs de similarité qui sont calculées sur toutes les images de la série. Cette valeur moyenne est calculée en fonction d'une distance donnée  $k$ .

$$ISM_k = \frac{\sum_{x=1}^{nbI-k} sim_x^k}{nbI - k} \quad (3.9)$$

$nbI$  = nombre d'images dans la série;

$k$  = distance, en coupe, entre les deux images utilisées dans le calcul;

L'ISM est donc extrait en calculant la moyenne de chacune des courbes du Graphique 2. Le Graphique 3 représente cet indice en fonction de plusieurs distances  $k$  variant entre 1 et 30 coupes.



Graphique 3 Indice de similarité moyen en fonction d'un espacement donné

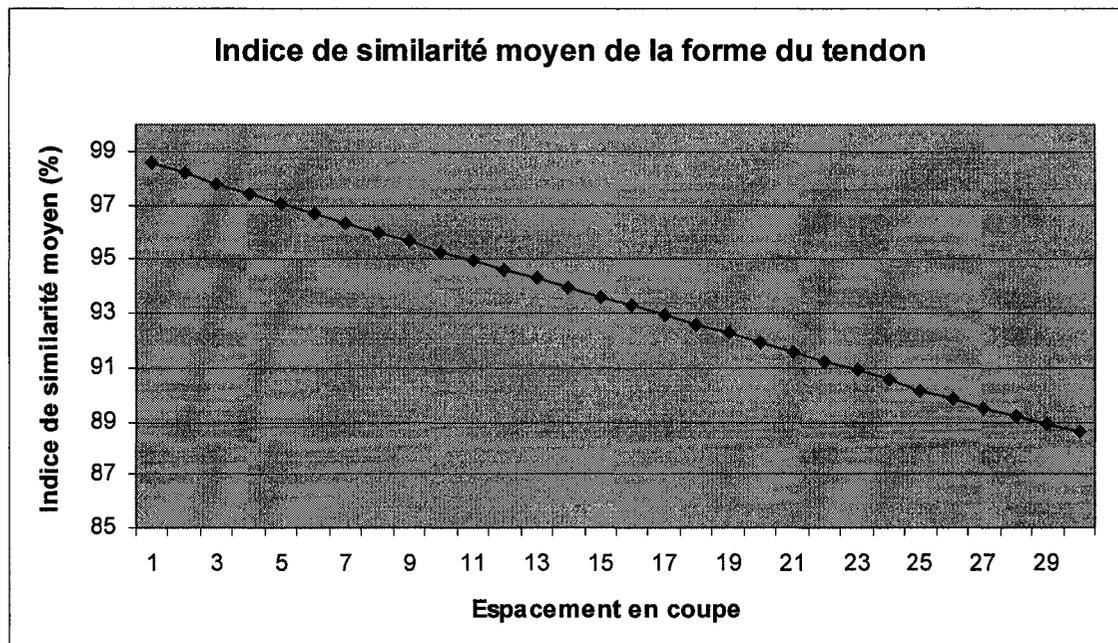
L'ISM indique la ressemblance moyenne entre deux images espacées d'une certaine distance. Sur le Graphique 3, la courbe illustre qu'en moyenne, le pourcentage de pixels blancs représentant les interstices retrouvés au même endroit dans deux images

successives est de 52 %. Par contre, entre deux images espacées de 10 coupes (13 mm), le rapport s'abaisse à environ 15 %.

### **3.8.2.1 Correction de la courbe**

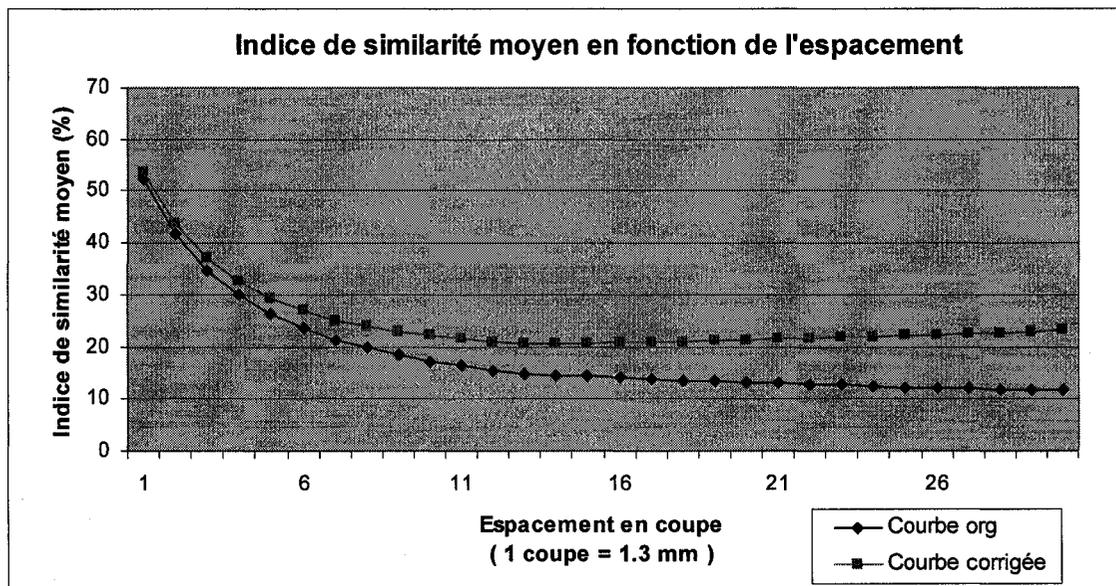
Avant d'interpréter la courbe de l'indice de similarité moyen en fonction de la distance, une dernière étape est nécessaire. Une correction doit être effectuée pour enlever le biais introduit par la forme du tendon. La forme de celui-ci se modifie constamment, de sa partie proximale (de forme circulaire) à son extrémité distale (en forme de banane). Les calculs des similarités et de l'ISM ne dépendent donc pas seulement de l'architecture interne du tendon, mais aussi de sa forme.

Pour enlever ce facteur, l'ISM est recalculé à partir d'images (masques) binaires représentant seulement la forme du tendon. La courbe obtenue est celle du Graphique 4. L'ISM est beaucoup plus élevé puisque la forme du tendon varie considérablement moins que son architecture interne.



Graphique 4 Indice de similarité moyen recalculée à partir d'images (masques) représentant seulement la forme du tendon

Ce deuxième calcul permet d'obtenir l'ISM associé à la forme du tendon seulement. Cette courbe est soustraite de celle du Graphique 3 pour obtenir la courbe corrigée du Graphique 5 représentant seulement l'indice de similarité moyen de l'architecture interne.



Graphique 5 Courbe corrigée de l'indice de similarité moyenne

### 3.8.3 Interprétation de la courbe de l'ISM

La courbe de l'ISM permet d'obtenir de l'information sur la variation longitudinale de l'architecture interne en calculant la similarité moyenne entre deux images plus ou moins espacées l'une de l'autre. Il est facile d'associer cette variation à la distribution des longueurs des faisceaux dans le tendon **en supposant des faisceaux complètement linéaires**. Si les images binaires, représentant les interstices, sont très similaires, les mêmes faisceaux doivent se retrouver dans les deux images. Par contre, si il n'y aucune similarité, les faisceaux d'une image ne devraient pas être les mêmes que ceux de l'autre image.

L'absence de similarité n'est pas caractérisée par un indice de similarité moyen égale à zéro. La méthode utilisée ne permet pas d'obtenir une valeur nulle. Même si deux images ont une architecture complètement différente, il y aura toujours des intersections entre les deux, donc des pixels blancs qui se retrouvent au même endroit dans les deux

images. L'absence de similarité correspond plutôt au moment où l'indice de similarité moyen devient constant. À partir d'un certain moment, l'indice reste constant même si la distance entre les deux images augmente. La valeur de l'indice à partir de ce moment, **puisque'il n'est plus dépendant de la distance**, représente une dissimilarité entre les deux images.

Sur le Graphique 5 ce phénomène correspond à une distance d'environ 12 coupes (15,6 mm). Il est alors possible d'obtenir une longueur maximale des faisceaux correspondante à cette distance. En outre, toujours en se basant sur le cas type du Graphique 5, il est possible d'énoncer que même entre deux coupes successives, l'architecture change substantiellement et que la distribution longitudinale des faisceaux peut être représentée par une fonction exponentielle décroissance en fonction de la distance.

### 3.9 Évolution longitudinale de l'architecture fasciculaire

L'un des nombreux aspects de l'architecture fasciculaire qui n'a jamais été étudié est comment l'architecture interne varie selon l'axe longitudinal lors de l'évolution de la forme du tendon. La méthode créée ici permet de déterminer comment l'intérieur du tendon évolue en général selon l'axe longitudinal sans se limiter à la notion des faisceaux. Le fonctionnement de cet algorithme consiste à placer des points sur une image et à les suivre automatiquement sur les images subséquentes. Le déplacement de ces points indique l'évolution et l'orientation générale des interstices le long du tendon. Les étapes de l'algorithme sont décrites au Tableau IX.



La correspondance des points initiaux dans les images subséquentes se fait à l'aide de la minimisation de la somme des différences au carré (section 2.4) de l'entourage du point et de celui du point correspondant dans l'image suivante. Les informations utilisées sont les niveaux de gris de chacun des pixels de l'entourage du point. Le raffinement de la solution est effectué par corrélation normalisée (section 2.4).

Lors de ces calculs, la zone de recherche dans l'image suivante est limitée à un carré de  $1 \text{ mm}^2$  (50x50 pixels). Cette zone permet de limiter les correspondances possibles. La taille choisie de l'entourage du point est un carré de  $0.16 \text{ mm}^2$  (20x20 pixels). Cette taille permet de recueillir assez d'information pour une obtenir une correspondance unique dans l'image suivante.

Une fois la correspondance des points entre chacune des images réalisée, il est possible d'analyser le cheminement longitudinal de chacun des points au travers du tendon. La Figure 39 expose l'étape du placement des points et de la visualisation de leur cheminement sur 120 images d'une même série.

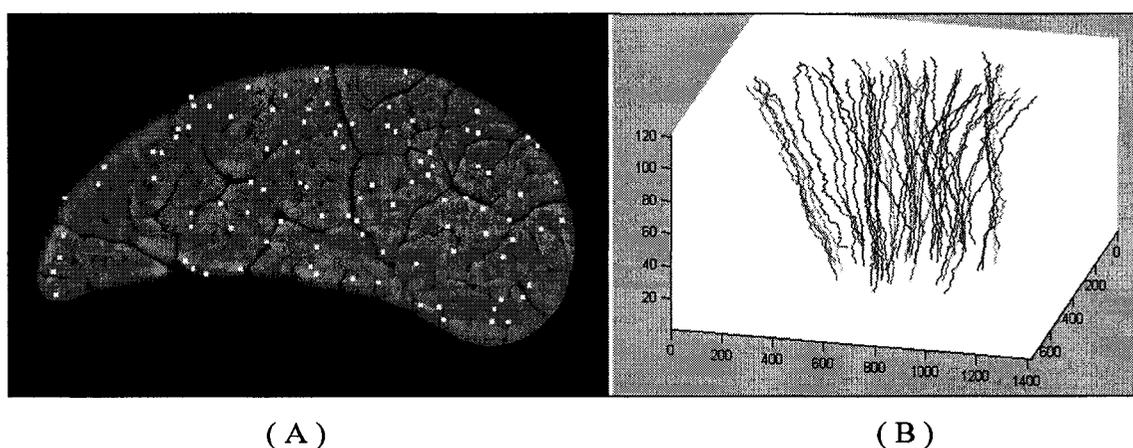


Figure 39 Suivi des points dans une série. A) distribution des points; B) suivi des points sur 120 images de 700x1400 pixels

En soustrayant les coordonnées finales de chacun des points à leur coordonnée initiale, il est possible d'obtenir leur déplacement dans chacune des parties du tendon.

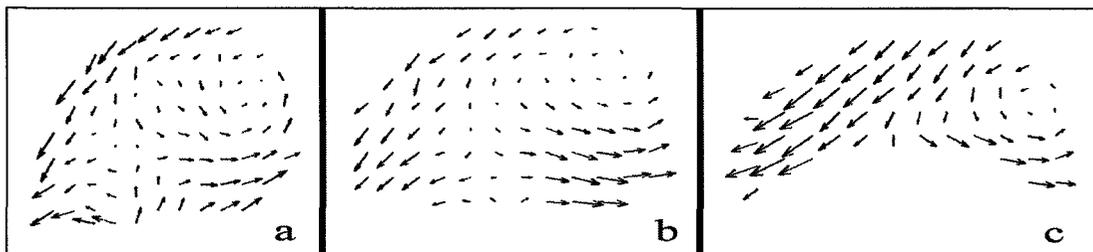


Figure 40 Exemples de déplacements des points dans la partie proximale (a), médiale (b) et distal (c) du tendon. Les flèches indiquent le déplacement entre l'image proximale et l'image distale

### 3.10 Visualisation tridimensionnelle

À partir des images des coupes sériées, il est possible de représenter en trois dimensions le tendon et certaines étapes des analyses énoncées précédemment. Le logiciel utilisé est VolView©, de la compagnie Kitware. Il suffit de fournir au logiciel un bloc d'images ainsi que les dimensions des pixels (dx, dy, et dz) pour qu'il réalise un affichage tridimensionnel. Il est ensuite possible d'associer une couleur artificielle à chaque niveau de gris pour améliorer la visualisation du volume.

La visualisation est appropriée pour présenter les résultats et pour améliorer la compréhension de la structure fasciculaire du tendon. Dans ce projet, elle est utilisée pour visualiser le tendon, le positionnement de l'endotendon et le déplacement des points utilisés lors de l'évaluation de l'évolution longitudinale du tendon. La Figure 41 illustre ces trois visualisations. Les couleurs utilisées servent seulement à mieux visualiser le modèle 3D.

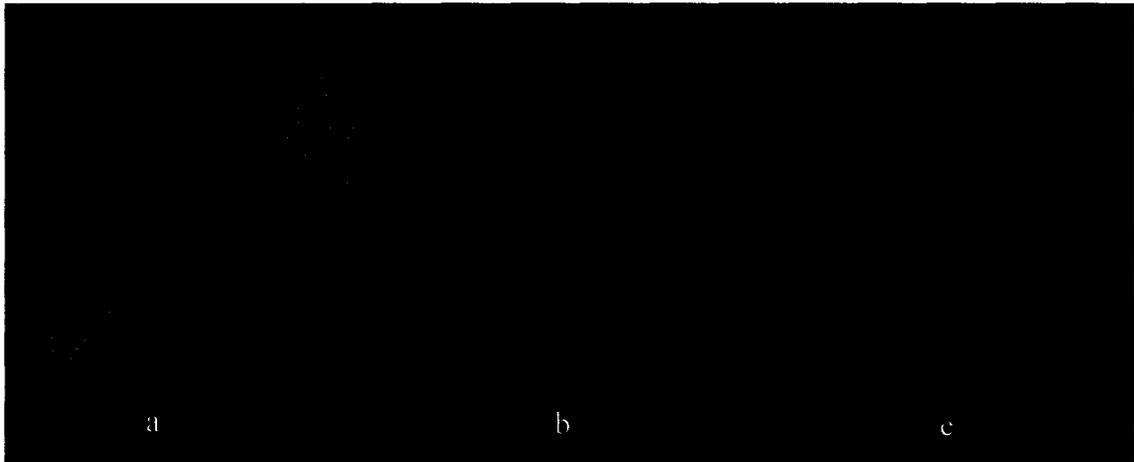


Figure 41 Visualisation tridimensionnelle du tendon. a) affichage des images en niveaux de gris (0 = bleu, 255 = vert); b) affichage du cheminement des points lors de l'évaluation de l'évolution longitudinale; c) affichage de l'endotendon seulement (obtenu à l'aide d'un seuillage des images en niveaux de gris)

### 3.11 Protocole de validation

#### 3.11.1 Méthode de coupe et d'acquisition des images

La procédure d'enrobage et de coupe du tendon est reconnue dans la littérature (Gillis, Pool et al. 1997; Garcia, Hornof et al. 2003; Schie 2004). Dans le cas de la détermination de la taille des pixels de l'image, la validation est réalisée de deux façons. Premièrement, les tendons ont été mesurés (longueur et largeur transversale) avant le processus de coupe et d'enrobage. Une fois les images acquises, les mêmes mesures sont réalisées sur les images numérisées à l'aide de l'ordinateur pour assurer la concordance. Deuxièmement, les données sur la surface transversale des tendons concordent avec celles publiées par Smith et Webbon (1996). Finalement, puisqu'une intervention de l'utilisateur est nécessaire, le biais inter et intra utilisateur a été évalué (ANNEXE 3).

### **3.11.2 Méthode de calcul de la distribution des faisceaux**

L'utilisateur a un rôle important dans le calcul de la distribution des faisceaux, puisqu'il raffine manuellement la pré-segmentation automatique. Il est donc important d'évaluer le biais introduit par celui-ci. Le biais se divise en deux parties, soit le biais intra-utilisateur et le biais inter-utilisateurs. Pour évaluer les biais, deux utilisateurs calculent la distribution des faisceaux sur 20 images (MOT\_AD de l'image 20 à 39) à deux reprises (espacé d'un mois) et leurs résultats sont comparés (CHAPITRE 4).

### **3.11.3 Méthode de calcul de la variation longitudinale de l'architecture fasciculaire**

La validation de cette méthode est effectuée en deux étapes. Premièrement, les résultats obtenus sur la variation longitudinale de l'architecture fasciculaire sont comparés avec ceux obtenus sur la distribution des longueurs des faisceaux. Comme il a déjà été mentionné (section 3.8), les données sur la variation longitudinale de l'architecture et les données sur les longueurs des faisceaux sont directement corrélées. Deuxièmement, des images synthétiques représentant l'architecture fasciculaire sont construites, et la méthode est appliquée sur ce modèle dont les propriétés sont connues.

#### **3.11.3.1 Construction des images synthétiques**

Dans les images binarisées de l'architecture fasciculaire, deux structures sont présentes, l'endotendon et les jonctions d'endotendon (Figure 42). Le terme jonction d'endotendon fait référence à une jonction de plusieurs interstices (Figure 43). Ces jonctions peuvent être visibles même si les interstices qui la forment ne le sont pas. Ces jonctions apparaissent donc dans l'image binarisée comme un regroupement de pixels isolé d'apparence circulaire.

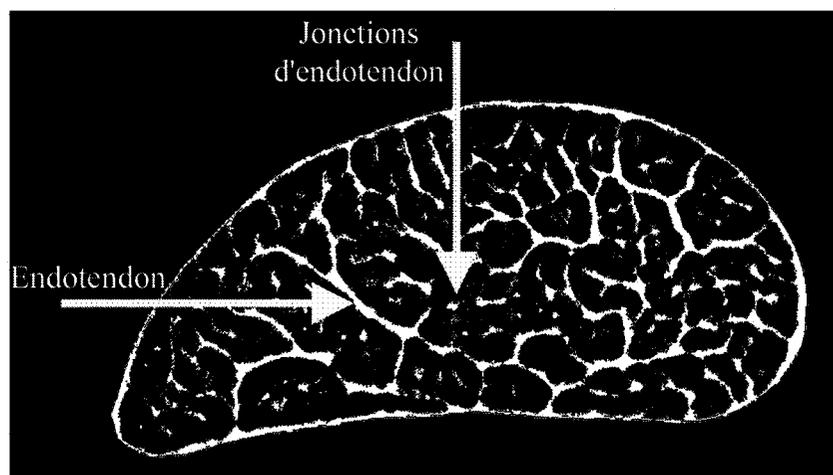


Figure 42 Les deux structures présentes dans les images binarisées de l'architecture fasciculaire

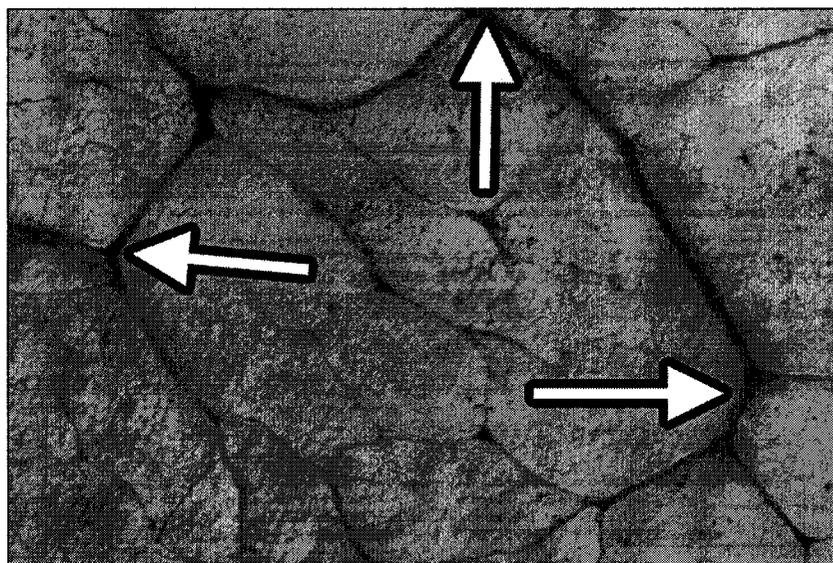


Figure 43 Les jonctions d'endotendon sont représentées par les flèches.  
Grossissement : 20x

Pour construire les images synthétiques du tendon, ces deux mêmes structures doivent être reproduites. Pour l'endotendon, un diagramme de Voronoi est construit à partir de

points placés de façon aléatoire dans une image ayant la forme du tendon (utilisation de la forme réelle du tendon MIE AG). Le nombre de points est de 50. Ces données ont été choisies à partir de l'étude sur la distribution des faisceaux. Le diagramme est ensuite amputé de certaines séparations de régions pour éviter d'obtenir des régions complètement fermées dans l'image synthétique. Une séparation pour chaque région est éliminée. Finalement, deux bruits aléatoires sont ajoutés. Le premier bruit, qui représente les jonctions d'endotendon, a une densité de 0,002 % de la taille de l'image et une grosseur de 69 pixels. Les paramètres de ce bruit ont été fixés en analysant la taille des jonctions dans les images réelles. Le deuxième bruit, qui représente le bruit des images réelles, a une densité de 0,1 % de la taille en pixels de l'image et une grosseur de 1 pixel. Les paramètres de ce bruit ont été déterminés en analysant visuellement les images réelles. Ces étapes sont résumées à la Figure 44.

