

Université de Montréal

**Fiabilité et changement minimal détectable de mesures
obtenues à partir d'images enregistrées par
ultrasonographie afin de caractériser l'intégrité du tendon
d'Achille**

par

Marie-Josée Nadeau

École de réadaptation

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Maîtrise ès Sciences (MSc)
en Sciences de la réadaptation

Décembre, 2013

© Marie-Josée Nadeau, 2013

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Fiabilité et changement minimal détectable de mesures obtenues à partir d'images enregistrées par ultrasonographie afin de caractériser l'intégrité du tendon d'Achille

présenté par :
Marie-Josée Nadeau

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr François Desmeules, Président-rapporteur
Dr Dany Gagnon, Directeur de la recherche
Dr Martin Lamontagne, Co-directeur de la recherche
Dr Jean-Sébastien Roy, Membre du jury

SOMMAIRE

Problématique : La quantification de l'intégrité du tendon d'Achille (TA) représente un défi en réadaptation. L'adoption de mesures quantitatives du TA, extraites à partir d'une image ultrasonographique (QUS), pourrait remédier à cette lacune. **Objectifs** : 1) Évaluer la fiabilité test-retest et la précision de mesures QUS du TA; 2) Déterminer le meilleur protocole de collecte de mesures QUS à employer en pratique clinique. **Méthodologie** : Un total de 23 TAs présentant des symptômes d'une tendinopathie achilléenne et 63 TAs asymptomatiques ont été évalués. Pour chaque TA, 8 images ont été enregistrées (2 visites * 2 évaluatrices * 2 images). Différents types de mesures QUS ont été prises : géométriques (épaisseur, largeur, aire), dérivées d'un histogramme des niveaux de gris et dérivées d'une matrice de co-occurrence. Une étude de généralisabilité a quantifié la fiabilité et la précision de chaque mesure QUS et une étude de décision a fait ressortir les meilleurs protocoles de prise de mesures. **Résultats** : Les mesures géométriques ont démontré une excellente fiabilité et précision. Les mesures dérivées de l'histogramme des niveaux de gris ont démontré une fiabilité et précision médiocres. Les mesures dérivées d'une matrice de co-occurrence ont démontré une fiabilité modérée à excellente et une précision variable. En pratique clinique, il est recommandé de moyenniser les résultats de trois images collectées par un évaluateur lors d'une visite. **Conclusion** : L'utilisation des mesures QUS géométriques permet de quantifier l'intégrité du TA (clinique et recherche). Davantage d'études sur les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence s'avèrent nécessaires.

Mots clés : échographie, fiabilité, mesure quantitative, musculo-squelettique, physiothérapie, précision, réadaptation, tendinopathie, tendon d'Achille, ultrasonographie.

SUMMARY

Background: Quantifying the integrity of the Achilles tendon (AT) represents a challenge in rehabilitation. The adoption of quantitative measurements of the AT, extracted from an ultrasound image (QUS) could remedy this shortcoming. **Objectives:** 1) To assess the test-retest reliability and accuracy of QUS measurements of the AT; 2) To determine the best protocol of QUS measurements to use in clinical practice. **Methods:** A total of 23 ATs with symptoms of mid-portion Achilles tendinopathy and 63 asymptomatic ATs were evaluated. For each AT, 8 images were recorded (2visits* 2 evaluators* 2 images). Different types of QUS measurements were taken: geometric (thickness, width, area), derived from a gray-level histogram and derived from a co-occurrence matrix. A generalizability study quantified the reliability and accuracy of each QUS measurement whereas a decision study highlighted the best protocols for measuring use. **Results:** The geometric measurements showed excellent reliability and accuracy. The measures derived from the gray-level histogram showed poor reliability and accuracy. The measurements derived from a co-occurrence matrix have shown moderate to excellent reliability and a variable precision. In clinical practice, it is recommended averaging the results of three images collected by an assessor during a single visit. **Conclusions:** The use of geometric QUS measures allows to quantify the integrity of the AT in clinical practice and in research. Further studies on QUS measurements derived from a matrix of co-occurrence are needed.