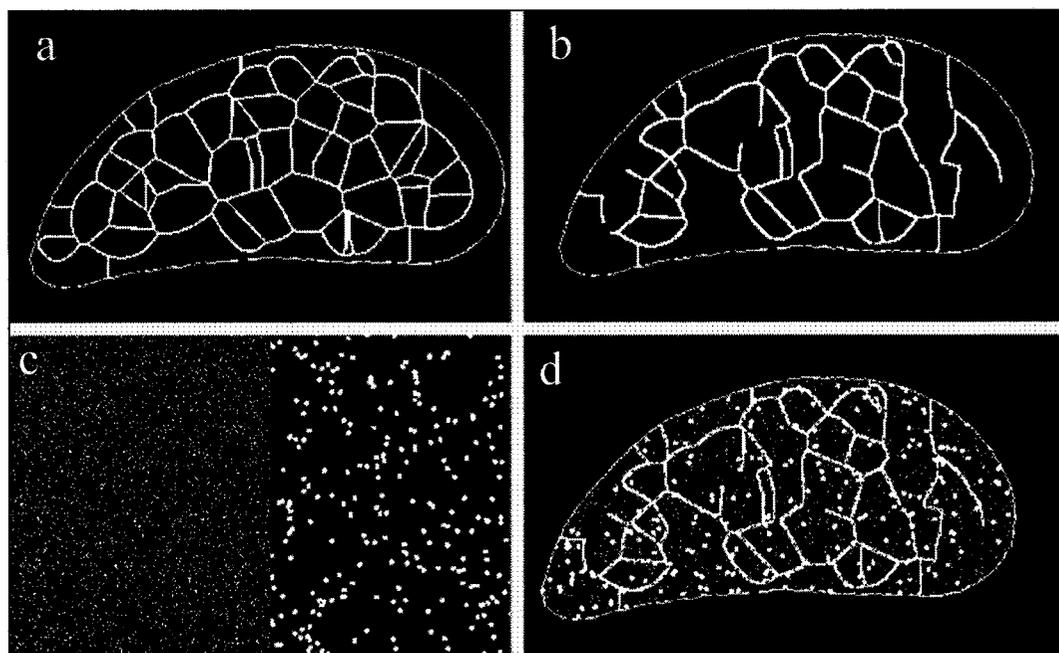


Figure 44 Construction des images synthétiques. a) diagramme de Voronoi; b) élimination aléatoire de contours; c) rajout des deux bruits aléatoires; d) image finale

Un tendon complet (123 images) est construit à partir des images synthétiques sur lesquelles l'architecture et les deux bruits ont été déterminés aléatoirement. Il n'y a donc aucune correspondance entre les images de ce modèle.

### **3.12 Méthode de l'évolution longitudinale de l'architecture fasciculaire**

Il n'y a pas de validation proprement dite pour cette méthode puisque les deux outils utilisés pour ce calcul, la minimisation de la somme des différences au carré et la corrélation normalisée, existent depuis plusieurs années et leur efficacité a déjà été démontrée (Meijering, Niessen et al. 1999; Lewis 2001).

Dans cette analyse, les seules erreurs possibles sur les résultats se rapportent à la mauvaise correspondance des points utilisés dans les images. Par exemple, si un interstice est présent dans l'image courante, mais pas dans l'image subséquente, l'étape de la minimisation de la somme des différences au carré peut déplacer le point sur un autre interstice de l'image subséquente, faussant ainsi les résultats. Cependant, ce cas est rare, puisqu'il faut que deux interstices distincts apparaissent seulement dans une des deux images et qu'ils soient les seuls présents dans l'entourage du point. En outre, l'étape de la corrélation normalisée peut aussi corriger cette erreur.

Par ailleurs, lors de cette analyse, la même évolution apparaît clairement dans **tous** les tendons sains traités. De plus, lorsque l'on regarde rapidement les images de coupes les unes après les autres (par exemple, en créant un film dont les images sont celles des coupes transverses), l'évolution du tendon est clairement visible.

Le prochain chapitre présente l'ensemble des résultats obtenus au cours de ce projet.

## **CHAPITRE 4**

### **RÉSULTATS**

Les résultats obtenus dans le cadre de ce projet seront soumis comme publication dans la revue scientifique *Journal of Orthopedic Research*. Sa version la plus récente est incluse à l'ANNEXE 1 à titre de résumé des résultats et de la problématique de recherche.

Tous les résultats obtenus sont présentés selon les trois parties (proximale, médiale et distale) de la région métacarpienne du tendon. Ces parties démontrent des caractéristiques différentes et les résultats publiés dans la littérature sont généralement dévoilés de cette façon (Stromberg 1971; Smith and Webon 1996; Crevier-Denoix, Collobert et al. 1998).

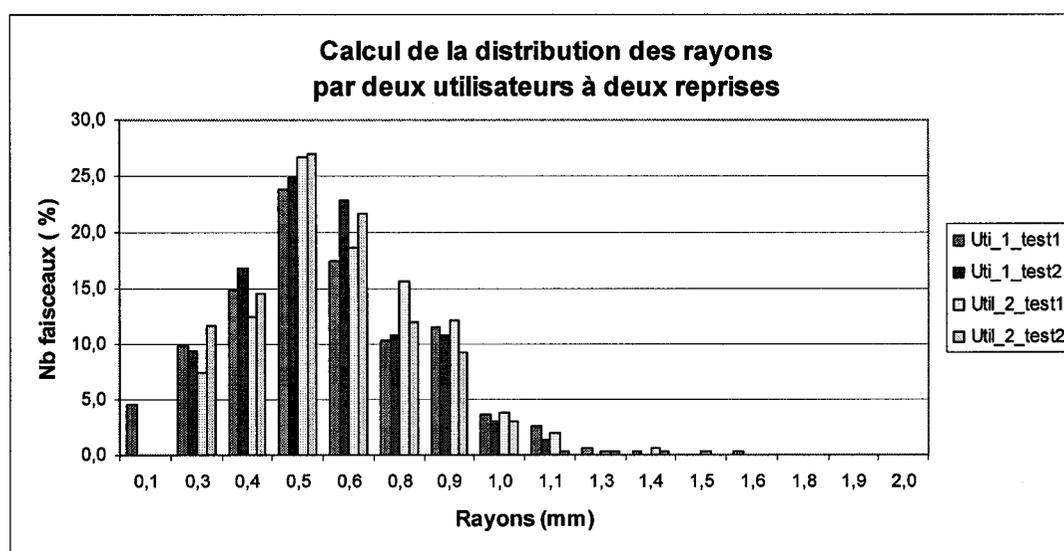
Les résultats relatifs à la partie proximale proviennent des 29 premières images (premier 4,5 cm) des séries des tendons complets. Les résultats pour la partie médiale proviennent des images 30 à 89 des tendons complets (les 9 cm suivants) ainsi que de toutes les images des demi-tendons. Finalement, pour la partie distale, ce sont les images suivant la 89<sup>e</sup> image des tendons complets qui sont utilisées (les derniers 4,5 cm). Pour les tendons lésés, puisque ce sont des demi-tendons, il faut les comparer avec les résultats obtenus sur les tendons sains pour la partie médiale.

#### **4.1 Résultats de la validation**

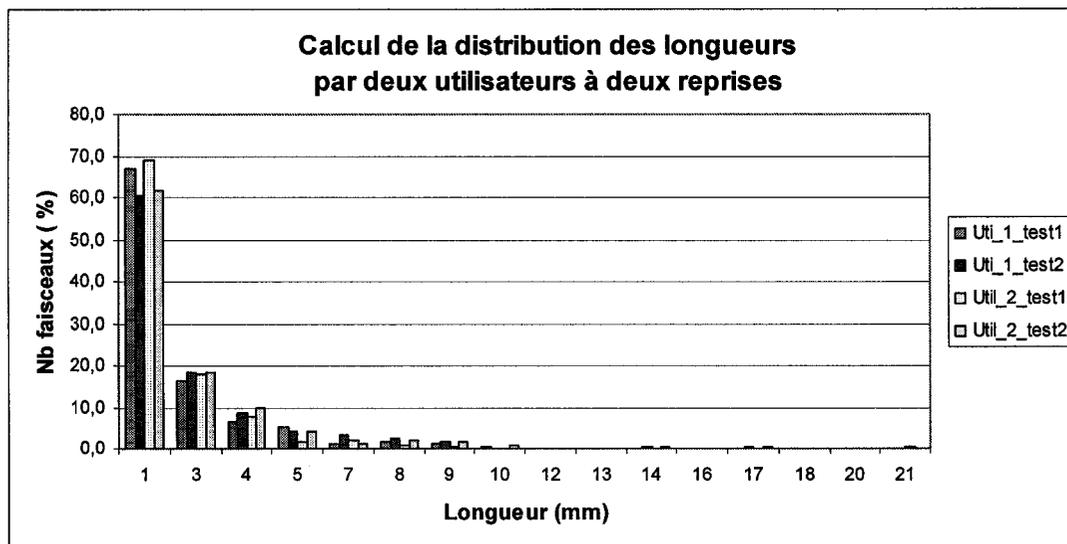
Avant de présenter les données extraites sur l'architecture fasciculaire du tendon, les résultats de la validation, décrite à la section 3.11, sont divulgués ci-dessous.

#### 4.1.1 Méthode de calcul de la distribution des faisceaux

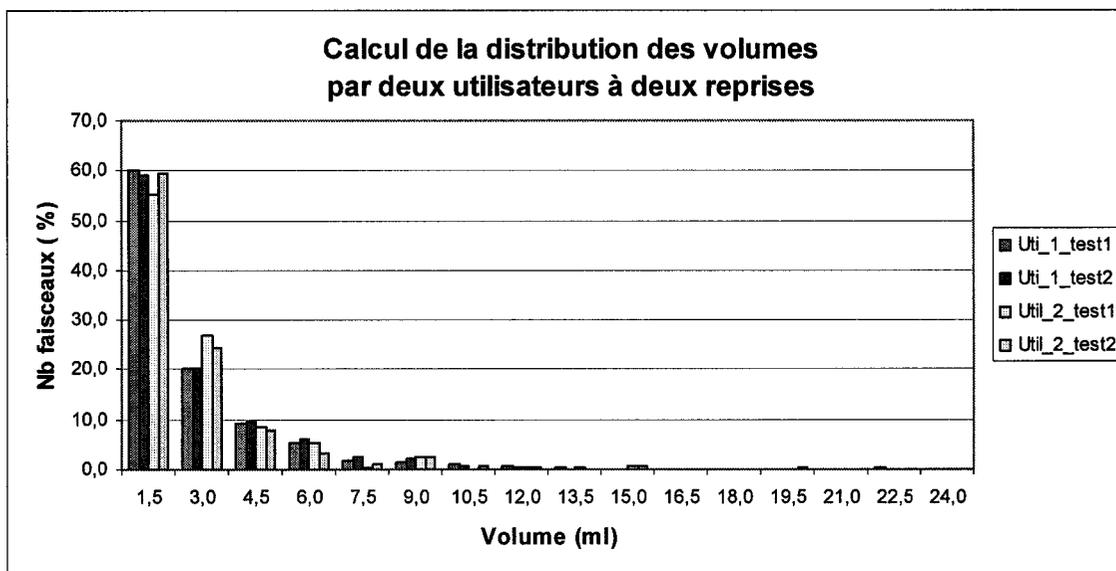
Pour évaluer le biais intra-utilisateurs et le biais inter-utilisateur, deux utilisateurs ont calculé la distribution des faisceaux sur 20 images. Les résultats obtenus pour le calcul des rayons, des longueurs et des volumes sont présentés au Graphique 6, au Graphique 7 et au Graphique 8. Les moyennes des résultats sont exposées au Tableau X.



Graphique 6 Calcul du rayon sur 20 images par deux utilisateurs à deux reprises



Graphique 7 Calcul de la longueur sur 20 images par deux utilisateurs à deux reprises



Graphique 8 Calcul du volume sur 20 images par deux utilisateurs à deux reprises

Tableau X

Résultats moyens de la distribution des faisceaux obtenus par deux utilisateurs sur les mêmes 20 images

Utilisateur	Essai	Faisceaux trouvés	Longueur (mm)		Volume (ml)		Rayon (mm)	
			Moy	Max	Moy	Max	Moy	Max
1	A	303	2,19	10,4	2,48	23,0	0,58	1,57
1	B	297	2,46	16,7	2,53	11,5	0,57	1,15
2	A	296	2,05	20,6	2,54	14,5	0,62	1,54
2	B	301	2,41	16,7	2,49	20,1	0,57	1,35

Les résultats obtenus par les utilisateurs ne sont pas exactement les mêmes. Il est cependant normal qu'il en soit ainsi, du fait de la nature particulière de l'architecture fasciculaire du tendon (particulièrement sur les valeurs maximales). Les interstices formant cette architecture ne sont pas toujours orientés transversalement et les artefacts de coupe et d'acquisition des images rendent parfois difficile la visualisation des faisceaux. Dans ces cas particuliers, les utilisateurs risquent de ne pas modifier la segmentation exactement de la même façon. Toutefois, ces faisceaux moins bien visibles risquent d'avoir une longueur d'une seule coupe, puisque les faisceaux présents dans plusieurs coupes sont ceux qui sont bien délimités par des interstices volumineux (qui, eux, sont segmentés de façon identique par les utilisateurs). C'est pourquoi, sur les histogrammes, la différence entre les résultats des deux utilisateurs est faible (un écart maximum de 6,9 % et un écart moyen de 1,04 % sur les barres des histogrammes est observé). En outre, si on compare les résultats du même utilisateur, l'erreur est sensiblement la même que celle observée entre deux utilisateurs (écart maximum de 6,4 % et écart moyen de 0,81 % pour l'utilisateur 1 et écart maximum de 7,1 % et écart moyen de 0,99 % pour l'utilisateur 2).

De plus, les résultats obtenus sur le calcul des rayons sur tous les tendons sains concordent avec ceux obtenus par Gillis en 1997. Gillis a calculé, pour la région médiale

de la partie métacarpienne, un rayon moyen de  $0,67 \pm 0,41$  mm par rapport à  $0,65 \pm 0,24$  mm recensé lors de ce projet<sup>3</sup>.

En conclusion, l'utilisateur introduit un biais inévitable, cependant, il ne semble pas influencer l'allure des histogrammes obtenus, ni l'interprétation qui en découle.

#### **4.1.2 Méthode de calcul de la variation longitudinale de l'architecture fasciculaire**

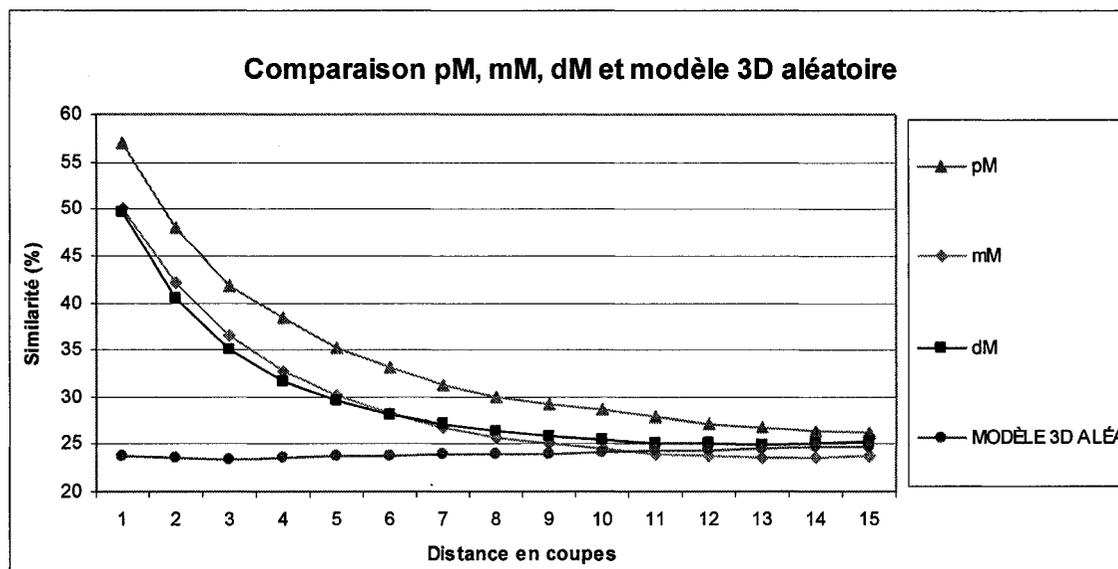
##### **4.1.2.1 Résultats obtenus à partir des images synthétiques**

Lors de l'analyse des courbes de similarité, si la courbe atteint un plateau (elle devient constante) à une distance de 15 coupes (après sa décroissance), il est alors supposé que deux coupes espacées de 19,5 mm (15 x 1,3 mm) possèdent une architecture fasciculaire complètement différentes (section 3.8.3). Les résultats obtenus à partir du modèle synthétique permettent de valider cette hypothèse. Ils sont présentés au Graphique 9 et comparés avec les courbes moyennes obtenues sur les images réelles des tendons sains.

---

<sup>3</sup> Les résultats de Gillis ne sont pas des rayons, mais des surfaces de faisceaux. Pour faire l'analogie avec

les résultats de ce projet, la formule suivante a été utilisée :  $Rayon = \sqrt{\frac{Surface}{\pi}}$ .



Graphique 9 Similarité entre les coupes d'un tendon sain et similarité entre les images synthétiques dont l'architecture a été déterminée aléatoirement sur chacune d'elles. pM, mM et dM représentent les différentes parties du tendon.

Si des images synthétiques sont utilisées, la courbe de similarité calculée est une droite située entre 20 et 25%. Donc, même en effectuant le calcul de similarité sur des images possédant une architecture dissimilaire, un pourcentage non nul de similarité est obtenu. Les courbes des tendons sains deviennent constantes entre 19 % et 32 % (moyenne de 23.94 %) ce qui correspond au 20-25% de la droite obtenue avec les images synthétiques. L'hypothèse selon laquelle la constance des courbes représente des images possédant une architecture complètement dissimilaire semble donc vérifiée.

#### 4.1.2.2 Comparaison entre la variation longitudinale et la longueur des faisceaux

Les longueurs des faisceaux calculées sont exposées à la section 4.2.2 et les courbes de similarités sont présentées à la section 4.3. Les courbes de similarité ont toutes la même forme (Graphique 13). La similarité moyenne entre deux coupes successives varie entre

50 % et 60 % et la similarité décroît exponentiellement. Ces courbes deviennent constantes entre la dixième et la quinzième coupe (entre 13 mm et 19,5 mm).

Sur le graphique des longueurs, (Graphique 11), la portion de faisceaux contenus dans une seule coupe varient entre 60 % et 70 %, et ils décroissent exponentiellement en nombre en fonction de l'augmentation de leur longueur. Leur longueur maximale varie entre 13 mm et 21 mm.

Il n'est pas évident de comparer directement la similarité entre deux coupes successives et le nombre de faisceaux présents dans seulement une coupe. L'analyse de similarité est obtenue à partir de l'intégralité des coupes transverse alors que la longueur des faisceaux a été calculée à partir de l'information contenue dans le centre des images. Cependant, dans ces deux études, la forme de la courbe suit toujours une fonction exponentielle décroissante et la longueur maximale des faisceaux est aussi la même. La longueur maximale des faisceaux correspond aussi au moment où la courbe de similarité devient constante (section 3.8.3).

Cette sous-section conclut les résultats de la validation. La section suivante expose les résultats obtenus sur l'architecture fasciculaire du tendon.

## **4.2 Résultats de la structure 3D des faisceaux**

La distribution des faisceaux se calcule à partir de la segmentation LPE, en trois dimensions, des images de coupes. La Figure 45 montre un exemple typique (le tendon numéro 1) de la visualisation du tendon à partir des images en niveaux de gris (image a) représentant les coupes. La figure illustre aussi la sélection de la zone utilisée lors de la segmentation (image b) et expose une visualisation du modèle à partir d'un point de vue proximal (images c, d, e). Du point de vue proximal, les interstices (en noir) et les faisceaux (en couleur) sont aisément discernables. Les images c, d et e représentent trois

tranches successives du tendon d'une épaisseur de 7 coupes (9,1 mm). Il est à noter que l'architecture fasciculaire change considérablement dans cet intervalle.

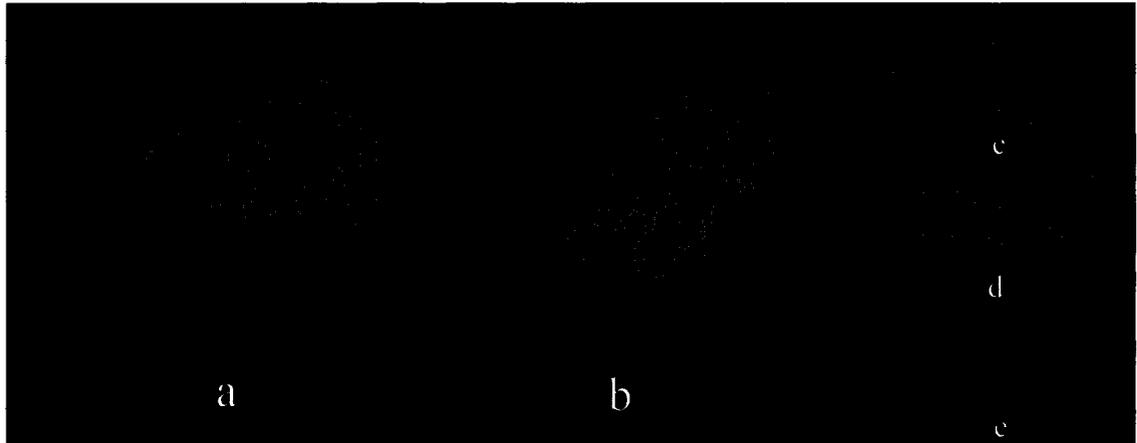


Figure 45 Visualisation du tendon à partir de l'empilement des images en niveaux de gris (0 = bleu, 255 = vert). a) affichage des 30 premières images proximales; b) isolement de la zone d'intérêt utilisée lors de la segmentation; c) d) e) vue proximale de trois tranches successives de 7 images

La Figure 46 montre, quant à elle, la visualisation de la zone de sélection du tendon une fois segmentée. Les images c, d et e représentent trois tranches successives du tendon d'une épaisseur de 7 coupes (9,1 mm). Les interstices sont en rouge (c'est ce qui est segmenté) et les faisceaux, en jaune et vert. Une structure délimitée par des interstices est considérée comme un faisceau. Pour calculer la longueur d'un faisceau, le nombre d'images successives sur lesquelles le faisceau se retrouve est évalué. Si le faisceau se fusionne ou se divise, il est considéré comme terminé.

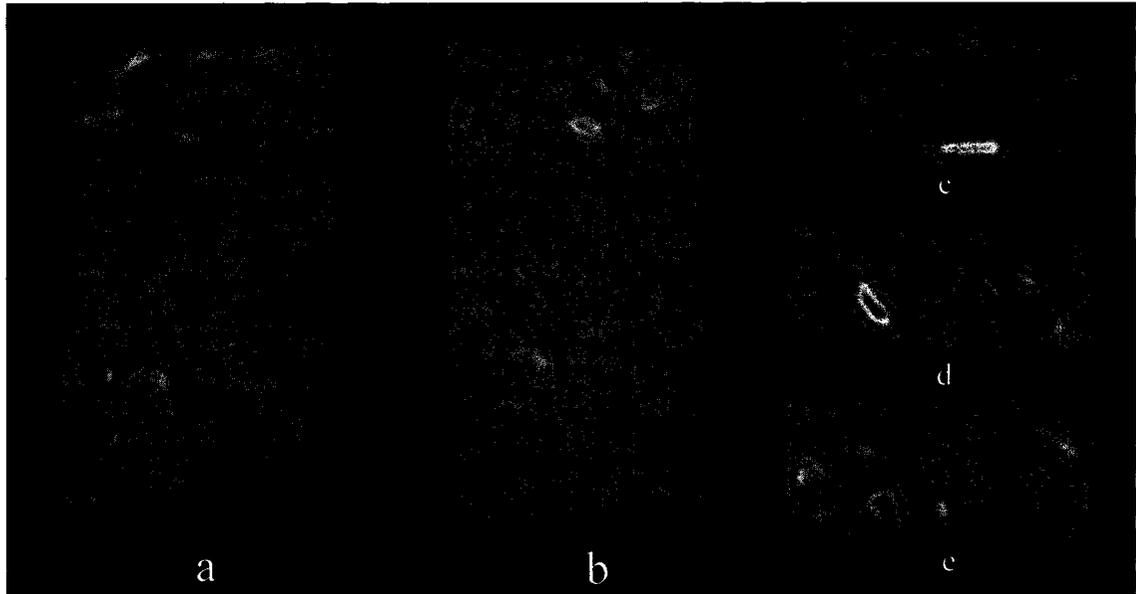


Figure 46 Visualisation du modèle 3D (image b, Figure 45) segmenté. a) affichage de 20 images de la partie proximale; interstice en rouge et faisceaux en vert; b) affichage des faisceaux seulement; c) vue proximale des images 1 à 7 du model représenté en a; d) images 7 à 14; e) images à 14 à 20

Sur les images c, d et e de la Figure 46, il est intéressant de noter que seuls quelques faisceaux font la longueur complète des tranches (7 images), c'est-à-dire que la même structure est bien délimitée par des interstices et semble ne pas avoir subi de division ou de fusion avec d'autre faisceaux. La majorité des faisceaux présentent une longueur moindre que l'épaisseur de ces tranches.

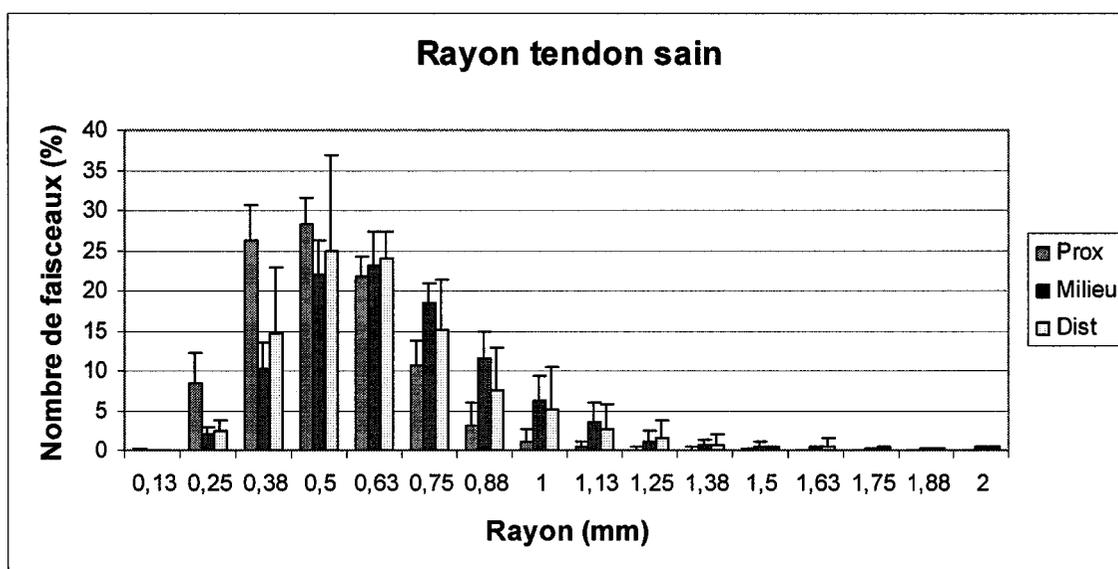
Les données quantitatives extraites sur les faisceaux de la segmentation du tendon sont présentées dans les sous-sections suivantes.

### 4.2.1 Rayons

Le rayon des faisceaux est extrait à partir de l'équation de son volume

( $Rayon = \sqrt{\frac{Volume}{\pi \times longueur}}$ ). Les histogrammes des rayons sont présentés au

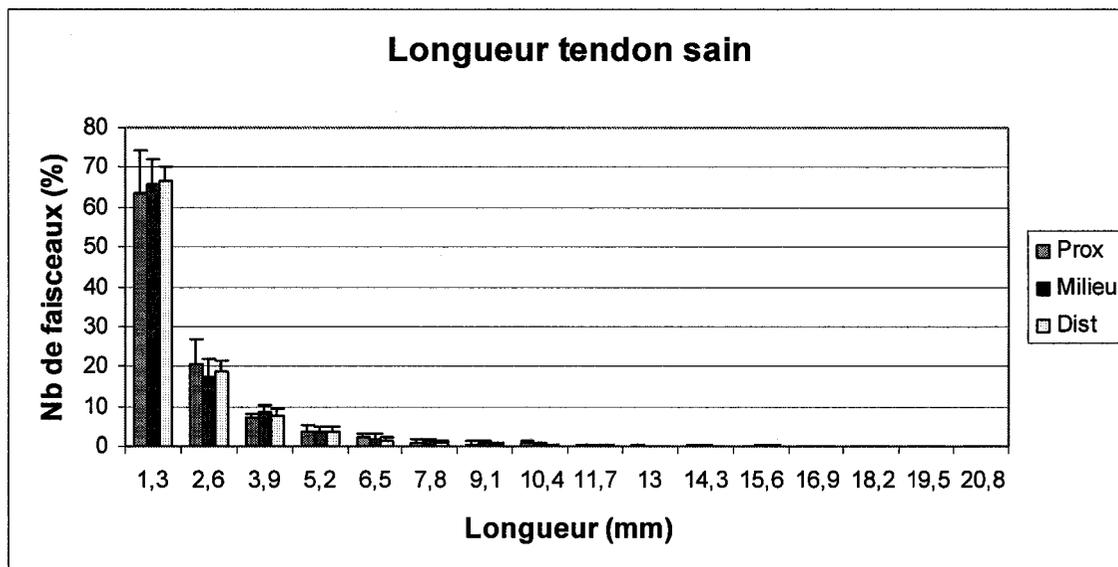
Graphique 10. Sur le graphique, les rayons calculés dans la partie proximale, médiale et distale sont exposés.



Graphique 10 Histogrammes des rayons des faisceaux des tendons sains. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type

### 4.2.2 Longueur

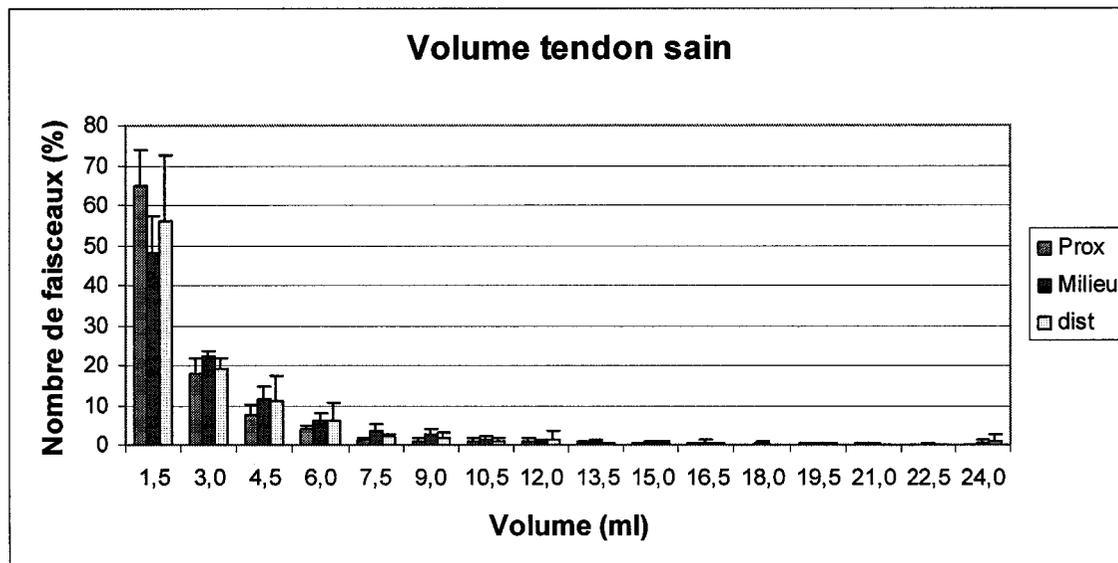
Les histogrammes des longueurs sont présentés au Graphique 11. Sur le graphique, les longueurs calculées dans la partie proximale, médiale et distale sont exposées.



Graphique 11 Histogrammes de la longueur des faisceaux des tendons sains. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. La première colonne représente le pourcentage de faisceaux ayant une longueur plus petite ou égale à 1,3 mm

#### 4.2.3 Volume

Les histogrammes des volumes sont présentés au Graphique 12. Sur le graphique, les volumes calculés dans la partie proximale, médiale et distale sont exposés.



Graphique 12      Histogramme des volumes des faisceaux des tendons sains.  
Les barres d'erreurs représentent l'écart-type

#### 4.2.4 Tendons lésés

Dans les tendons lésés, il y a peu ou pas de faisceaux qui sont retrouvés dans le site de la lésion (cela est dû à la destruction de l'architecture interne, Figure 47) ce qui provoque une diminution d'environ 50 % des faisceaux dénombrés sur les deux tendons lésés analysés. En effet, puisque l'étude des faisceaux se concentre sur le centre des images de coupes, il est fréquent d'obtenir du tissu sain et du tissu lésé dans la zone de sélection (Figure 47). Néanmoins, les faisceaux situés à l'extérieur du site de la lésion semblent avoir les mêmes caractéristiques (rayon, volume et longueur) que ceux présents dans les tendons sains de la partie médiale de la région métacarpienne.

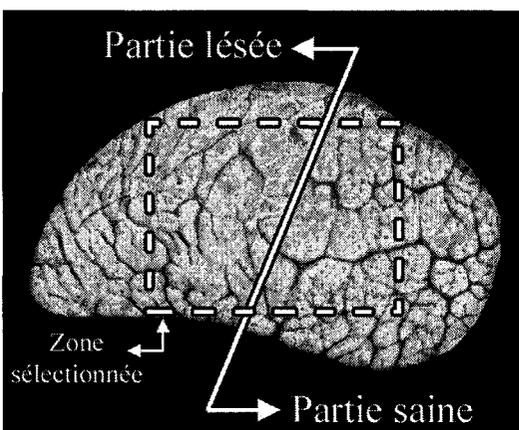


Figure 47 Région saine et lésée d'un tendon lésé

#### 4.2.5 Tableau résumé

Les valeurs moyennes des longueurs, des volumes et des rayons sont inscrites dans le Tableau XI. Les longueurs maximales observées sur chaque tendon sain sont de (moyenne  $\pm$  écart-type)  $17,70 \pm 7,56$  mm, les volumes maximaux sont de  $37,3 \pm 18,13$  ml, et les rayons maximaux, de  $1,76 \pm 0,6$  mm.

Tableau XI

Valeurs moyennes des rayons, des longueurs et des volumes pour chaque partie.

	Rayon (mm)		Longueur (mm)		Volume (ml)		Nombre faisceaux analysés
	Moy.	$\sigma$	Moy.	$\sigma$	Moy.	$\sigma$	
pM	0,55	0,20	2,23	1,94	1,25	2,34	1 538
mM	0,69	0,25	2,27	1,81	2,36	4,17	5 710
dM	0,60	0,20	2,11	1,45	1,19	2,72	1 508
tous	0,65	0,24	2,24	1,78	1,97	3,73	8 756
lésion	0,92	0,67	2,11	1,59	7,41	18,25	3 651

Pm, mM, et dM représentent les différentes parties de la région métacarpienne, Tous fait référence à tous les faisceaux provenant des tendons sains et Lésion aux faisceaux provenant des tendons lésés.

### **4.3 Variation longitudinale de l'architecture fasciculaire**

Pour déterminer la variation de l'architecture, le modèle du tendon est seillé pour obtenir le positionnement de l'endotendon. Ensuite, la similarité entre chaque coupe seillée est évaluée. La Figure 48 illustre un exemple du seillage du modèle 3D. Les images b, c et d représentent une vue proximale de tranches de 7, 14 et 21 coupes d'épaisseur (9,1 mm, 18,2 mm et 27,3 mm).

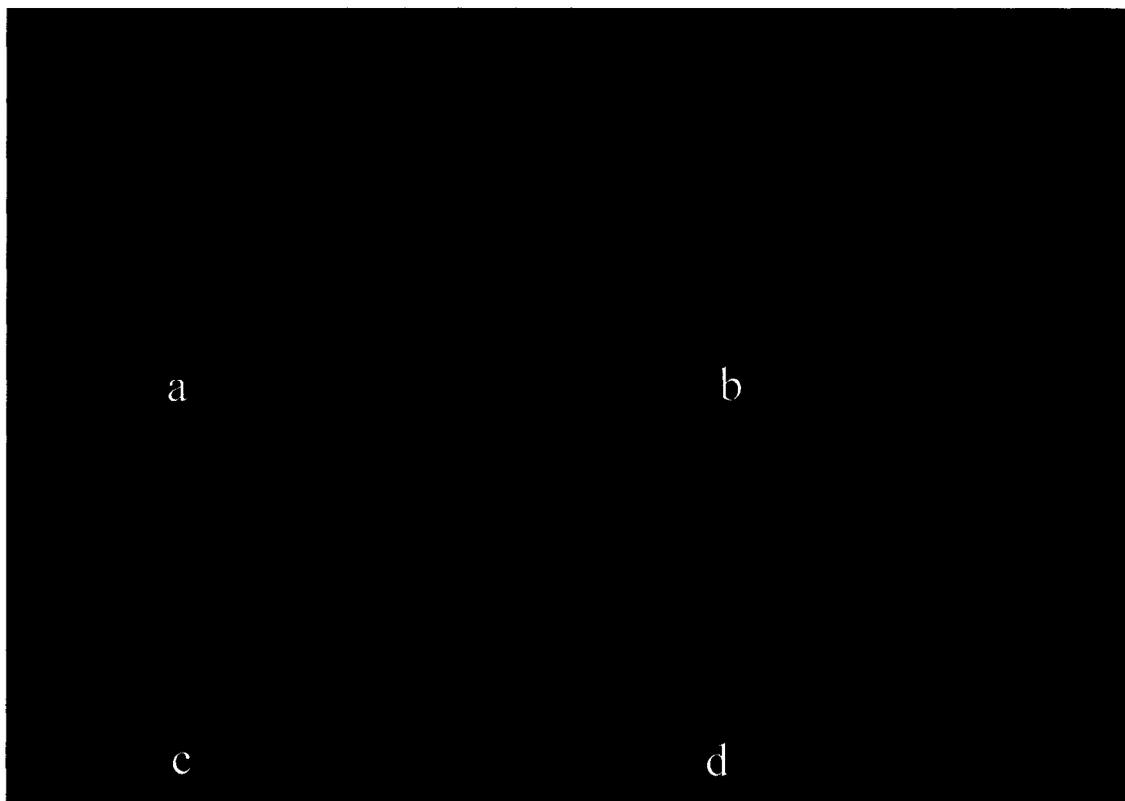
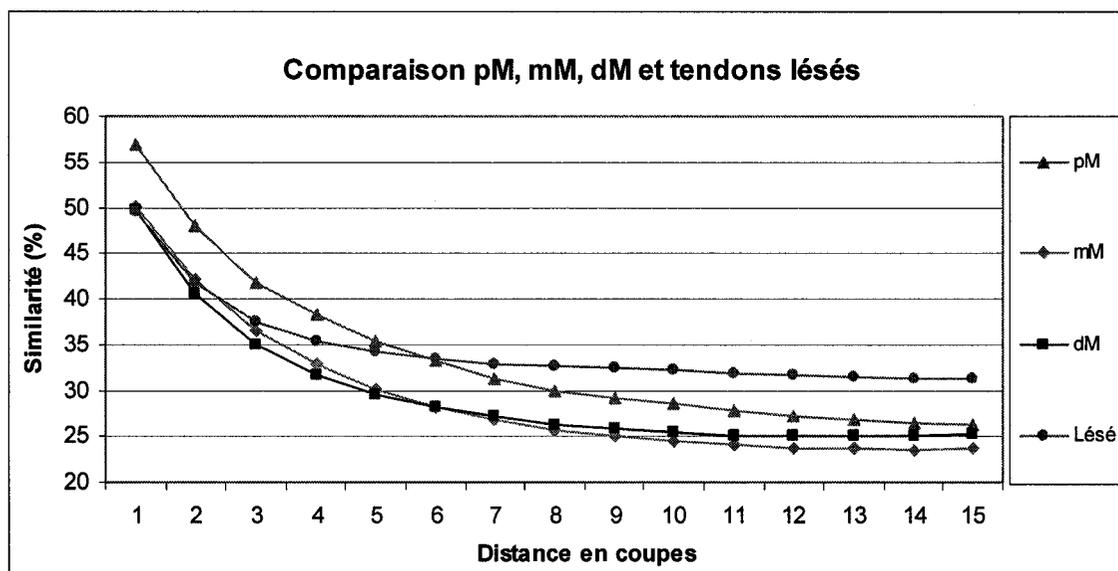


Figure 48    Seuillage du modèle 3D pour obtenir la position de l'endotendon. a) représentation du tendon complet; b) vue proximale des 7 premières images; c) vue proximale des 14 premières images; d) vue proximale des 21 premières images

Sur l'image a, il est possible d'apercevoir une certaine continuité longitudinale des interstices.

Les résultats quantitatifs extraits des modèles seuillés sont les courbes de similarité présentées au Graphique 13. Ces courbes indiquent le pourcentage de similarité entre deux coupes espacées d'une certaine distance. Le pourcentage de similarité moyen entre deux coupes est placé en ordonnée, et la distance entre les deux coupes du modèle

utilisées dans le calcul de similarité est placée en abscisse. Il y a une courbe moyenne pour chaque partie du tendon et une courbe pour représenter les deux tendons lésés.



Graphique 13 Comparaison du calcul de similarité entre les trois parties (Pm = proximale, mM = médiale et dM = distale)

Les courbes de similarités suivent toutes une loi exponentielle décroissante. La différence entre chacune d'elles est le nombre de coupes pour lequel la forme de la courbe devient une droite (ce qui est associé à une dissimilarité générale entre les deux coupes, voir section 4.1.2) et leur valeur de similarité à une distance de 1 (similarité entre deux coupes consécutives).

La moyenne de similarité entre deux coupes séquentielles pour le tendon sain est de  $50,1 \pm 4,5$  % (moyenne  $\pm$  écart-type). Les courbes deviennent constantes pour une distance de  $10,1 \pm 5,5$  coupes à une valeur de similarité de  $23,9 \pm 4,4$  %. Entre les trois parties analysées, c'est la partie proximale qui possède la similarité la plus élevée entre les coupes (toute distance confondue).

Pour les tendons lésés, la courbe de similarité devient constante plus rapidement. Les images sont donc seulement similaires sur une courte distance (5 à 6 coupes). Dans les quatre figures suivantes, une série de quarante-cinq images en niveau de gris provenant du centre des coupes est exposée. Il y a une série provenant d'un tendon sain et une série provenant d'un tendon lésé. Dans les deux cas, les images binarisées utilisées lors du calcul de similarité y sont aussi exposées. Il est intéressant de noter que l'architecture d'un tendon sain reste similaire dans un plus grand nombre de coupe que l'architecture d'un tendon lésé.