Key words : Achilles tendon, musculoskeletal, physiotherapy, precision, quantitative measurement, rehabilitation, reliability, tendinopathy, ultrasound.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	iii
SUMMARY	iv
LISTE DES TABLEAUX	x
LISTE DES FIGURES	xi
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xiv
DÉDICACE	xv
REMERCIEMENTS	xvi
CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE	1
1.1 Introduction	1
1.1.1. La tendinopathie achilléenne	1
1.1.2. Imagerie musculo-squelettique par ultrasonographie	3
1.1.3. Imagerie par ultrasonographie : Approche qualitative	4
1.1.4. Imagerie par ultrasonographie : Échelles de gradation	5
1.1.5. Imagerie par ultrasonographie : Approche quantitative.....	5
1.2 Objectifs de l'étude.....	7
1.3 Hypothèses de l'étude.....	8
1.4 Pertinence de l'étude.....	9
CHAPITRE 2 : RECENSION DE LA LITTÉRATURE	10
2.1 Tendon d'Achille	10
2.1.1 Anatomie générale	10
2.1.2 Biomécanique.....	11
2.1.3 Anatomie histologique.....	11
2.1.3.1 Éléments principaux d'un tendon sain.....	11
2.1.3.1.1 Faisceaux de collagène	12
2.1.3.1.2 Cellules et matrice extracellulaire.....	12
2.2 Tendinopathie achilléenne.....	13
2.2.1 Histologie du TA pathologique.....	13
2.2.1.1 Quatre trouvailles typiques dans la tendinopathie achilléenne	13
2.2.1.1.1 Dégénérescence et désorganisation des fibres de collagène	13
2.2.1.1.2 Activité cellulaire accrue et hypercellularité	13
2.2.1.2 Absence de cellules inflammatoires et nomenclature.....	14
2.2.2 Incidence.....	14
2.2.3 Étiologie	14
2.2.3.1 Étiologies distinctes : atteinte dégénérative et maladie systémique	14
2.2.3.2 Pathophysiologie	15
2.2.3.2.1 Courbe tension-déformation d'un tendon	15
2.2.3.3 Tendinopathie achilléenne chez les sédentaires.....	16
2.2.3.4 Facteurs prédisposants à une tendinopathie achilléenne	16
2.2.4 Douleur et tendinopathie achilléenne	18
2.2.4.1 Tendinopathie achilléenne asymptomatique	18
2.2.4.2 Mécanismes sous-jacents à la douleur.....	18
2.2.5 Signes et symptômes	18

2.2.5.1	Douleur	18
2.2.5.2	Épaississement caractéristique.....	19
2.2.6	Examen clinique	19
2.2.6.1	Anamnèse, examen subjectif, questionnaire VISA-A.....	19
2.2.6.1.1	Anamnèse et examen subjectif	19
2.2.6.1.2	VISA-A : Victorian Institute of Sport Assessment-Achilles questionnaire	19
2.2.6.2	Examen objectif.....	20
2.2.6.2.1	Observations	20
2.2.6.2.2	Mise en tension sélective des structures anatomiques	20
2.2.6.2.3	Palpation	21
2.3	Ultrasonographie	21
2.3.1	Validité de critère de l'ultrasonographie	21
2.3.2	Désavantage : influencé par l'évaluateur	21
2.3.3	Principes physiques	22
2.3.3.1	Interfaces, impédance, échos.....	22
2.3.4	Échogénicité	22
2.3.5	Matériel d'ultrasonographie.....	23
2.3.6	Paramètres de l'appareil d'ultrasonographie.....	23
2.3.7	Lecture d'une image ultrasonographique	23
2.3.8	Caractéristiques du TA à l'ultrasonographie.....	24
2.3.8.1	TA sain	24
2.3.8.2	TA atteint d'une tendinopathie achilléenne	24
2.3.8.2.1	Tendinopathie globale et focale	25
2.3.9	Artéfact d'anisotropie	26
2.3.10	Technique d'examen par ultrasonographie du TA	26
2.4	Mesures QUS géométriques	27
2.4.1	Facteurs ayant possiblement un impact sur les mesures QUS	27
2.4.1.1	Race.....	28
2.4.1.2	Age.....	28
2.4.1.3	Valeurs anthropométriques.....	29
2.4.1.4	Dominance du membre inférieur	29
2.4.1.5	Maladies d'origine systémique et médication.....	29
2.4.1.6	Tendon opéré.....	29
2.4.1.7	Entraînement physique.....	30
2.4.1.8	Effets immédiats de l'exercice.....	31
2.4.1.9	Résumé des causes pouvant influencer la grosseur du TA	31
2.4.2	Technique employée dans la mesure de l'épaisseur	32
2.4.2.1	Épaisseur mesurée en vues longitudinale et transversale.....	32
2.4.2.2	Mesure de l'épaisseur sur une image ultrasonographique	32
2.4.2.3	Localisation anatomique de la prise des mesures QUS sur le TA..	33
2.4.2.4	Épaisseur prise à un endroit unique ou moyennée.....	33
2.4.2.5	Inclusion ou non du paratendon	34
2.4.3	Valeurs des mesures QUS géométriques au TA.....	34
2.4.3.1	Valeurs de l'épaisseur des TAs ayant une rupture partielle.....	34
2.4.3.2	Comparaison entre les valeurs de TAs sains mesurées par US, IRM et autopsie	36
2.5	Mesures QUS dérivées des niveaux de gris.....	36
2.5.1	Concepts techniques	36
2.5.1.1	Échelle de niveaux de gris	36
2.5.1.2	Histogramme des niveaux de gris	36
2.5.1.3	Statistiques dérivées des niveaux de gris	37