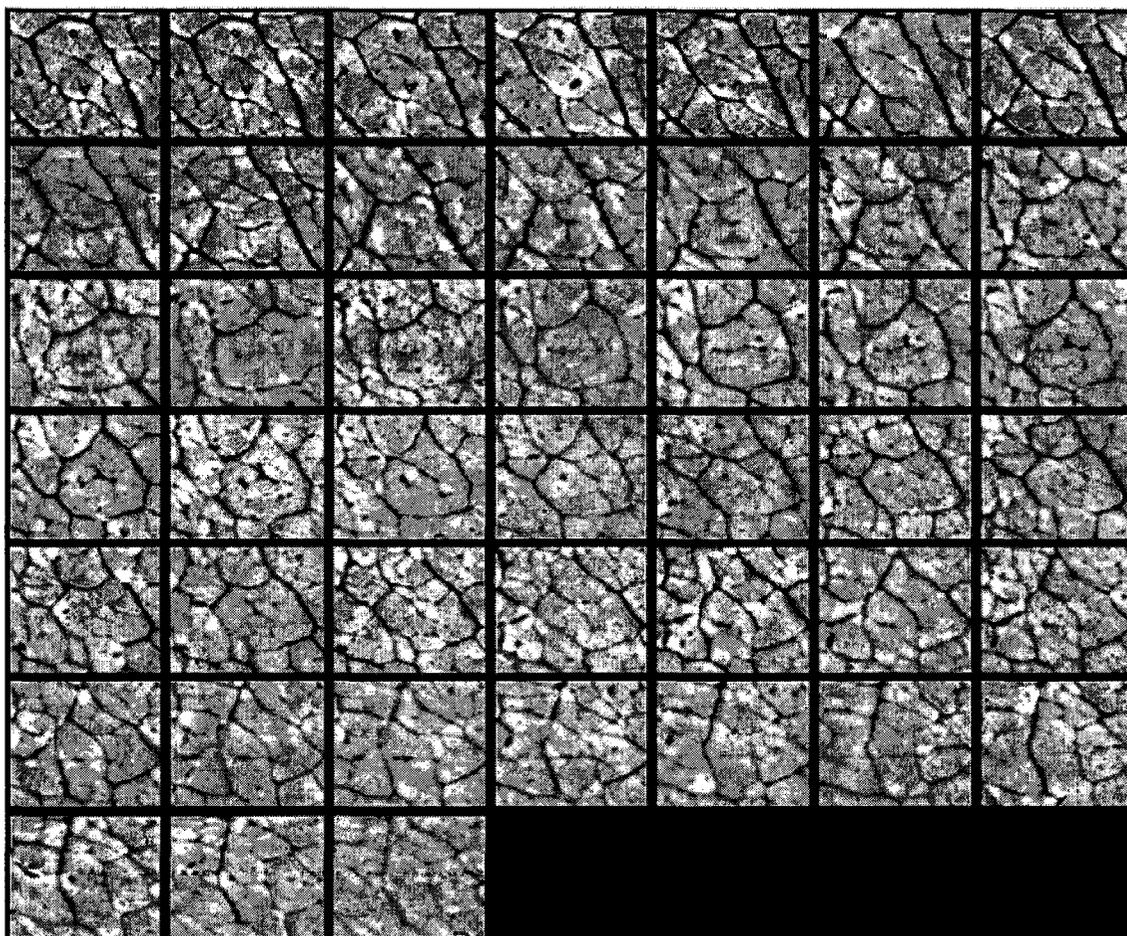


Figure 49 Série de quarante-cinq images séquentielles (de gauche à droite, de haut en bas) de la zone médial métacarpienne d'un tendon sain (T7)

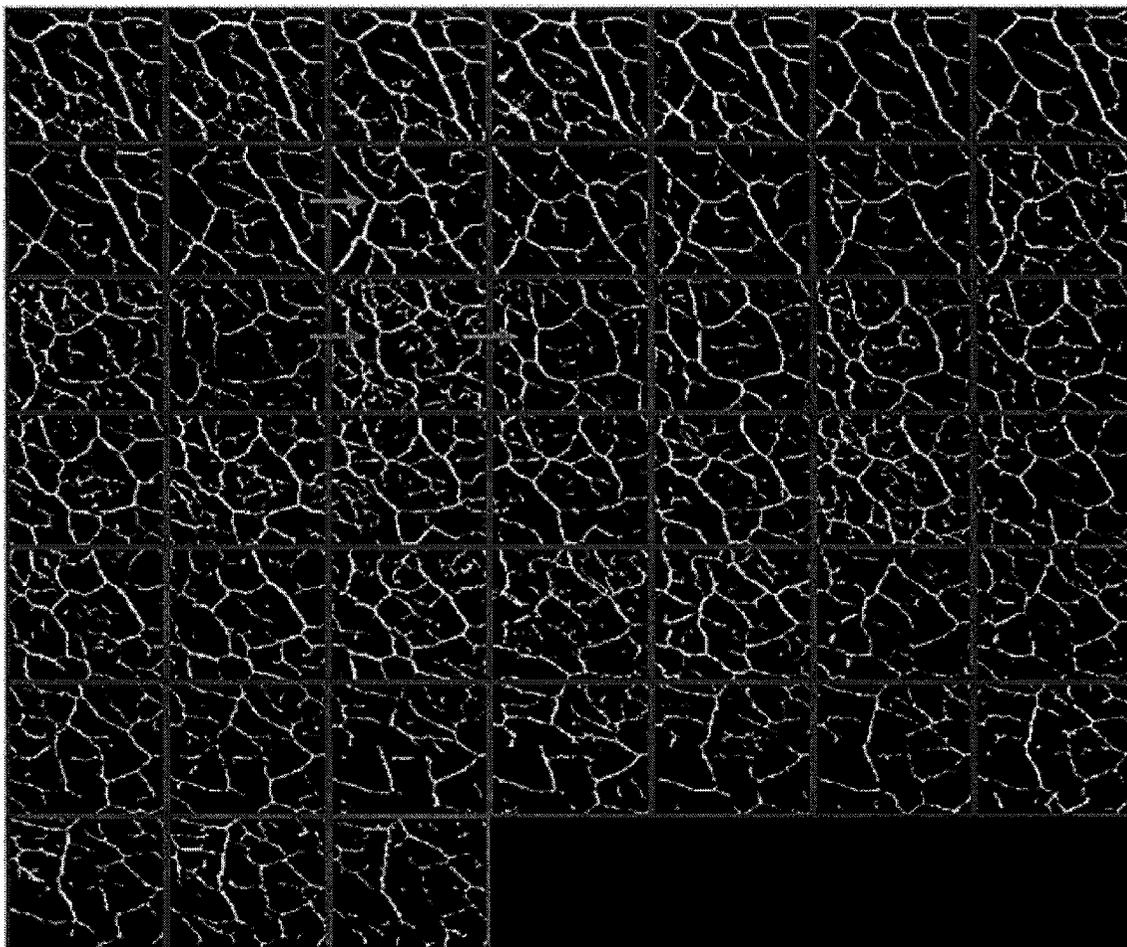


Figure 50 Images binarisées de la Figure 49

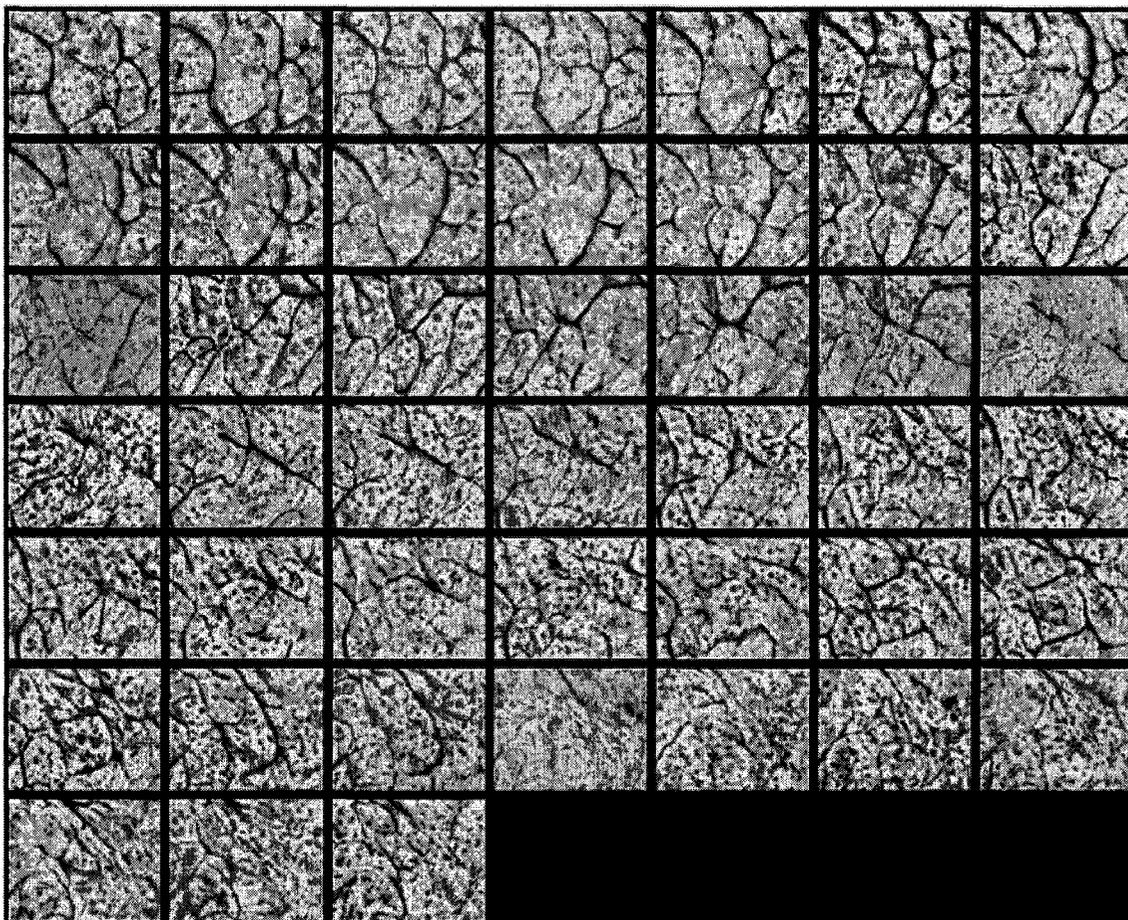


Figure 51 Série de quarante-cinq images séquentielles (de gauche à droite, de haut en bas) de la zone médial métacarpienne d'un tendon lésé (T18T19)

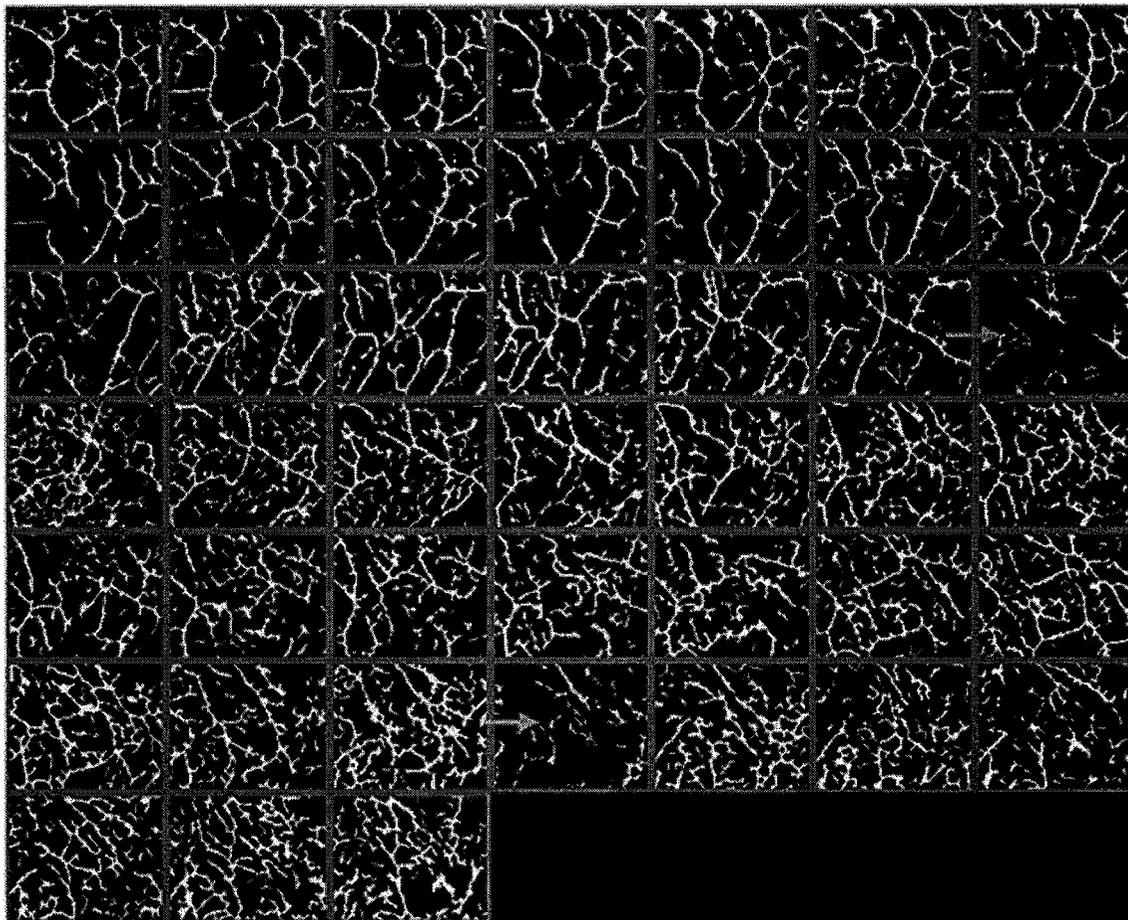


Figure 52 Images binarisées de la Figure 51

#### 4.4 Évolution longitudinale de l'architecture fasciculaire

L'évolution longitudinale est évaluée en suivant des points dans le tendon et en calculant leur déplacement. Les points sont placés sur l'image de la coupe la plus proximale pour former une grille couvrant la totalité de la surface de la coupe (Figure 53, image b). Ensuite, ils sont retrouvés dans chacune des images subséquentes. Il est important de noter que le suivi s'effectue en fonction de l'information contenue dans les niveaux de gris associés aux pixels du voisinage de chacun des points (information sur l'architecture

fasciculaire). Le déplacement longitudinal des points représente donc l'évolution longitudinale de cette architecture.

La Figure 53 est un exemple du suivi des points dans l'intégralité d'un tendon. L'image a, représente le cheminement des points le long du tendon (à ne pas confondre avec la notion de faisceau). L'image c représente le cheminement des points dans la partie proximale (d'un point de vue distal). L'image d représente le cheminement dans la partie proximale ainsi que dans la partie médiale, et l'image e représente le cheminement dans l'intégralité du tendon.

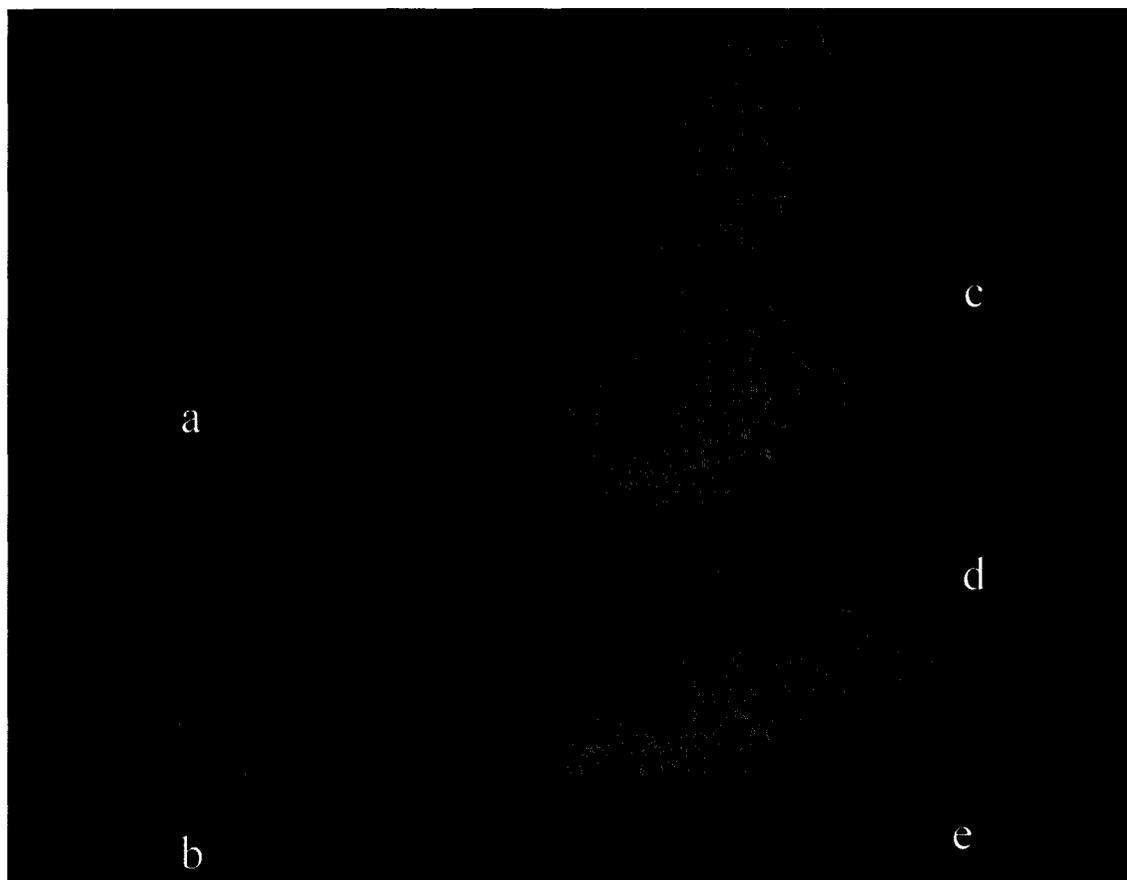


Figure 53 Suivi des points au travers d'un tendon. a) illustration du déplacement des points dans l'intégralité du modèle; b) emplacement initial des points sur la coupe proximale; c) vue distale du cheminement des points à la fin de la partie proximale; d) à la fin de la partie médiale; e) à la fin de la partie distale

Pour quantifier le déplacement des points, leur déplacement total est évalué en calculant la différence entre leurs coordonnées initiales (proximales) et finales (distales). Le déplacement moyen des points calculé, qui symbolise l'évolution longitudinale, sur tous les tendons sains (partie proximale, médiale et distale) et sur les deux tendons lésés est présenté de la Figure 54 à la Figure 57.

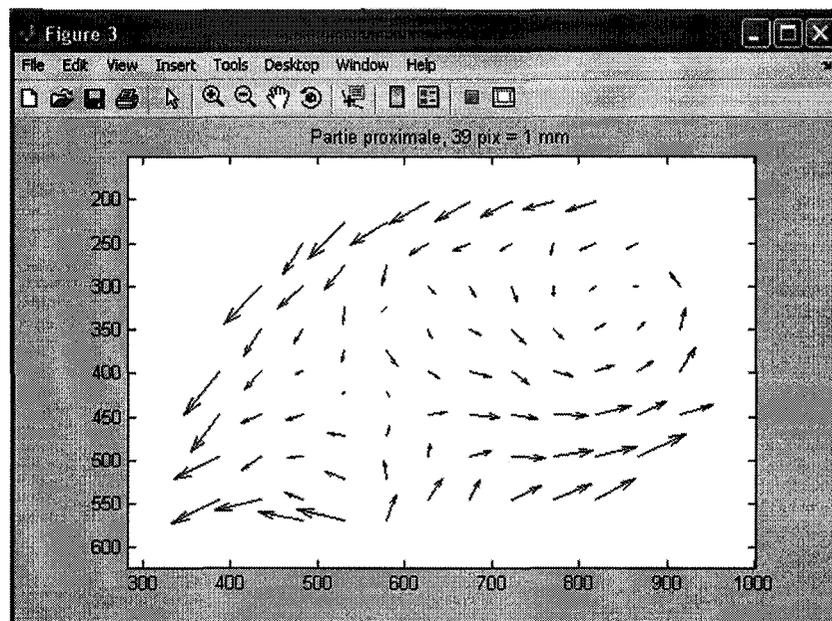


Figure 54 Évolution longitudinale dans la partie proximale  
(déplacement de 39 pixels = déplacement réel de 1 mm)

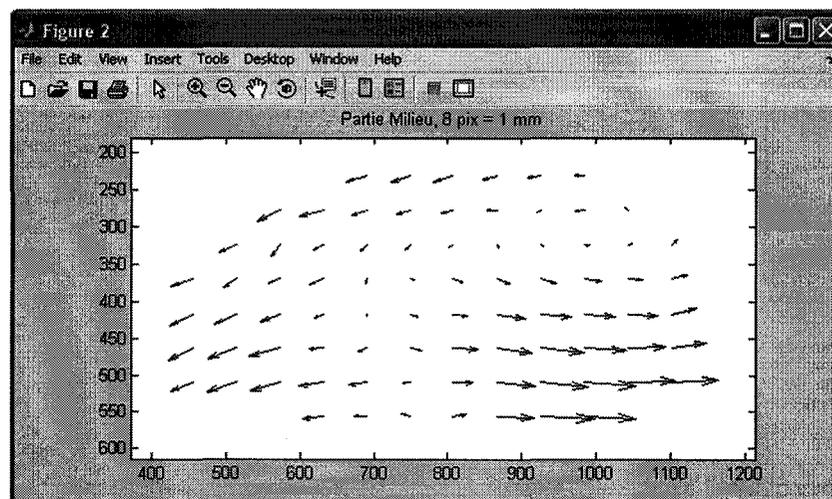


Figure 55 Évolution longitudinale dans la partie médiale  
(déplacement de 8 pixels = déplacement réel de 1 mm)

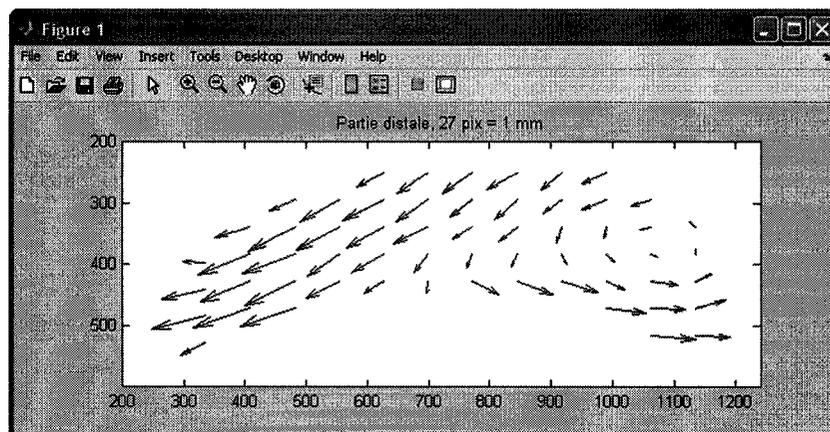


Figure 56 Évolution longitudinale dans la partie distale  
(déplacement de 27 pixels = déplacement réel de 1 mm)

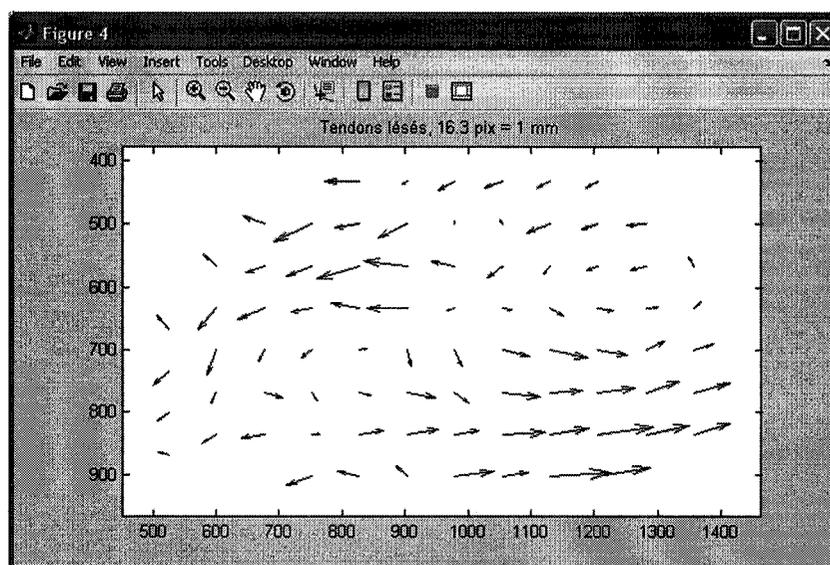


Figure 57 Évolution longitudinale dans les tendons lésés  
(déplacement de 16,3 pixels = déplacement réel de 1 mm)

L'évolution longitudinale de l'architecture fasciculaire calculée sur tous les tendons sains est toujours la même. Il était attendu, avant d'effectuer les calculs, que cette évolution soit identique, puisque l'évolution de l'architecture fasciculaire est fonction de

l'évolution longitudinale de l'enveloppe (la forme) du tendon. Pour le TFSD, la même forme d'enveloppe est commune à tous les tendons.

Trois évolutions longitudinales distinctes ont été observées sur tous les tendons sains. En débutant au niveau de la partie proximale et en se déplaçant longitudinalement dans le tendon, les trois mouvements suivants sont présents : une rotation antihoraire de la partie centrale, une translation médiale de la partie médiale/dorsale et une translation latérale de la partie latérale du tendon (Figure 58).

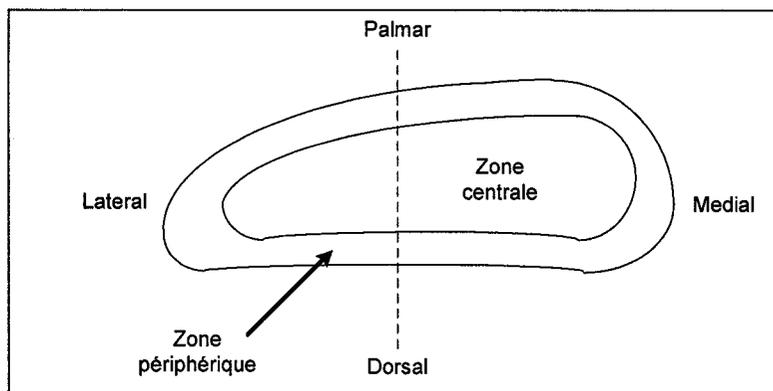


Figure 58 Nomenclature des différentes zones d'une coupe transversale du TFSD

Dans la partie proximale, la rotation est le mouvement dominant, dans la partie médiale, les deux mouvements de translations augmentent, tandis que dans la partie distale, c'est la translation latérale qui constitue le déplacement dominant. Pour les tendons lésés, seules la rotation et la translation médiale sont observées.

Sur les deux tendons lésés, la lésion est située essentiellement dans la partie latérale de la région métacarpienne. Dans le site de la lésion, il est quasi-impossible de faire le suivi longitudinal des points, puisque l'architecture n'est plus présente ou n'a plus de

continuité en 3D. Sur le graphique des déplacements des points (Figure 57), la partie gauche affiche donc des mouvements plus ou moins aléatoires.

## CHAPITRE 5

### DISCUSSION

L'analyse et la discussion des résultats constituent la première section de ce chapitre. Une discussion sur les améliorations possibles de la méthodologie utilisée sera suivie d'une comparaison des résultats avec l'information présente dans la littérature. La dernière section met en évidence la contribution scientifique du projet et expose les futurs travaux de recherche engendrés par les résultats obtenus dans le cadre de ce projet.

#### 5.1 Analyse et discussion des résultats

##### 5.1.1 La distribution des faisceaux

Les mêmes formes d'histogrammes de la distribution des faisceaux sont obtenues pour tous les tendons sains. Les courbes de longueur et de volume suivent une loi exponentielle décroissante, tandis que l'histogramme des rayons s'apparente plutôt à une distribution de Poisson. Les formes des histogrammes de la longueur et de ceux du volume suivent la même tendance. Cette corrélation s'explique par le fait que les faisceaux **ont une forme cylindrique**. Dans un plan transverse, les faisceaux n'ont pas une forme circulaire parfaite (ils ont plutôt une forme polygonale), mais leur surface reste constante sur l'intégralité de leur longueur (sur les faisceaux de plus de 1,3 mm).

Les faisceaux de la partie proximale sont plus petits que ceux présents dans le reste du tendon. La partie proximale du tendon contient nettement plus d'endotendon que le reste du tendon (Stromberg 1971). Il y a donc plus de faisceaux qui sont bien définis par de gros interstices de l'endotendon dans cette partie. Cette caractéristique explique le nombre plus élevé de faisceaux (évidemment plus petits). Les faisceaux de la partie

médiale et de la partie distale ont les mêmes rayons, mais ceux de la partie médiale sont un peu plus longs, ce qui leur confère un volume plus élevé.

Seulement  $34 \pm 6,5$  % des faisceaux sont suivis dans plus d'une coupe. Ces résultats peuvent sembler un peu surprenants par opposition à la pensée générale selon laquelle l'architecture fasciculaire reste constante sur au moins 2 mm (Schie and Bakker 2000). Cependant, à l'aide de la Figure 59, ces résultats s'expliquent facilement. Dans l'image a, les faisceaux A et B sont bien délimités par les interstices. Ces interstices, selon leur orientation et leur épaisseur, ne sont présents que dans un nombre restreint de coupes. Lorsque l'endotendon séparant A et B n'est plus présent dans la coupe (image d), les faisceaux A et B se terminent. Néanmoins, cela peut prendre plusieurs coupes avant de voir apparaître d'autres faisceaux au même endroit, qui sont bien définis par de l'endotendon et qui dureront plusieurs coupes. C'est au cours de ces transitions que les faisceaux qui sont moins bien définis et qui ne durent qu'une coupe sont calculés.

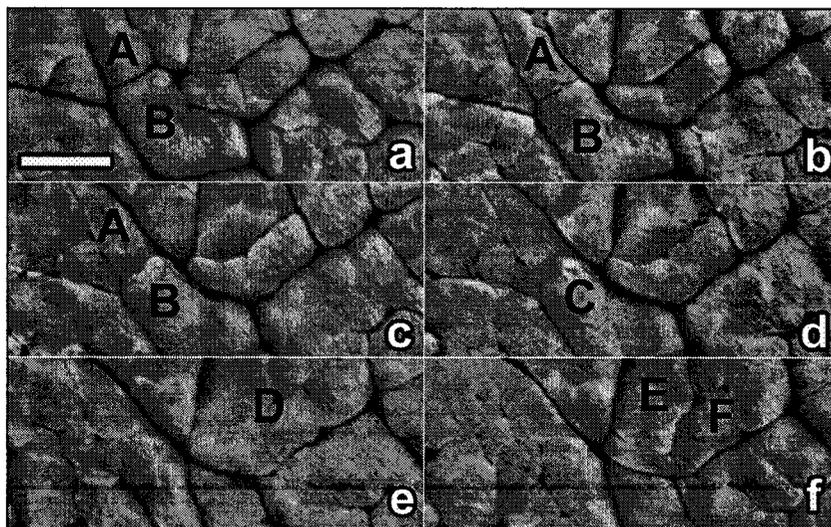


Figure 59

Différence entre les faisceaux délimités par de fortes et de faibles interstices. A et B sont des faisceaux bien visibles, C et D sont moins bien délimités et formeront des faisceaux présents sur seulement une coupe

À propos des faisceaux, il est primordial de bien comprendre la signification de leur longueur. **Les longueurs obtenues découlent directement de la définition utilisée pour déterminer ce qu'est un faisceau.** La valeur moyenne trouvée des longueurs est d'environ 2 mm. Cette valeur correspond à la distance avant que **le faisceau se fusionne ou se divise**, mais elle ne correspond pas à une fin de la structure en soi ou à une discontinuité des fibres de collagène à l'intérieur du tendon. La faible longueur des faisceaux propose une multitude de fusions et de divisions des structures, ce qui confère justement au tendon ses extraordinaires propriétés mécaniques. Ce ficelage des faisceaux est aussi plus présent dans la partie proximale métacarpienne du tendon, une région qui est moins sujette aux lésions (Webbon 1977).

### 5.1.2 Variation longitudinale de l'architecture fasciculaire

Dans cette analyse, la courbe de similarité représentant la partie proximale de la région métacarpienne du tendon est plus élevée que celles des autres parties. Cette différence provient du fait qu'il y a plus d'interstices à cet endroit. La valeur minimale de similarité entre deux images est donc augmentée, ce qui décale la courbe vers le haut.

Pour les tendons lésés, la courbe de similarité devient constante beaucoup plus rapidement que celles des tendons sains, étant donné que l'architecture restante dans le tendon (une partie lésée, une partie saine) n'est plus constante en 3D. Il a été difficile d'extraire l'architecture de ces images à l'aide du simple seuillage. Dans les images binarisées, le niveau de bruit est plus élevé (Figure 52), ce qui augmente la similarité générale de la courbe (décalage vers le haut), à ne pas confondre avec la similarité élevée de la partie proximale du tendon, qui est due à son riche réseau d'endotendon.

La similarité d'environ 50 % entre deux coupes séquentielles démontre que l'architecture fasciculaire varie considérablement, même sur une courte distance de 1,3 mm (épaisseur d'une coupe).

#### 5.1.2.1 Discussion de la notion de dissimilarité

Puisque sur tous les tendons traités, la constance des courbes de similarité est observée pour une valeur d'environ 15 coupes (19,5 mm), il a été conclu que deux coupes espacées de cette distance possédaient une architecture fasciculaire complètement différentes (dissimilaire).

La constance de ces courbes est toujours observée autour d'une valeur de similarité de 25 %. Lors de la validation de cette méthode, il a été démontré que la valeur de l'indice de similarité entre deux images **synthétiques** possédant une architecture fasciculaire complètement différente était aussi d'environ 25 %. Ce pourcentage a donc été associé à une valeur minimale de similarité qui est inévitablement comptabilisable, peu importe les coupes utilisées lors du calcul, et qui ne fait référence à aucune similarité réelle entre les deux coupes espacées de plus de 19,5 mm.

Cependant, il y a deux exceptions. En effet, bien que l'architecture fasciculaire soit modifiée globalement, certaines structures spécifiques peuvent avoir une concordance sur deux images espacées de plus d'une quinzaine de coupes. Premièrement, les jonctions de l'endotendon (Figure 60) peuvent se retrouver dans plus d'une quinzaine de coupes. Par exemple, sur la Figure 48 (a), il est possible d'en visualiser certains qui semblent être présents dans un tiers du tendon (~40 coupes).

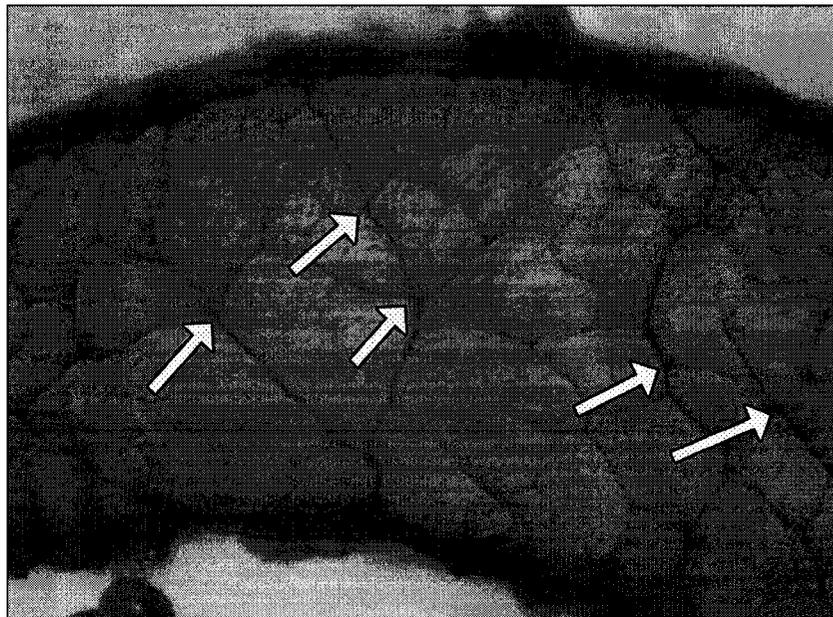


Figure 60 Emplacement des jonctions de l'endotendon qui se propagent au travers du tendon

Deuxièmement, certaines des parties les plus volumineuses d'un interstice peuvent aussi se retrouver dans plus d'une quinzaine de coupes (Figure 61). Cela est particulièrement fréquent pour l'embranchement des interstices avec la périphérie du tendon. Un exemple est donné à la Figure 61, qui présente trois coupes espacées de 15 coupes chacune. La même partie d'un interstice (un embranchement avec la bordure du tendon) se retrouve sur les trois images (indiqué par les flèches blanches).

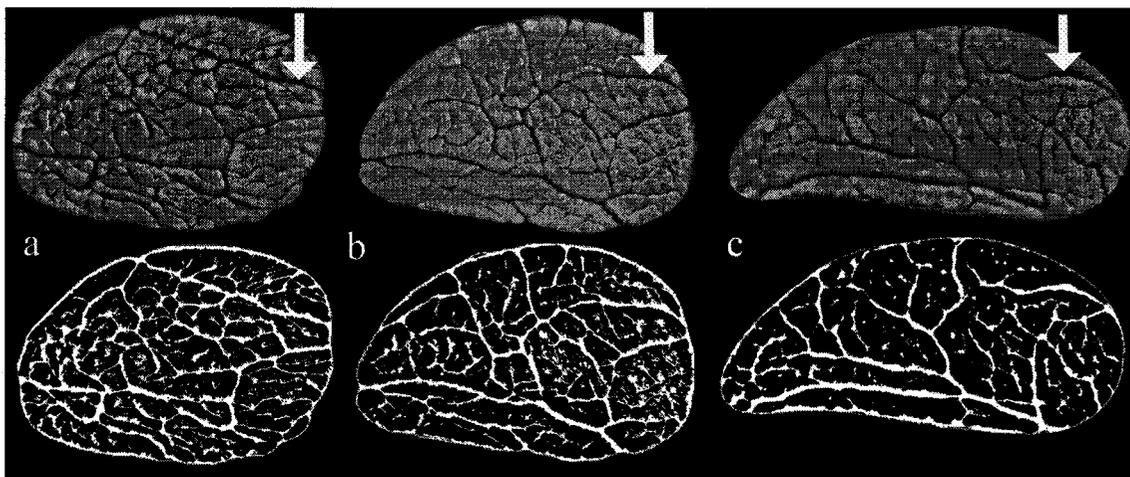


Figure 61 Trois coupes du même tendon espacées de 19,5 mm (15 coupes) ainsi que la position de leur endotendon (images binaires). Les flèches blanches représentent une même partie d'endotendon qui se retrouve dans les trois images

### 5.1.3 Résultats obtenus sur les tendons lésés

Une découverte importante issue de ce projet concerne les tendons lésés. Les résultats obtenus ont bien démontré que le nombre de faisceaux diminue considérablement selon la taille de la lésion. Ce phénomène est logique et prévisible, puisqu'il y a une destruction de l'architecture dans le site de la lésion. Cependant, une caractéristique très intéressante est que l'architecture à l'extérieur du site de la lésion semble garder exactement les mêmes propriétés (du moins sur les caractéristiques calculées lors de ce projet) que celle d'un tendon sain, à l'exception d'une légère évolution due à l'inflammation du tendon.

## 5.2 Améliorations méthodologiques

Il serait intéressant d'augmenter le nombre de tendons lésés utilisés. Il a été possible de caractériser l'architecture saine d'un tendon, mais pour avoir une idée complète des différentes architectures possibles, il serait important de caractériser l'architecture fasciculaire des divers types de lésion et des divers stades de guérison. Il serait aussi pertinent de déterminer quel est le lien entre les structures visibles dans les macrophotographies et les propriétés mécaniques du tendon. Aucune étude n'a jamais été réalisée en ce sens. Pour y arriver, il serait possible de suivre une méthodologie semblable à celle utilisée par Schie (2004), qui a su caractériser les différents types de tissus présents lors de la guérison du tendon et qui a tenté de les corrélérer avec des propriétés mécaniques de celui-ci.

Lors de ce projet, l'épaisseur des interstices n'a pas été prise en compte. Comme il est mentionné dans la dernière section, cette donnée pourrait avoir son importance par rapport à la compréhension de la formation des images échographiques. Ajouter une façon de calculer l'épaisseur des interstices à partir des images rendrait les résultats encore plus attrayants.

Le grossissement utilisé lors de la prise d'image permet de détecter des structures d'une certaine grosseur (le grossissement a été choisi de façon à inclure tout le tendon dans une même image). Si l'on voulait pousser l'analyse plus loin, il serait enrichissant d'utiliser divers grossissements pour aller chercher davantage d'information sur les structures de plus petite taille.

L'analyse des longueurs, volumes, et rayons a été réalisée sur le centre des images. Refaire la même analyse sur d'autres zones de l'image (bordure du tendon) amènerait un complément d'information.

Diminuer l'épaisseur des coupes pourrait aussi amener un complément d'information sur la continuité longitudinale des structures et des faisceaux. Dans ce projet, la résolution longitudinale est limitée à 1,3 mm. Il n'est donc pas possible de déterminer la longueur des faisceaux ne dépassant pas cette longueur (fixée à 1,3 mm). La seule façon d'obtenir des coupes plus minces que 1,3 mm est d'utiliser un procédé d'infiltration de résine dans le tissu, suivi d'un polissage de la coupe, ce qui est fastidieux, couteux et très long. Faire cette analyse sur un nombre restreint de coupes (5 à 10) pourrait cependant s'avérer pertinent.

### **5.3 Comparaison des résultats avec l'information contenue dans la littérature**

Certaines données calculées indirectement dans le cadre de ce projet concordent avec celles présentes dans la littérature. C'est notamment le cas de la surface transversale du tendon (Smith and Webon 1996) et de la surface moyenne transverse des faisceaux (Gillis, Pool et al. 1997).

Pour ce qui est de la longueur des faisceaux, de la variation et l'évolution longitudinale de l'architecture fasciculaire, il n'existe aucune donnée quantitative pour pouvoir faire la comparaison. À la lumière des résultats obtenus au cours de projet, il est cependant possible de brosser un portrait de l'architecture fasciculaire tridimensionnelle du tendon et de la comparer avec le modèle théorique véhiculé dans la littérature (Figure 63).

Comme il a été démontré par les résultats sur la longueur des faisceaux, la variation longitudinale de l'architecture et par les modèles 3D (Figure 45, Figure 46 et Figure 48), l'architecture du tendon est composée d'un riche réseau d'endotendon d'une complexité étonnante. Les interstices composant ce réseau peuvent être présents sur une seule coupe ou bien sur quelques coupes consécutives dépendamment de leur grosseur. Les interstices se rattachent les unes aux autres à l'intérieur du tendon et rejoignent la

périphérie du tendon (Figure 62). C'est à l'intérieur de ce réseau que les vaisseaux sanguins irriguant le tendon sont retrouvés (Stromberg 1971; Schie 2004).

Si l'on regarde une coupe transversale, du fait de la nature du réseau d'endotendon présent dans la coupe, il est évidemment possible d'apercevoir des regroupements de fibres de collagène qui sont complètement entourés par celui-ci. Ces faisceaux ont cependant une longueur très courte dans l'axe longitudinal (en se référant à la définition utilisée dans ce projet), puisque le ficelage de l'endotendon diffère considérablement de coupe en coupe (de nouveaux interstices apparaissent et d'autres disparaissent d'une coupe à l'autre).

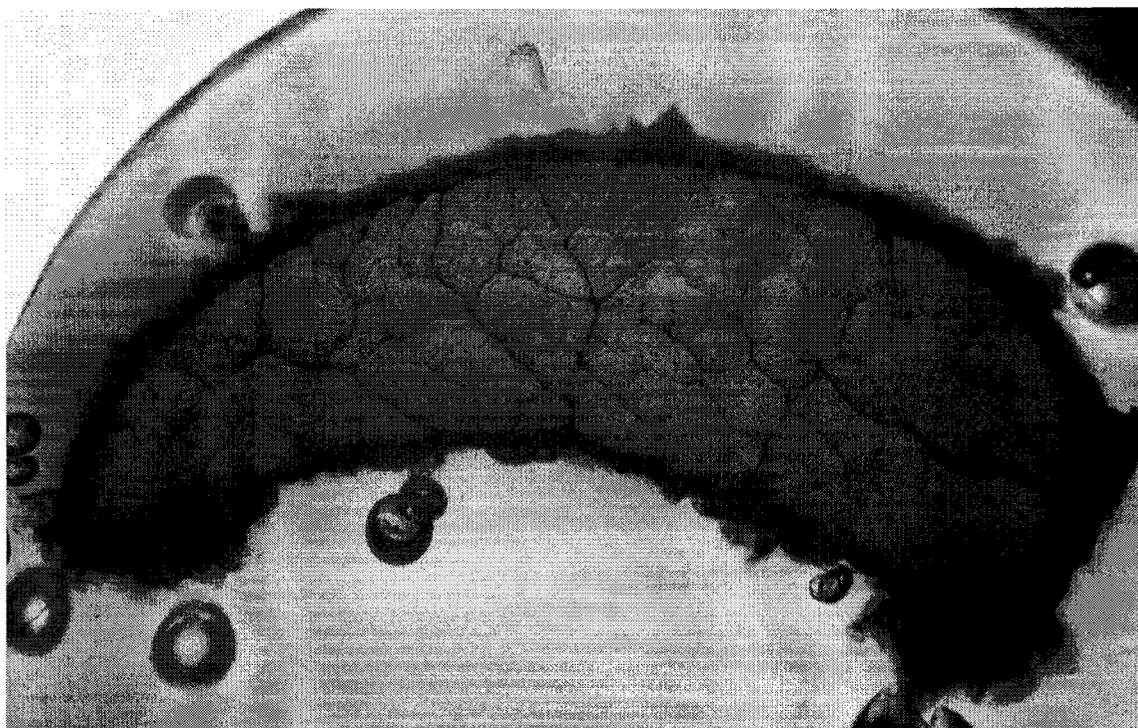


Figure 62 Image d'une coupe transversale d'un tendon sain. La largeur du tendon, pour cette coupe, est de 18,5 mm

Le modèle théorique généralement retrouvé dans la littérature (Kastelic and Galeski 1978; Jozsa and Kannus 1997) pour présenter l'architecture fasciculaire (Figure 63) est très simpliste et devrait être présenté avec discernement. Il démontre bien le regroupement hiérarchique et l'orientation longitudinale des fibres de collagène, mais il ne rend pas justice à la variation énorme des interstices et n'expose aucunement l'évolution longitudinale de l'architecture. La Figure 64 présente un modèle réel des faisceaux du tendon (visualisation des images en niveau de gris) où il est possible d'apercevoir les multiples fusions et divisions des faisceaux ce qui discordé avec l'idée générale de la continuité de faisceaux uniques.