2.5.1.4	Analyse de la texture de l'image	38
2.5.2	Mesures QUS dérivées des niveaux de gris : survol chronologique ...	39
2.5.2.1	Études s'intéressant aux muscles	39
2.5.2.1.1	Différences entre les muscles non-entraînés et entraînés ...	39
2.5.2.1.2	Différences entre les muscles sains et pathologiques	40
2.5.2.1.3	Caractérisation de la composition intramusculaire	41
2.5.2.2	Études s'intéressant aux tendons	42
2.5.2.2.1	Histogramme des niveaux de gris et matrice de co-occurrence	42
2.5.2.2.2	Méthode d'analyse de l'image basée sur des paramètres de fréquence.....	43
2.5.2.2.3	Ultrasonographic tissue characterisation(UTC)	44
2.6	Validité des mesures QUS	45
2.7	Fiabilité des mesures QUS	46
2.7.1	Définition de la fiabilité.....	46
2.7.2	Fiabilité des mesures QUS géométriques et dérivées des niveaux de gris.....	46
2.7.3	Fiabilité inter-machine	49
2.7.4	Fiabilité de la lecture de l'image.....	50
2.7.5	Impact de l'expérience de l'évaluateur sur la fiabilité	50
2.7.6	En conclusion.....	51
CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE.....		52
3.1	Approbations liées à la réalisation du projet.....	53
3.1.1	Éthique	53
3.1.2	Consentement	53
3.1.3	Recrutement	53
3.2	Devis expérimental	54
3.3	Participants.....	54
3.3.1	Population à l'étude	54
3.3.2	Taille de l'échantillonnage	55
3.4	Examen clinique.....	56
3.4.1	Entrevue.....	56
3.4.2	Séance exploratoire d'ultrasonographie	56
3.4.3	Examen physique.....	56
3.4.4	Questionnaire VISA-A	60
3.5	Enregistrement des images ultrasonographiques	60
3.5.1	Appareil et paramètres.....	60
3.5.2	Personnes réalisant l'enregistrement des images	61
3.5.3	Protocole d'enregistrement des images	61
3.6	Analyse des images ultrasonographiques.....	62
3.6.1	Processus menant à l'extraction des mesures QUS	63
3.6.2	Délimitation de la ROI sur les images enregistrées.....	64
3.6.2.1	Délimitation de la ROI en vue longitudinale	64
3.6.2.2	Délimitation de la ROI en vue transversale	65
3.6.3	Définitions des diverses mesures QUS.....	66
3.6.3.1	Mesures géométriques.....	67
3.6.3.2	Mesures dérivées d'un histogramme des niveaux de gris	68
3.6.3.3	Mesures dérivées d'une matrice de co-occurrence	70
3.6.4	Surestimation de l'épaisseur du TA sur une image en vue transversale.	72
3.7	Analyses statistiques.....	73
3.7.1	Mesures de résultats.....	73