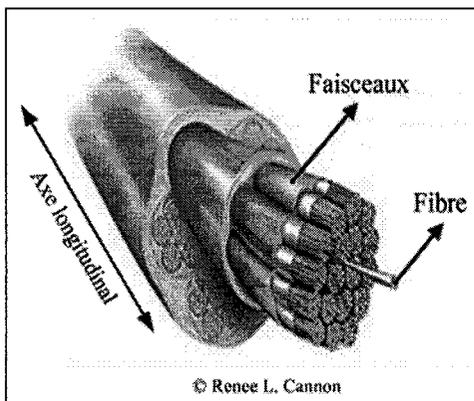


Figure 63 Modèle théorique présent dans la littérature représentant l'architecture fasciculaire du tendon (© Renee L. Canon)

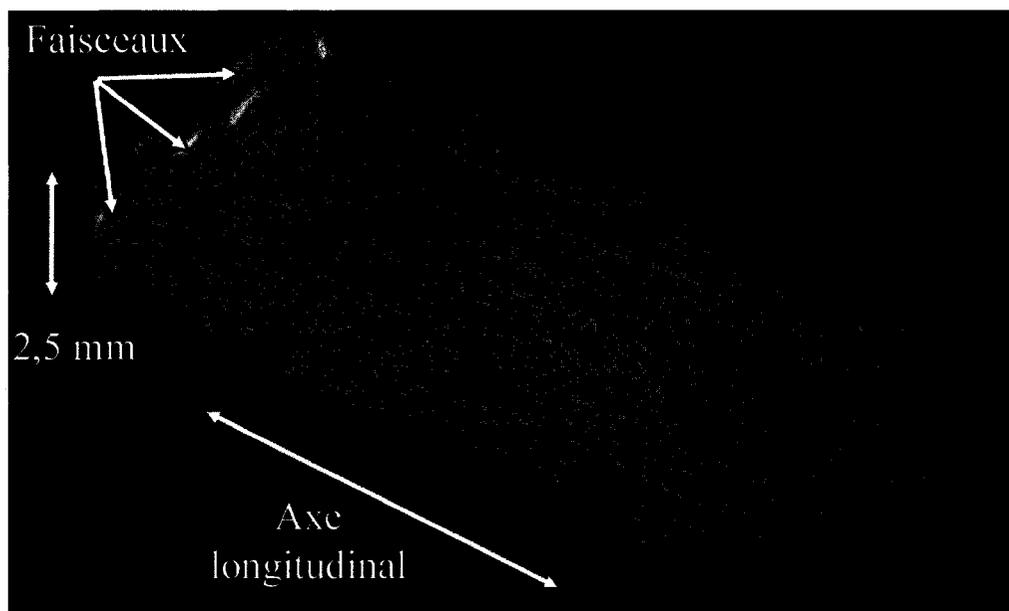


Figure 64 Modèle réel (visualisation des images de coupes) représentant des faisceaux sur 60 coupes (78 mm). On remarque que les faisceaux se fusionnent et se divisent continuellement

Le modèle présenté dans la littérature peut donc induire en erreur. Par exemple, lors des examens échographiques, les vétérinaires prennent des images transverses et longitudinales du tendon. Lors des prises d'images longitudinales (Figure 65), il est possible de remarquer des alignements longitudinaux (lignes blanches sur l'image de gauche Figure 65). Chaque ligne est visible sur une certaine partie du tendon, mais pas sur son intégralité. Les vétérinaires, guidés par l'idée de continuité et du modèle de la Figure 63, ont toujours supposés que ces lignes représentaient les interstices entourant les faisceaux qu'elles devaient nécessairement être présentes sur l'intégralité du tendon. Ils expliquent leur discontinuité dans les images échographiques à la manutention irrégulière de sonde lors de l'examen échographique.

À la lumière des résultats de ce projet, on peut confirmer que ces alignements longitudinaux sont bien des jonctions d'endotendon et des plans d'interstices (présents sur plusieurs coupes). Cependant, on doit infirmer que la discontinuité (sur l'intégralité

du tendon) de ces structures est due à la manutention de la sonde échographique lors de l'examen. Cette discontinuité est bien réelle et a été démontrée clairement au cours de ce projet. Sur la l'image de droite de la Figure 65, une coupe longitudinale du modèle 3D, formé à partir des images en niveau de gris, est présentée (à l'aide du logiciel VolView). Cette visualisation longitudinale du modèle a été réalisée pour montrer les structures sur lesquelles l'image échographique de gauche a été formée. On remarque que les mêmes alignements sont retrouvés (lignes noires) et qu'ils ne sont visiblement pas continus sur l'intégralité du tendon. Le même phénomène avait été observé sur la Figure 48. **Cela confirme donc que ce qui est visible dans l'image échographique longitudinale représente avec exactitude l'architecture fasciculaire du tendon.**

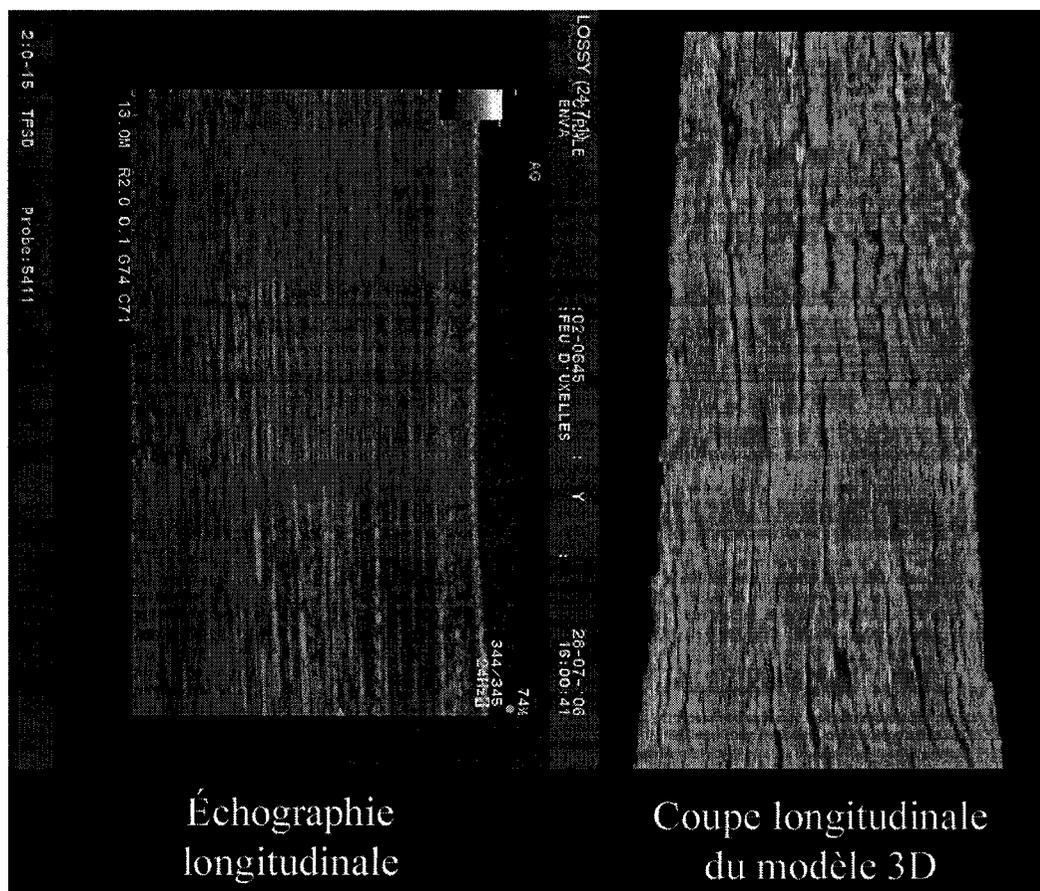


Figure 65 Comparaison entre une échographie longitudinale réelle et une coupe longitudinale du modèle 3D. Les mêmes alignements longitudinaux sont retrouvés dans les deux images et ne sont pas continus sur l'intégralité du tendon

#### 5.4 Retombées scientifiques et travaux futurs

Les résultats de ce projet sont extrêmement intéressants, puisque aucune étude n'a jamais décrit avec précision l'architecture fasciculaire tridimensionnelle, que ce soit pour des tendons humains ou pour des tendons d'animaux. Les retombées académiques sont donc multiples. La majorité des résultats présentés dans ce mémoire sont novateurs et amènent une nouvelle idée de ce qu'est l'architecture fasciculaire du tendon (tous

tendons confondus). La majorité de ces résultats seront soumis dans la revue scientifique *Journal of Orthopedic Research*.

Sur le plan pratique, le but ultime de la recherche sur le TFSD est de concevoir un outil non invasif capable de diagnostiquer les lésions et de réussir à poser un pronostic fiable lorsque celles-ci se produisent. L'examen échographique est l'outil qui semble en mesure de pouvoir atteindre cet objectif. Toutefois, on constate un manque d'information crucial sur la formation et sur le contenu des images échographiques pour réussir à poser un diagnostic et un pronostic fiables à partir de cet examen.

Les résultats de ce projet vont directement permettre la réalisation de deux approches originales permettant de mieux comprendre la formation de l'image échographique et d'améliorer le diagnostic et le pronostic posés lors de l'examen échographique. Ces deux approches seront supervisées par le doctorant Ali Meghoufel (LIO).

La première approche consiste à simuler artificiellement des images échographiques du TFSD et de les comparer avec des échographies réelles du tendon. Les images échographiques se forment à partir des différences d'impédance qui sont représentées par l'architecture fasciculaire du tendon. Il est donc possible, à l'aide d'informations sur le positionnement de l'endotendon (images binarisées, section 4.3) jumelée aux données physico-chimiques du tendon (vitesse de propagation et masse volumique, disponible dans la littérature) et d'outils de simulation, de réaliser des simulations comme celles de la Figure 66.

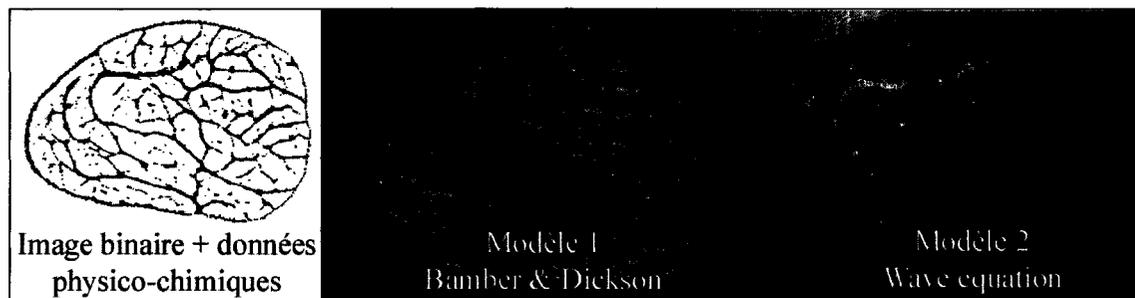


Figure 66 Simulations échographiques à partir des images binarisées et des données physico-chimiques du tendon. Deux modèles de simulation différents sont utilisés

En comparant les images simulées aux images réelles, il est possible d'associer une architecture précise à l'image échographique. Par exemple, en créant une banque d'images simulées à partir de données sur différentes architectures (saine, lésée, à différents stade de guérison, etc.) il serait possible, lors de l'examen échographique, de comparer l'image réelle avec celles de la banque d'images simulées pour y associer une architecture précise. La pose du diagnostic et du pronostic en serait donc améliorée.

La deuxième approche consiste à se servir des résultats obtenus lors de ce projet pour valider des algorithmes de traitement d'images appliqués directement sur les images échographiques (Figure 67). Il est alors possible de développer des algorithmes et de les valider (ce qui n'était pas possible avant) en comparant les mêmes données calculées sur les images réelles de coupe et sur les échographies. Par exemple, des données quantitatives telles que la taille d'une lésion, le nombre de faisceaux sains dans le tendon et le diamètre moyen des faisceaux seraient pourrais être fournies directement au vétérinaire lors d'un examen échographique.

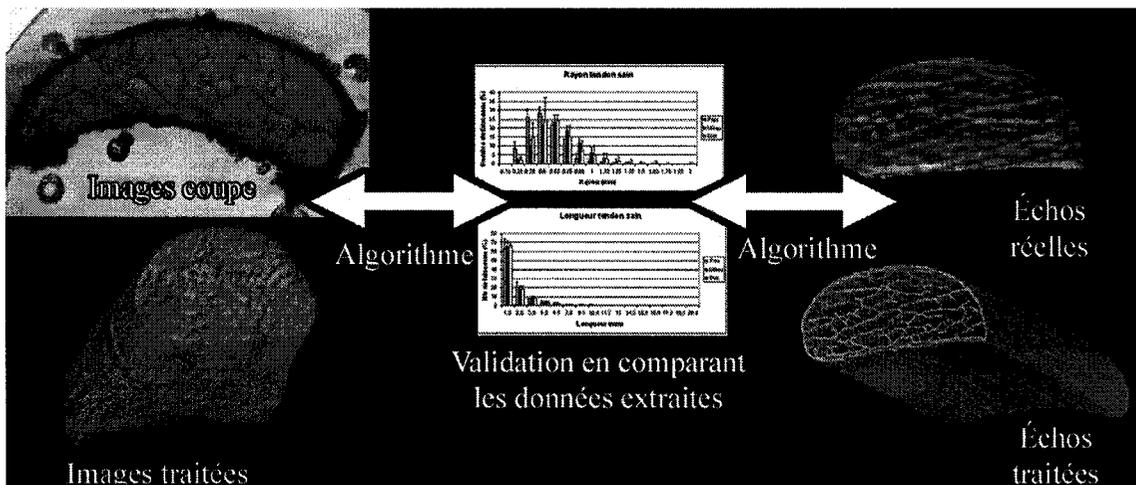


Figure 67 Validation des données morphométriques calculées directement à partir des images échographiques

Ces deux approches prometteuses ont permis de faire un dépôt provisoire d'une déclaration d'invention concernant le projet du tendon FSD à l'École de technologie supérieure.

## CHAPITRE 6

### CONCLUSION

Au cours de ce projet, une méthodologie de coupe et d'acquisition d'images combinée aux outils de traitements d'images a permis d'explorer pour la première fois en trois dimensions une partie de l'architecture fasciculaire du TFSD.

Les différentes analyses réalisées durant ce projet ont permis d'apprendre notamment que l'architecture varie énormément longitudinalement, contrairement à la pensée générale voulant qu'elle reste constante sur au moins 2 mm (Schie and Bakker 2000). Seulement en visualisant les modèles 3D, on se rend compte de la richesse du réseau d'endotendon, ainsi que de l'apparition et la disparition de nouveaux interstices à chaque coupe. Cette complexité est aussi représentée par la longueur des faisceaux (seulement 34 % des faisceaux se retrouvent sur plus d'une coupe de 1,3 mm d'épaisseur) et par l'étude sur la variation de l'architecture qui démontre une dissimilarité complète entre deux coupes espacées d'une vingtaine de millimètres et une similarité de seulement 50 % entre deux coupes successives. Il est plausible d'associer ce ficelage d'interstices aux extraordinaires propriétés du tendon. Durant ce projet, il a aussi été possible d'apprendre qu'une évolution longitudinale de l'architecture fasciculaire du tendon est présente et identique dans tous les tendons sains traités. Pour les tendons lésés, une diminution du nombre de faisceaux se rapprochant de 50 % a été observée. En outre, l'architecture présente à l'extérieur du site de la lésion semble avoir les mêmes caractéristiques que celles des tendons sains.

Bien que seules quelques caractéristiques aient été calculées pour l'instant, les possibilités d'extraction d'information sur l'architecture à partir des banques d'images et des programmes informatiques maintenant disponibles sont multiples. La caractérisation

de la forme des faisceaux ou la détermination d'un facteur représentant l'uniformité de la distribution des faisceaux sur les coupes transverses en sont de bons exemples. Ces deux informations sont différentes pour les tendons sains et pour les tendons lésés et sont aussi susceptibles d'être retrouvées dans les images ultrasonores. Il serait intéressant de refaire la même analyse, cette fois en utilisant plusieurs tendons lésés pour caractériser l'architecture fasciculaire des différents types de lésions et des différents stades de guérison. Il serait également intéressant de corrélérer les données obtenues sur l'architecture fasciculaire des tendons lésés avec leurs propriétés mécaniques. Il est connu qu'une architecture saine est garante de la résistance du tendon, mais aucune étude n'a réussi à associer des données sur l'architecture fasciculaire lésée aux propriétés mécaniques du tendon.

Il est important de noter qu'aucune étude de ce genre (informations tridimensionnelles sur l'architecture extraites à partir de macrophotographies de coupes sériées) n'a jamais été réalisée sur un tendon, qu'il soit de provenance humaine ou de provenance animale. Plusieurs parties de la méthodologie du projet sont novatrice. La méthode de coupe développée a permis de faire la coupe de tendon entier, ce qui n'avait jamais été réalisé, puisque les méthodes de coupes existantes sont longues, fastidieuses, coûteuses et donnent des résultats plus ou moins bons. Quantifier l'évolution longitudinale de l'architecture est aussi un concept complètement nouveau qui n'avait jamais été décrit. En outre, aucune donnée sur la longueur de faisceaux n'a jamais été publiée. La majorité des résultats obtenus seront soumis sous forme d'article scientifique à la revue *Journal of Orthopedic Research*.

Ce travail ouvre la voie à d'autres projets de recherche qui tenteraient de mettre en lumière **la correspondance entre des données sur l'architecture interne et la formation des images échographiques**. L'objectif serait de réussir, à l'aide de l'examen échographique, à évaluer l'état de l'architecture fasciculaire du tendon qui est garante de ses propriétés mécaniques, dans le but de fournir au cheval un plan de

réhabilitation optimale en cas de lésion. Comme il a déjà mentionné dans le chapitre précédent, deux projets de recherche utilisant les résultats de ce projet ont déjà débuté. Mené par le doctorant Ali Meghoufel, la première approche consiste à simuler artificiellement des images échographiques du TFSD et de les comparer avec des échographies réelles du tendon. La deuxième approche consiste à se servir des résultats obtenus lors de ce projet pour valider des algorithmes de traitements d'images appliqués directement sur les images échographiques. Ces études originales amélioreront la connaissance de la formation des images échographiques et mèneront à une valorisation de la valeur médicale de l'examen échographique. Un dépôt provisoire d'une déclaration d'invention concernant ces deux approches à déjà été fait à l'École de technologie supérieure.

## **ANNEXE 1**

### **Publication des résultats**

## PUBLICATION DES RÉSULTATS

**ABSTRACT** - This paper presents the assessment of the 3D fascicular architecture of the equine's superficial digital flexor tendon (SDFT) using digital macro photography of tendon serial transverse slices and image analysis. Ten SDFT from actual horses were harvested. Eight tendons were normal and 2 had severe lesions (chronic scars). All samples were entirely cut in 1.3 mm regularly-spaced transverse slices. The proximal aspect of each slice was photographed and analyzed with dedicated image analysis programs. Three-dimensional models of each tendon were constructed on computer. The fascicles' dimension as well as the evolution and longitudinal continuity of the fascicular architecture along the tendon were evaluated. The average diameter of the fascicles analyzed is (mean  $\pm$  SD)  $0.65 \pm 0.24$  mm. The maximal length found for a fascicle is 35.1 mm, and only 34 % of the fascicles analyzed were longer than 1.3 mm. The analysis of the longitudinal continuity of fascicular architecture shows dissimilarities between the architecture of two sequential slices, and there is almost no similarity between two slice spaces of 19.5 mm. The architecture follows three distinct orientations along the tendon that appear clearly in each specimen analyzed.

The visualization of 3D models gives a completely new grasp on fascicular architecture of tendon. There is much more longitudinal variation in the fascicular architecture than expected from the literature. Future work involves the 3D models of tendons to be used as tools in order to help understanding the formation of ultrasound images, which is the most commonly used tool by clinicians to visualize inside the tendon.

## INTRODUCTION

Tendonitis among human or animal athletes is frequent and a major concern in the sport field. Those injuries are very hard to prevent, the complex rehabilitation process depending on the type of injury can take up to one year, and the chance of relapse is very high (Gillis 1996; Reef et al. 1996; Wilson et al. 1996; Jozsa et al. 1997; Schie et al. 2001).

The most important parameter to prevent lesion or to formulate an optimal rehabilitation process after a lesion is to get an estimate of the mechanical properties of tendons to provide the right amount of exercise (Gillis 1996). Previous studies have shown that the mechanical properties of tendons depend on the arrangement and alignment of the fibers that constitute the tendon (Gillis et al. 1997; Smith et al. 2003). Those fibers are made of collagen fibers bonded together by endotendon in a longitudinal fascicular pattern, and the tool commonly used by clinician to visualize inside the tendon is the ultrasound examination. **Unfortunately, the formation and the information contained in ultrasound images are not well understood due to the lack of knowledge on the fascicular architecture itself** (Gillis 1996; Schie 2000; Garcia, Hornof and Insana 2003).

The only studies that have been conducted on the subject give information on the diameter of collagen fibers (Davankar et al. 1995; Crevier-Denoix et al. 1998; Kobayashi et al. 1999) and on the cross-sectional area of the fascicles (Gillis 1997). One of the reasons that makes researches in this field infrequent is the difficulty to obtain quality tendon samples (particularly for transverse slice) and the lack of tools to analyze those samples (Gillis, Pool et al. 1997).

In this paper, we present a method to obtain good quality transverse slices samples combined to image analysis techniques that lead to a complete 3D representation of

tendon and its fascicular architecture. From those 3D models, innovative characteristics such as fascicle length, longitudinal continuity and longitudinal evolution of the fascicular architecture along the tendon were evaluated .

This study has been applied to equine superficial digital flexor tendons (SDFT). Among equine soft tissue injuries, the superficial digital flexor tendon damage is the most frequent wound (Wilson, Robison et al. 1996). Some studies have shown that up to 30% of the racehorses have lesions of this tissue (Goodship and Birch 1996), and almost 50% of bowed tendons will relapse (Genovese, Reef et al. 1996), which places the SDFT injury as one of the main causes of a racehorse's retirement from racing.

## **METHODS**

**Tendon** – Ten forelimb SDFT were sampled from 8 horses. Two tendons had severe lesions (chronic scars). On 4 of them, a 18 cm sample was collected in the metacarpal zone, while on the others, a 9 cm segment was acquired in the center of the same zone.

**Slicing procedure** – Immediately after the sampling, the tendon segments were placed in a 10% buffered formalin solution for at least five weeks. After that period, they were embedded directly in a liquid resin solution (80 ml of methyl methacrylate, 20 ml of dibutyl-phalate and 3 g of benzoyl peroxide) to create a support around the tendon to facilitate the slicing manipulations and to avoid artifacts in the tissue. The tendon and solution were put in a hot bath (37 °) for 11 days to polymerize the resin and cut in 1.3-mm thick transverse regularly-spaced slices, using a microtome band system (Exakt 300 Band system, Oklahoma City, OK). An average of 60 serial slices was made for the 9-cm long specimens, and 120 slices for the 18-cm long specimens.

**Image acquisition** – The proximal aspect of each slice was photographed using a stereo microscope (Nikon SMZ-U) with a camera (Nikon HFX DX), digitalized by a scanner (hp scanjet 5590, 200 dpi) and stored in a computer. Before each acquisition session, a

millimetric grid was acquired to set the size of each pixel to a real value and the (50 pixels per millimeter). An image of a typical slice of normal tendon is presented at the Figure 68. The dark lines represent the endotendon and the structures enclosed by it are the fascicles. The junction of endotendon represents a connection point of many fascicles.

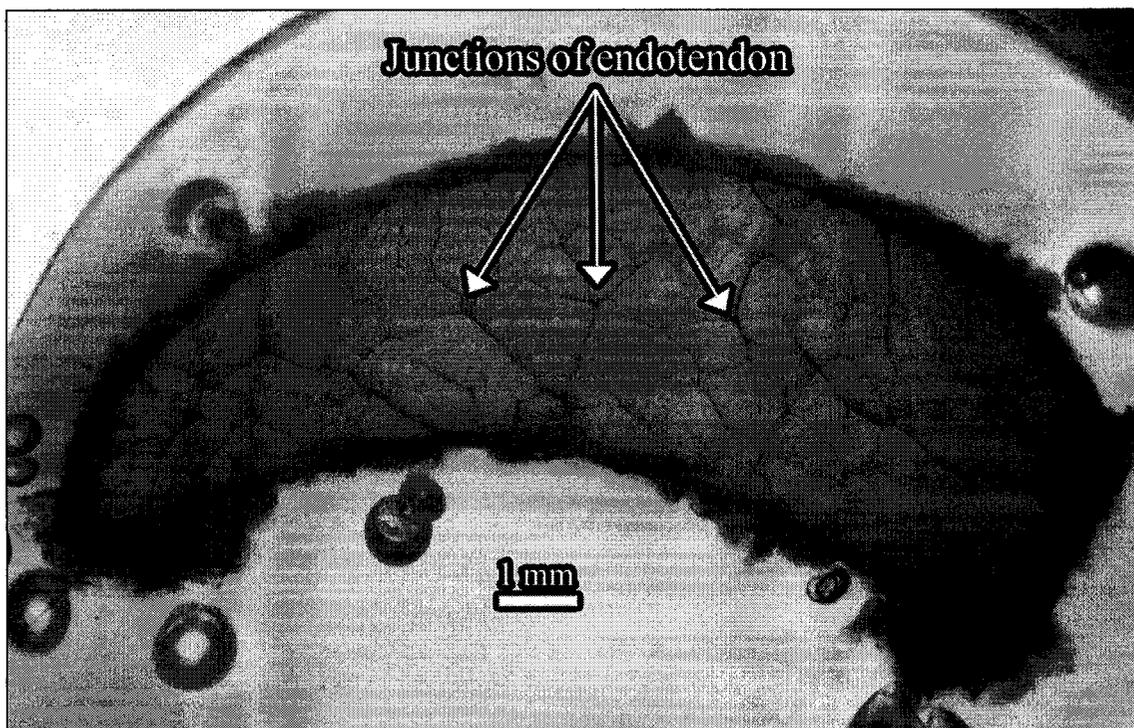


Figure 68 Typical transverse slice image of tendon. The dark lines are the endotendon and the structures enclosed by endotendon are the fascicles

**3D models of tendon-** Image processing steps were executed using Matlab. For each transverse slice images, the tendon was isolated in the image with a color thresholding and morphologic operations. Sigmoid filtering was then performed for illumination correction and for normalization between each image. Finally, a rigid registration for longitudinal alignment of all images of a tendon was completed using the algorithm developed by Thevenaz et al. (1998).

The 3D models of tendon was represented by the stack of all transverse slice images of a series after the image processing step. The 3D models of the endotendon network were constructed using the same methods but adding a binarization steps on each image using the Otsu methods (1979) after the rigid registration step. The Figure 69 presents the 3D models of the tendon and of the endotendon network.



Figure 69 3D models of tendon (left) and endotendon network (right) obtained from a stack of 120 transverse slices (1.3 mm thick). The bottom images present a traverse view of the models for the first 20 slices. This figure was capture with Volview.

**Fascicle analysis** – The dimension of fascicles was obtained by direct segmentation of fascicles in each transverse slice images followed by a 3D mapping stage to evaluate their length. When looking at a transverse slice, structure completely surrounded by the endotendon is called a fascicle. To evaluate their length, we consider that a fascicle ends

when a fusion occurs with others fascicles, or when the fascicle divides itself in several fascicles.

The algorithm used for the segmentation is the 2D watershed (Vincent et al. 1991; Vincent 1993; Soille 2004) combined with information feed by a user. A program was developed in Matlab showing transverses slices images that allow the user to click on each fascicle that needed to be segmented. Once all fascicle were segmented, the 3D mapping stage process was used to correlate the fascicles of sequential transverse slice together based on information of their shape and position. The 3D mapping stage start with the proximal transverse slice image of a tendon. For each segmented fascicle, the 3D mapping stage process look in the next transverse slice image and applied the rule enounced above. If there is a fusion or if the fascicle divided itself, the fascicle ends, if not the length of fascicle is incremented by one slice thickness (1.3 mm).

At this point, the 3D model was thus divided in 3D regions that represent each fascicle. The calculus of fascicle length, radius and volume are made directly from those regions. The **length** is calculated based on the number of slices on which the fascicle is present, multiplied by their thickness. The **volume** is calculated based on the number of pixels of each fascicle, multiplied by the real size of the pixel. The **radius** is extracted from the previous data set.

$$Radius = \sqrt{\frac{Volume}{\pi \times Length}} \quad (1)$$

Those data have been calculated on the central zone of the entire tendon (the biggest square that fit inside the tendon in every slice of a series).

**Longitudinal continuity of fascicular architecture** – This analysis was made from the endotendon network 3D models and was used to get information on the longitudinal

continuity of fascicular architecture. The similarity of the position of the endotendon between each slices was evaluated. The similarity between two images is defined by the number of white pixels present at the same place on both images, divided by the number of white pixels on the first one (white pixels represents the endotendon). The longitudinal continuity was defined as the mean of similarity between every images of a tendon for a determined spacing. The spacing represents the distance between both images used in the similarity calculus. Sequential images get a spacing of 1, and there is a spacing of 119 between the first and the last image of a series of 120 images.

A longitudinal continuity of 100% for a spacing of 1 means that two sequential images get exactly the same fascicular architecture, and a longitudinal continuity close to 0 % for a spacing of 10 means that the fascicular architecture is completely different between two images spaced of 9 slices (11.7 mm). The calculus used for the similarity can only give a similarity of 0% if images used contain no information at all. For this project, because there is endotendon in each images, the similarity between two images will never reach 0 % even if the fascicular architecture is completely different in both.

Considering that the fascicles are aligned in the longitudinal way, this analysis is another way to visualize the length of a fascicle. If two slices are completely similar, the same fascicles should be present in both slices, but if the architectures are completely different, it would assumed that is not the same fascicles.

**Analysis of the longitudinal evolution of the fascicular architecture** – The form of the SDFT evolves constantly in the longitudinal way. In the proximal part, it has a round shape, and in the distal part, a banana shape. This analysis showed the longitudinal evolution inside the tendon, on the fascicular architecture.

On the first image of the 3D models of tendon, a hundred equidistant points, forming a grid, were selected and followed longitudinally through the model in each subsequent

images. This process uses the values of the gray level of the surroundings of each point (a square of 1 mm<sup>2</sup>). To follow the points, the position of the surrounding in the next image that is the most similar to the one in the current image is evaluated. The algorithms used is the minimization of the square sum of the difference (Meijering et al. 1999) followed by a normalized cross-correlation (Lewis 2001) of both surrounding. The longitudinal evolution of the architecture is characterized by the points' movements along the tendon.

## RESULTS

**Fascicle 3D distribution** – The results of the mean of the radius, volume and length of fascicle for all specimens are presented in Table 1. The histogram of the radius followed a Poisson distribution and the length and volume histograms have an exponential distribution. Only 34% of fascicles are followed in more than one slice (1.3 mm thick). The maximum radius, length and volume found on normal specimens are 35.1 mm, 2.79 mm and 64.99 mm<sup>3</sup>.

Table 1

Mean values of radius, length and volume of fascicles. Calculated on proximal (pM, 4 specimens), medial (mM, 8 specimens) and distal (dM, 4 specimens) part of the metacarpal region. There is also the result calculated on all specimens and on the 2 specimens with a lesion (chronic scar).

	Radius (mm)		Length (mm)		Volume (mm <sup>3</sup> )		Nb fascicles analyzed
	Mean	$\sigma$	Mean	$\sigma$	Mean	$\sigma$	
<b>pM</b>	0.55	0.20	2.23	1.94	1.25	2.34	1 538
<b>mM</b>	0.69	0.25	2.27	1.81	2.36	4.17	5 710
<b>dM</b>	0.60	0.20	2.11	1.45	1.19	2.72	1 508
<b>all</b>	0.65	0.24	2.24	1.78	1.97	3.73	8 756
<b>lesion</b>	0.92	0.67	2.11	1.59	7.41	18.25	3 651

The fascicles in the proximal part are smaller and the ones in the middle part are bigger than those in the other parts of the metacarpal region.

**Longitudinal continuity of fascicular architecture** – The curve of the longitudinal continuity are an exponential decreasing curves, function of the longitudinal distance between the slices (Figure 70). The mean similarity between two sequential slices is  $50.1 \pm 4.5\%$  and for a distance of  $10.1 \pm 5.5$  mm, the curves of longitudinal continuity become constant at a value of  $23.9 \pm 4.4\%$ .

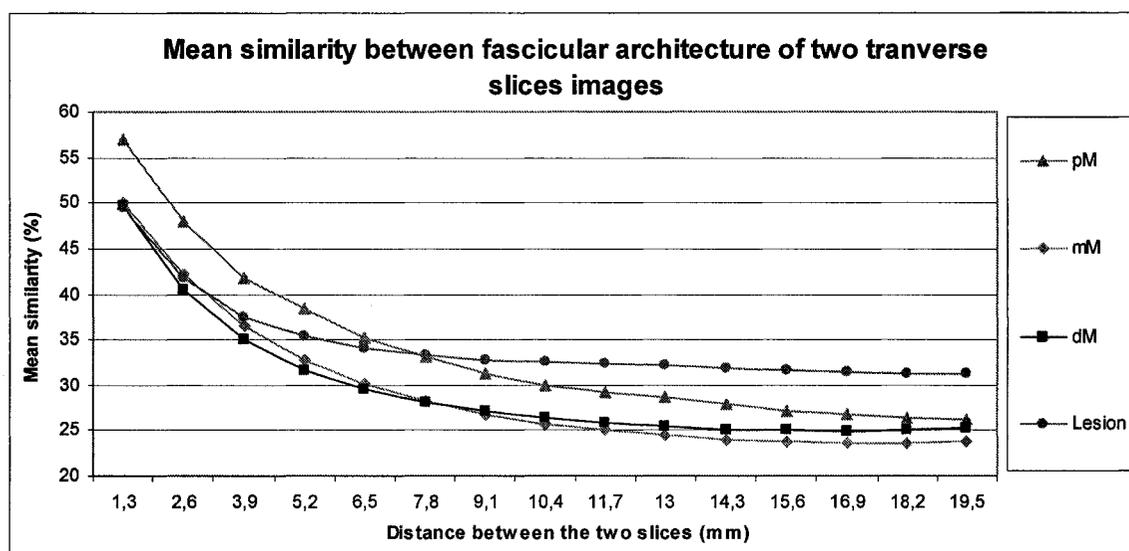


Figure 70 Longitudinal continuity of fascicular architecture. Calculated on proximal (pM, 4 specimens), medial (mM, 8 specimens) and distal (dM, 4 specimens) parts of the metacarpal region. There is also the result calculated on all specimens and on the 2 specimens with a lesion (chronic scar)

This analysis showed that fascicular architecture has substantial variation, even at a distance of 1.3 mm. The fact that the curve become constant (around 20 mm ) was

associated to general dissimilarity between the slices because it is not anymore function of the distance between the two slices analyzed.

Between the three parts analyzed, the proximal one gets the higher similarity and the curve for the injured tendons become constant in a smaller distance which correspond to a lesser longitudinal continuity.

**Longitudinal evolution of fascicular architecture** – The longitudinal evolution of the fascicular organization for the medial part of the metacarpal region is shown in Figure 71. The arrows illustrate the mean orientation and mean amplitude of the point's movements calculated from all normal specimens. The start of the arrows are the initial coordinates in the first slice of the medial part, and the end of the arrows are the final coordinates in the last image of the medial part.

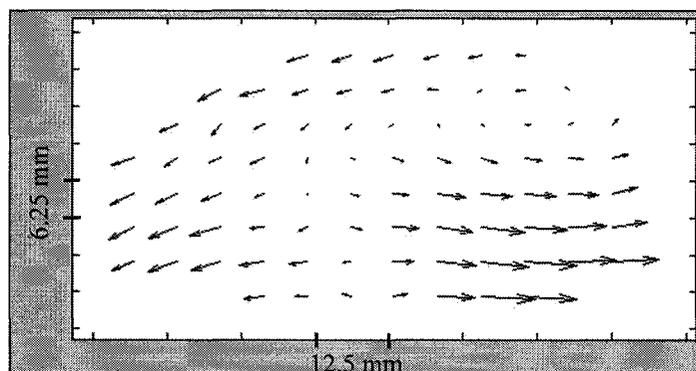


Figure 71 Orientation and amplitude of the longitudinal evolution of the fascicular architecture along the medial part of the metacarpal region

In all those specimens, the evolution followed the same three distinct patterns. In the slices from the proximal to the distal one, there is a counter-clock rotation of the architecture in the central zone, a medial translation of the right dorsal zone and a lateral translation of the left half of the tendon architecture.

In the proximal region, the rotation is the predominant movement; in the middle region, both translation movements increase, while in the distal region, the lateral translation is the leading displacement.

**Result for injured tendons** – In a lesion, the size of fascicles increases significantly (table 1). The devastation of architecture leaves only the thicker parts of the endotendon, which can lead to enormous fascicles. Secondly, 50% less fascicles are found on those tendons for that same reason. However, the fascicles that were not directly in the site of the lesion seemed to keep the same characteristics (size, length and volume) than those of normal specimens, and the architecture outside the lesion looks the same as that in a normal tendon, except that it was squeezed due to the inflation of the lesion. The main characteristic observed in a normal architecture compared to a tendon with a lesion is the regularity and homogeneity of the endotendon's disposition inside the tendon.

There is less longitudinal continuity in the injured tendons (the curves of similarity stabilize for a shorter distance, see Figure 70) which is due to the archaic structure found in the lesion site.

The longitudinal evolution of the fascicular architecture is the same outside the lesion site. Inside the lesion, no longitudinal evolution was found.

## **DISCUSSION**

The goal of this work was to develop a method to describe the fascicular architecture of the tendon. The method proposed a new slicing procedure combined with image analysis techniques to create 3D computer models of the tendon and of its endotendon network. The method was applied to equine superficial digital flexor tendons and three analysis have been done from the models : on the properties of fascicle, on the longitudinal continuity and longitudinal evolution and on the fascicular architecture, which are the assets that are the less known and understood.

The radius of fascicle found in this project are similar to those obtained in 2D by Gillis et al (1997) (cross-sectional area of fascicle) in their analysis of tendon morphology. The distribution of the length and volume of a fascicle followed the same exponential curve because they are directly correlated due to their cylindrical shape. In a transverse slice, the fascicles do not have a perfect round form (but rather a polygon form), but their cross-sectional surface generally stays constant on all their length. The fact that the fascicles of the proximal part are smaller is explained by the increased presence of the endotendon in this zone (Stromberg 1971).

The fact that only 33.9% of fascicles can be found in two or more adjacent slices can be slightly surprising, as opposed to the general idea that the fascicular architecture stays constant in the longitudinal axis for at least 2 mm (Schie 2000). In a transverse slice, the fascicles that extend to more than one slice are those that are well surrounded by thick endotendons. The endotendon, depending on its orientation and width, is only present in a restricted number of transverse slices. When the endotendon separating two fascicles no longer exists in a slice, it is considered that the fascicles are joined together and ends. It could take several other slices before we can see another fascicle at the same place that is well defined by other endotendon, and that will extend to more than one slice. It is between those transitions that the less defined fascicles extending to only one slice are calculated.

The definition of a fascicle is directly involved in the calculus of its length. Each time the fascicle joins a other fascicle or splits in two other fascicles, it is considered that the fascicle ends. The end of a fascicle is not a complete end of the fascicular architecture or of the collagen fibers. The small length of fascicle is more of an indication of the multiple aggregation of fascicles inside the tendon that actually give its extraordinary mechanical properties. Those multiple aggregations are also more present in the medial parts of the metacarpal region, which are the parts that are less predisposed to lesions (Webbon 1977).

The similarity found between two sequential slices is not perfect, which suggests that there is difference in the fascicular architecture, even on a longitudinal distance of 1.3 mm. The similarity curves obtained decrease exponentially and become constant around 20 mm. We associate this value to a general dissimilarity, which means that the fascicular architecture changes almost completely over a longitudinal distance of 20 mm. This correlates with the maximal length obtained for fascicles. However, a structure longitudinally lasts for more than 20 mm, the junctions of endotendon. We can visualize them, as longitudinal lines, from the endotendon network 3D models like the one presented in Figure 69. It is also possible to visualize them by doing a longitudinal view of the model of tendon (Figure 72). We didn't quantify the length of all junctions of endotendons, but the longer ones that we observed expanded to 1/3 of the total length of specimens ( $1/3 \times 18$  cm).

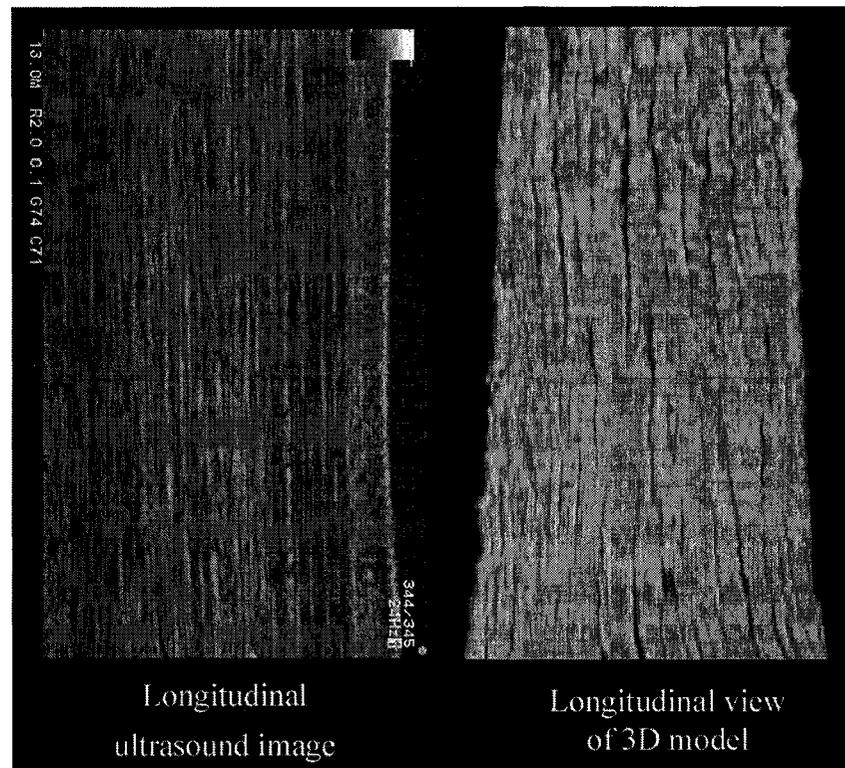


Figure 72 Comparison between longitudinal ultrasound image and longitudinal view of 3D model. In both cases, the structures' alignment is visible, but not continuous along the whole length of the tendon.

In longitudinal ultrasound images, longitudinal structures are visible (Figure 72). This alignment has often been described by equine veterinarian as fibers or fascicles. The fact that it was not on the whole length of the tendon was associated to artifacts caused by the ultrasound acquisition process. From the results obtained in this project, we think that what is seen in those ultrasound images reflects reality (no structure are continuous on the whole length of the tendon) and that the structures seen are the junctions of the endotendon.

To help obtaining a better understanding of the formation of ultrasound images, the 3D models of the endotendon network can be used in combination with information on sound velocity and mass-density in tendon to simulate ultrasound images. This innovative path can lead to a correlation between a 3D model of endotendon network constructed from specific injuries and ultrasound images associated to it. All the characteristics calculated in this project change when the fascicular architecture is modified and it would be an improvement for clinician to gets quantitative characteristics on the fascicular architecture from the ultrasound images. The information revealed in this project become a reference for the validation of new algorithms applied to ultrasound images.

In conclusion, there is more longitudinal variation in the fascicular architecture than what was expected from the literature. All the characteristics calculated change when the fascicular architecture is modified, however the results on the injured tendon with lesions seem to show that the fascicular architecture outside the site of a lesion gets the same characteristics than in a normal tendon. More characteristics can be calculated with the same method, such as the form of a fascicle or a factor representing the regularity of the distribution of a fascicle in a transverse plane. More investigation on the correlation to ultrasound images and 3D models, can lead to a better understanding of the formation, and improve the clinical relevance of this much used ultrasound examination.

## REFERENCES

Crevier-Denoix, N., C. Collobert, et al. (1998). "Mechanical Correlations Derived from Segmental Histologic Study of the Equine Superficial Digital Flexor Tendon from Foal to Adult." American Journal of Veterinary Research **59**(8): 969-977.

Davankar, S. P., N. J. Deane, et al. (1995). "Collagen Fibril Diameter Distributions in Ligaments and Tendons of the Carpal Region of the Horse." J. of Connective Tissue Research **34**(1): 11-21.

Genovese, R. L., V. B. Reef, et al. (1996). Superficial Digital Flexor Tendonitis Long Term Sonographic and Clinical Study of Racehorses. Dubai International Equine Symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Gillis, C. (1996). Tendon and Ligament Rehabilitation. Dubai International Equine Symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Gillis, C., R. R. Pool, et al. (1997). "Effect of Maturation and Aging on the Histomorphometric and Biochemical Characteristics of Equine Superficial Digital Flexor Tendon." American Journal of Veterinary Research **58**(4): 425-430.

Goodship, A. E. and H. L. Birch (1996). The Pathophysiology of the Flexor Tendons in the Equine Athlete. Dubai International Equine Symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Jozsa, L. and P. Kannus (1997). Human Tendons : Anatomy, Physiology and Pathology. Champaign, Human Kinetics.

Kobayashi, A., M. Sugisaka, et al. (1999). "Morphological and Histochemical Analysis of a Case of Superficial Digital Flexor Tendon Injury in the Horse." Journal of Comparative Pathology **120**(4): 403-414.

Lewis, J. P. (2001). Fast normalized cross-correlation, Industrial Light & Magic. **Access juin 6<sup>th</sup> 2006**.

Meijering, E. H. W., W. J. Niessen, et al. (1999). "Retrospective Motion Correction in Digital Subtraction Angiography : A Review." IEEE Transactions on Medical Imaging **18**(1): 2-21.

Reef, V. B., R. L. Genovese, et al. (1996). Treatment of Superficial Digital Flexor Tendon Injuries with Beta-Aminopronitrile Fumarate (BAPN-F) : Sonographic Evaluation of Early Tendon Healing and Remodeling. Dubai International Equine Symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Schie, H. V., E. M. Bakker, et al. (2001). "Efficacy of Computerized Discrimination Between Structure-Related and Non-Structure-Related Echoes in Ultrasonographic Images for the Quantitative Evaluation of the Structural Integrity of Superficial Digital Flexor Tendons in Horses." American Journal of Veterinary Research **62**(7): 1159-1165.

Smith, R. and M. Schramme (2003). "Tendon Injury in the Horse : Current Theories and Therapies." Equine Practice **25**(10): 529-539.

Soille, P. (2004). Morphological image analysis, Springer.

Thevenaz, P. U. E. and M. U. Ruttimann (1998). "A Pyramid Approach to Subpixel Registration Based on Intensity." IEEE Transactions on Image Processing **7**(1): 27-41.

Vincent, L. (1993). "Morphological Gradiusscale Reconstruction in Image Analysis : Applications and Efficient Algorithms." IEEE Transactions on Image Processing **2**(2).

Vincent, L. and P. Soille (1991). "Watersheds in Digital Spaces : an Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations." IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence **13**(6): 583-598.

Wilson, J. H., A. R. Robison, et al. (1996). Equine Soft Tissue Injuries Associated with Racing Descriptive Statistics from American Racetracks. Dubai international equine symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

## **ANNEXE 2**

### **Popularité des courses de chevaux**

## POPULARITÉ DES COURSES DE CHEVAUX

L'industrie des courses de chevaux est principalement présente dans les pays suivants (Fédération Internationale des Autorités Hippiques de Courses au Galop 2005) :

- a. Japon
- b. États-Unis
- c. Angleterre
- d. France
- e. Canada
- f. Australie
- g. Italie

Elle est également implantée, en moindre importance, dans la quasi-totalité des pays développés de la planète. Cette industrie, qui date de l'ère romaine, est d'une puissance économique surprenante. En 2004, en Angleterre, ce secteur a soutenu plus de 60 000 emplois liés à la course (élevage compris) et plus de 40 000 emplois liés au jeu (gestion des paris). En outre, 23 MM\$ ont été transigés pour des paris lors des 8 500 courses annuelles. L'Angleterre possède 18 000 chevaux de course actifs, 9 500 écuries et ses compétitions ont rapporté plus de 800 M\$ au gouvernement Anglais (British horseracing board 2004). Aux États-Unis, un rapport publié en 2002, commandé par le lobby américain American Horse Council, évalua l'impact économique direct de la course (en terme de PIB et de création d'emplois) à 12,3 MM\$, les taxes fédérales générées à 682 M\$ et les emplois engendrés à 146 625 (Barents group of Washington 2002). Le Tableau XII expose des données sur la compétition sportive équine dans d'autres pays et permet de jauger l'ampleur de ce phénomène. Les colonnes, de gauche à droite, révèlent les montants transigés annuellement lors des paris, le nombre de courses annuelles, le nombre de chevaux différents participant aux courses et le montant global alloué en bourse lors des victoires.

Tableau XII

Données statistiques annuelles de 2004 sur la  
compétition sportive équine dans les pays les plus actifs.

Pays	Montant des paris MM\$	Nombre de course	Nombre de chevaux	Bourse M\$
Angleterre	23	8 577	18 169	200
États-Unis	18	107 961	94 272	1 293
France	11	17 156	28 758	444
Japon	34	20 135	27 688	917
Canada	2	32 208	20 387	306
Australie	10	33 901	43 926	342
Italie	4	22 265	18 880	302

(Fédération Internationale des Autorités Hippiques de Courses au Galop 2005)

Au Canada, la course de chevaux existe dans toutes les provinces (Ildado gambling 2005). Au Québec, même si elle est en décroissance depuis les années 80, cette industrie emploie 2800 personnes et les courses de déroulent dans quatre hippodromes distincts (Le gouvernement du Québec 2001).

## **ANNEXE 3**

### **Évaluation de la méthode d'extraction de la taille d'un pixel**

## **ÉVALUATION DE LA MÉTHODE D'EXTRACTION DE LA TAILLE D'UN PIXEL**

La méthode d'extraction consiste, à partir d'une photographie d'une feuille papier millimétrique et de l'intervention d'un utilisateur, de calculer la distance, en x et en y, entre les lignes formant la grille. Pour la validation de cette méthode, les trois points suivants sont évalués :

- a) le biais introduit par l'acquisition de l'image;
- b) le biais intra utilisateur;
- c) le biais inter utilisateur.

### **Le biais introduit par l'acquisition de l'image**

Cette sous-section permet d'évaluer l'influence du processus d'acquisition sur les résultats obtenus. Pour ce faire, 10 images différentes sont traitées par le même utilisateur. Les 10 images proviennent de 3 groupes différents. Chacun des groupes représente un grossissement donné. La valeur de distance trouvée devrait donc être la même pour toutes les images d'un même groupe. Le biais provenant de l'acquisition est évalué comme étant la moyenne de l'écart moyen de chacun des groupes.

$$\text{Écart moyen} = \frac{1}{n} \sum |x - \bar{x}| \quad (\text{A4.1})$$

Les résultats sont présentés dans le Tableau XIII.

Tableau XIII

Calcul de la distance (en pixel) sur dix images différentes par le même utilisateur

Groupes	1	2	3
Grille 1	49,1667	58,8889	68,3175
Grille 2	49,6667	59,2223	68,6667
Grille 3	49,6667	59	68,6111
Grille 4	-	59,1667	-

L'écart maximum entre une valeur et la moyenne du groupe est de 0,33 pixels (0,56%) et la moyenne de l'écart moyen des trois groupes est de 0,16 pixel (0,28%). De plus, il a été vérifié que la distance entre les lignes est colonnes de grille photographiée reste toujours constante ce qui indique que la lentille du microscope n'introduit pas de déformation.

#### **Le biais intra utilisateur**

L'intervention de l'utilisateur se limite à deux tâches. La première est de choisir l'angle de rotation à appliquer sur l'image de la grille pour rendre ses lignes horizontale et verticale. La deuxième est de cliquer sur les sommets des graphiques représentant la moyenne des valeurs des lignes et colonnes. Il est aussi important de noter que l'algorithme ne choisit pas exactement les coordonnées du point cliqué, mais bien la valeur maximum de son entourage ce qui réduit d'emblée le biais introduit par l'utilisateur.

Pour déterminer le biais intra utilisateur, la même image est traitée 10 fois par le même utilisateur. Le biais est estimé comme étant l'écart moyen entre les valeurs trouvées. Les résultats sur les 10 essais sont exposés dans le Tableau XIV.

Tableau XIV

Calculs de la distance sur la même image par le même utilisateur

Test	Distance	Test	Distance
1	62,56535	6	62,71115
2	62,55845	7	62,62855
3	62,56535	8	62,45635
4	62,7500	9	62,66015
5	62,5625	10	62,3778

La moyenne trouvée est de 62,5836 pixels, l'écart maximum par rapport à la moyenne est de 0.21 pixel (0,33%) et l'écart moyen de 0.08 pixel (0,13 %).

### **Le biais inter utilisateur**

Pour évaluer ce biais, 10 images différentes sont traitées par deux utilisateurs. Le biais est estimé comme étant la moyenne des écarts entre les valeurs trouvées par les deux utilisateurs. Les résultats sont présentés dans le Tableau XV.

Tableau XV

Calcul de la distance sur 10 images différentes par deux utilisateurs

Images	Utilisateur 1	Utilisateur 2
Grille 1	49,4115	49,1667
Grille 2	59,1806	58,8889
Grille 3	59,3715	59,2223
Grille 4	59,0938	59
Grille 5	59,2938	59,1667
Grille 6	63,4732	63,7153
Grille 7	63,2857	63,5477
Grille 8	68,3654	68,6111
Grille 9	68,5119	68,3175
Grille 10	68,7857	68,6667

Sur les 10 images l'écart maximum entre les valeurs trouvées par les deux utilisateurs est de 0.292 pixels (0,49 %) et la moyenne de l'écart est de 0,2 pixel (0,32 %).

### Interprétation des résultats

Le tableau suivant résume les résultats obtenus lors des différentes évaluations.

Tableau XVI

Résumé des différents points évalués

Influence	Écart moyen pixel	Écart moyen %
Acquisition Image	0,16	0,28
Biais Intra utilisateur	0,08	0,13
Biais Inter utilisateur	0,2	0,32

Une erreur lors du calcul de la taille réelle du pixel influe directement sur les résultats finaux de ce projet. La majorité des caractéristiques extraites sur l'architecture des faisceaux sont calculées en pixels. Pour avoir la taille réelle, il suffit de multiplier par la taille réelle du pixel. Donc pour une caractéristique d'une dimension comme la longueur d'un rayon d'un faisceau, une erreur de 0.1 % sur la taille du pixel provoquera une erreur de 0.1 % sur le rayon calculé.

Le biais intra utilisateur est très faible et il est inclus dans les deux autres points évalués. L'influence du processus d'acquisition démontre la limite de cette méthode. Pour un grossissement donné, le calcul de la taille du pixel variera en moyenne de 0,28 %. Si ce sont plus d'un utilisateur qui traite l'image de la grille, un écart de 0.32 % peut se rajouter.

Cependant, le but du projet étant de décrire l'architecture fasciculaire du tendon, la précision de cette méthode pour calculer la taille réelle d'un pixel est amplement suffisante. Les biais introduit par l'utilisateur et le processus d'acquisition sont donc considérés négligeables.

## BIBLIOGRAPHIE

Barents group of Washington (2002). The economic impact of the horse industry in the United States. Horse Industry Statistics. H. I. Statistics, American Horse Council. **Consulté le 10 janvier 2006.**

Beucher, S. and C. Lantudjoul (1979). Use of Watershed in Contour Detection. International Workshop on Image Processing : Real-Time Edge and Motion Detection/estimation, Rennes, France.

Birch, H. L., A. J. Bailey, et al. (1998). "Macroscopic Degeneration of Equine Superficial Digital Flexor Tendon is Accompanied by a Change in Extracellular Matrix Composition." Equine Veterinary Journal **30**(6): 534-539.

British horseracing board (2004). Annual report 2004. **Consulté le 13 janvier 2006.**

Chung-Ming, C., C. Yi-Hong, et al. (2005). "Cell-Competition Algorithm: a New Segmentation Algorithm for Multiple Objects with Irregular Boundaries in Ultrasound Images." J. of Ultrasound in Med & Biol **31**(12): 1647-1664.

Crevier-Denoix, N. (1996). Étude segmentaire des propriétés mécaniques du tendon fléchisseur superficiel du doigt du cheval : Analyse comparative in vitro sur tendons sains et pathologiques, Paris XI Orsay: 220.

Crevier-Denoix, N., C. Collobert, et al. (1998). "Mechanical Correlations Derived from Segmental Histologic Study of the Equine Superficial Digital Flexor Tendon from Foal to Adult." American Journal of Veterinary Research **59**(8): 969-977.

Crevier-Denoix, N., P. Pourcelot, et al. (1996). "Segmental Variations of in Vitro Mechanical Properties in Equine Superficial Digital Flexor Tendon." American Journal Veterinary Research **57**(8): 1111-1117.

Crevier-Denoix, N., Y. Ruel, et al. (2005). "Correlations Between Mean Echogenicity and Material Properties of Normal and Diseased Equine Superficial Digital Flexor Tendons : an in Vitro Segmental Approach." Journal of Biomechanics **38**(11): 2212-2220.

Davankar, S. P., N. J. Deane, et al. (1995). "Collagen Fibril Diameter Distributions in Ligaments and Tendons of the Carpal Region of the Horse." J. of Connective Tissue Research **34**(1): 11-21.

Denoix, J.-M. (1996). "Functional Anatomy of Tendons and Ligaments in the Distal Limbs (manus and pes)." The Veterinary clinics of North America. Equine practice. **10**(2): 273-322.

Dowling, B. A. and A. J. Dart (2005). "Mechanical and Functional Properties of the Equine Superficial Digital Flexor Tendon." The Veterinary Journal **170**(2): 184-192.

Fédération Internationale des Autorités Hippiques de Courses au Galop (2005). Données et chiffres. **Consulté le 13 janvier 2006.**

Garcia, T., W. J. Hornof, et al. (2003). "On the Ultrasonic Properties of Tendon." J. of Ultrasound in Medicine & Biology **29**(12): 1787-1797.

Genovese, R. L., V. B. Reef, et al. (1996). Superficial Digital Flexor Tendonitis Long Term Sonographic and Clinical Study of Racehorses. Dubai International Equine Symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Genovese, R. L., V. B. Reef, et al. (1996). Superficial digital flexor tendonitis long term sonographic and clinical study of racehorses. Dubai international equine symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Gillis, C. (1996). Tendon and ligament rehabilitation. Dubai international equine symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Gillis, C., R. R. Pool, et al. (1997). "Effect of Maturation and Aging on the Histomorphometric and Biochemical Characteristics of Equine Superficial Digital Flexor Tendon." American Journal of Veterinary Research **58**(4): 425-430.

Gonzalez, R. C., E. E. Wood, et al. (2004). Digital image processing using Matlab. Upper Saddle River, Prentice Hall.

Goodship, A. E. and H. L. Birch (1996). The pathophysiology of the flexor tendons in the equine athlete. Dubai international equine symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Ildado gambling (2005). Horse racing tracks in Canada. **Consulté le 22 janvier 2006.**

Jozsa, L. and P. Kannus (1997). Human Tendons : Anatomy, Physiology and Pathology. Champaing, Human Kinetics.

Kastelic, J. and B. E. A. Galeski (1978). "The Multicomposite Structure of Tendon." J. of Tissue Research **6**(1): 11-23.

Kobayashi, A., M. Sugisaka, et al. (1999). "Morphological and Histochemical Analysis of a Case of Superficial Digital Flexor Tendon Injury in the Horse." Journal of Comparative Pathology **120**(4): 403-414.

Lafois, I. (2000). Distribution de 895 lésions du tendon fléchisseur superficiel du doigt et de 72 lésions de son ligament accessoire (bride radiale), identifiées par échographie sur une population de 3636 chevaux. Maison-Alfort, École nationale vétérinaire d'Alfort: 77.

Le gouvernement du Québec (2001). Consultation publique sur l'avenir des courses de chevaux au Québec. **Consulté le 7 janvier 2006.**

Lewis, J. P. (2001). Fast normalized cross-correlation, Industrial Light & Magic. **Consulté le 6 juin 2006.**

Lin, G., U. Adiga, et al. (2003). "A Hybrid 3D Watershed Algorithm Incorporating Gradient Cues and Object Models for Automatic Segmentation of Nuclei in Confocal Image Stacks." Cytometry Part A **56**(1): 23-36.

Meijering, E. H. W., W. J. Niessen, et al. (1999). "Retrospective Motion Correction in Digital Subtraction Angiography : A Review." IEEE Transactions on Medical Imaging **18**(1): 2-21.

Miles, C. A. (1996). "Ultrasonic Properties of Tendon :Velocity, Attenuation, and Backscattering in Equine Digital Flexor Tendons." J. of the Acoustical Society of America **99**(5): 3225-3232.

Miles, C. A., G. A. J. Fursey, et al. (1996). "Factors Affecting the Ultrasonic Properties of Equine Digital Flexor Tendons." J. of Ultrasound in Medicine & Biology **22**(7): 907-915.

Moreels, P. and S. E. Smrekar (2003). "Watershed Identification of Polygonal Patterns in Noisy SAR Images." IEEE Transactions on Image Processing **12**(7): 740-748.

Murray , R. C., B. L. Roberts , et al. (2004). "Quantitative evaluation of equine deep digital flexor tendon morphology using magnetic resonance imaging." Veterinary radiology & Ultrasound **45**(2): 103-111.

Oikawa, M. and R. Kusunose (2005). "Fractures Sustained by Racehorses in Japan During Flat Racing with Special Reference to Track Condition and Racing Time." The Veterinary Journal **170**(3): 369-374.

Otsu, N. (1979). "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms." IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics **9**(1): 62-66.

Perchet, D. (2005). Modélisation in-silico des voies aériennes : reconstruction morphologique et simulation fonctionnelle. UFR de Mathématique et Informatique. PARIS V, Université René Descartes. **Consulté le 27 janvier 2006**: 235.

Pinchbeck, G. L., P. D. Clegg, et al. (2004). "Horse Injuries and Racing Practices in National Hunt Racehorses in the UK : The Results of a Prospective Cohort Study." The Veterinary Journal **167**(1): 45–52.

Rantanen, N. W. (1996). Principles of Magnetic Resonance, Computed Tomographic, Ultrasonographic and Scintigraphic Imaging of the Soft Tissues of Horses. Dubai International Equine Symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Reef, V. B., R. L. Genovese, et al. (1996). Treatment of Superficial Digital Flexor Tendon Injuries with Beta-Aminopronitrile Fumarate (BAPN-F) : Sonographic Evaluation of Early Tendon Healing and Remodeling. Dubai International Equine Symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Russ, J. C. (1999). The Image Processing Handbook. Boca Raton, IEEE Press.

Schie , H. T. M. v. (2004). Ultrasonographic tissue characterization of equine superficial digital flexor tendons. Utrecht, Université d'Utrecht: 292.

Schie , H. V. (2004). Ultrasonographic tissue characterization of equine superficial digital flexor tendons. Utrecht, Université d'Utrecht: 292.

Schie, H. V. and E. M. Bakker (2000). "Structure-Related Echoes in Ultrasonographic Images of Equine Superficial Digital Flexor Tendons." American Journal of Veterinary Research **61**(2): 202-209.

Schie, H. V., E. M. Bakker, et al. (2001). "Efficacy of Computerized Discrimination Between Structure-Related and Non-Structure-Related Echoes in Ultrasonographic Images for the Quantitative Evaluation of the Structural Integrity of Superficial Digital Flexor Tendons in Horses." American Journal of Veterinary Research **62**(7): 1159-1165.

Smith, R. and M. Schramme (2003). "Tendon Injury in the Horse : Current Theories and Therapies." Equine Practice **25**(10): 529-539.

Smith, R. and M. Schramme (2003). "Tendon injury in the horse :current theories and therapies." Equine Practice,(Octobre): 529-539.

Smith, R. K. W. and P. M. Webon (1996). The Physiology of Normal Tendon and Ligament. Dubai International Equine Symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Soille, P. and L. Misson (2001). "Tree Ring Area Measurements using Morphological Image Analysis." Canadian Journal of Forestry Research **31**(6): 1074-1083.

Stromberg, B. (1971). The normal and diseased superficial flexor tendon in race horses. Stockholm, Royal Veterinary College: 94.

Terzian, A. (2003). Traitement des tendinites du tendon fléchisseur superficiel du doigt du membre thoracique chez le cheval. Lyon, École vétérinaire de Lyon: 101.

Theodore Hill, W. (2003). "Survey of Injuries in Thoroughbreds at the New York Racing Association Tracks." Clinical Techniques in Equine Practice **2**(4): 323-328.

Thevenaz, P. U. E. and M. U. Ruttimann (1998). "A Pyramid Approach to Subpixel Registration Based on Intensity." IEEE Transactions on Image Processing **7**(1): 27-41.

Turner, T. A. (1996). Alternate Methods of Soft Tissue Imaging. Dubai International Equine Symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.

Vincent, L. (1993). "Morphological Grayscale Reconstruction in Image Analysis : Applications and Efficient Algorithms." IEEE Transactions on Image Processing **2**(2).

Vincent, L. and P. Soille (1991). "Watersheds in Digital Spaces : an Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations." IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence **13**(6): 583-598.

Webbon, P. (1977). "A post mortem study of equine digital flexor tendons." Equine Veterinary Journal(9): 61-67.

Webbon, P. M. (1977). "A Post Mortem Study of Equine Digital Flexor Tendons." Equine Veterinary Journal **9**(2): 61-67.

Williams, R. B., L. S. Harkins, et al. (2001). "Racehorse Injuries, Clinical Problems and Fatalities Recorded on British Racecourses from Flat Racing and National Hunt Racing During 1996,1997 and 1998." Equine Veterinary Journal **33**(5): 478-486.

Wilson, J. H. and R. A. Robinson (1996). "Risk Factors for Equine Racing Injuries." The Compendium Equine **18**(6): 682-690.

Wilson, J. H., A. R. Robison, et al. (1996). Equine soft tissue injuries associated with racing descriptive statistics from american racetracks. Dubai international equine symposium, Dubai, Matthew R.Rantanen Design.