3.7.2	Fiabilité	73
3.7.3	Erreur standard de mesure	74
3.7.4	Changement minimum détectable	74
3.8	Chronologie des travaux	75
CHAPITRE 4 : RÉSULTATS.....		76
4.1	Fiabilité et changement minimal détectable de mesures obtenues à partir d'images enregistrées par ultrasonographie afin de caractériser l'intégrité du tendon d'Achille	76
4.1.1	Abrégé.....	77
4.1.2	Introduction.....	78
4.1.3	Méthodologie.....	80
4.1.3.1	Participants.....	80
4.1.3.2	Examen clinique	80
4.1.3.3	Enregistrement d'images du TA.....	81
4.1.3.3.1	Appareil et paramètres	81
4.1.3.3.2	Personnes réalisant l'enregistrement des images	82
4.1.3.3.3	Protocole d'enregistrement des images.....	82
4.1.3.4	Analyse des images.....	83
4.1.3.5	Analyse statistique	85
4.1.3.5.1	Mesures de résultats.....	85
4.1.3.5.2	Fiabilité.....	86
4.1.3.5.3	L'erreur standard de mesure.....	87
4.1.3.5.4	Changement minimum détectable.....	87
4.1.4	Résultats.....	87
4.1.4.1	Mesures de résultats.....	87
4.1.4.2	Sources de variance.....	88
4.1.4.3	Fiabilité et précision des mesures	88
4.1.4.3.1	Mesures géométriques et échogénicité	88
4.1.4.3.2	Mesures dérivées de l'histogramme des niveaux de gris (en excluant l'échogénicité)	89
4.1.4.3.3	Mesures dérivées de la matrice de co-occurrence	89
4.1.4.4	Effets de différents protocoles de prises de mesures.....	89
4.1.5	Discussion.....	96
4.1.6	Conclusion.....	100
4.1.7	Remerciements.....	101
4.2	Résultats complémentaires à l'étude.....	102
CHAPITRE 5 : DISCUSSION.....		105
5.1	Principaux constats des travaux de recherche.....	105
5.1.1	Constats généraux.....	106
5.1.2	Fiabilité et précision des différentes mesures QUS.....	109
5.1.2.1	Les mesures QUS géométriques sont fiables et précises.....	109
5.1.2.2	L'emploi des mesures QUS dérivées d'un histogramme des niveaux de gris pour quantifier l'intégrité de la structure biologique du TA est à reconsidérer	109
5.1.2.3	Les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence pour évaluer l'intégrité biologique du TA sont prometteuses	111
5.2	Implications des résultats sur la pratique clinique	112
5.2.1	Acquisition de l'image	113
5.2.2	Analyse de l'image	114
5.3	Limites des travaux de recherche	115

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I	Facteurs intrinsèques prédisposants à une tendinopathie achilléenne.....	17
Tableau II	Facteurs extrinsèques prédisposants à une tendinopathie achilléenne.....	17
Tableau III	Valeurs des mesures QUS géométriques pour les TAs asymptomatiques....	35
Tableau IV	Valeurs des mesures QUS géométriques pour les TAs symptomatiques.....	35
Tableau V	Fiabilité des mesures QUS géométriques au TA.....	47
Tableau VI	Fiabilité des mesures QUS dérivées des niveaux de gris pour différentes structures anatomiques.....	48
Tableau VII	Moyennes, écart-types et intervalles de confiance (à un seuil de confiance de 95%) des différentes mesures de résultats (mesures QUS) pour l'ensemble des tendons, les tendons symptomatiques et asymptomatiques.....	90
Tableau VIII	Moyennes, écart-types et intervalles de confiance (à un seuil de confiance de 95%) des différentes mesures de résultats (mesures QUS) pour les tendons symptomatiques et les tendons asymptomatiques des participants ayant des symptômes unilatéralement.....	91
Tableau IX	Ampleur de chaque composante de la variance (source d'erreur), exprimée en pourcentage de la variance totale, pour chaque mesure QUS pour les tendons symptomatiques et asymptomatiques pour les images enregistrées en vue longitudinale.....	92
Tableau X	Ampleur de chaque composante de la variance (source d'erreur), exprimée en pourcentage de la variance totale, pour chaque mesure QUS pour les tendons symptomatiques et asymptomatiques pour les images enregistrées en vue transversale.....	93
Tableau XI	Effets de différents protocoles hypothétiques, calculés à l'aide de l'étude-D, pour chaque mesure QUS, enregistrées sur des images en vue longitudinale.....	94
Tableau XII	Effets de différents protocoles hypothétiques, calculés à l'aide de l'étude-D, pour chaque mesure QUS, enregistrées sur des images en vue transversale.....	95
Tableau XIII	Caractéristiques des participants du groupe des tendons symptomatiques..	102

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Images ultrasonographiques d'un TA sain et d'un TA pathologique.....	3
Figure 2.1	Muscle plantaire grêle et TA.....	11
Figure 2.2	Muscles soléaire et gastrocnémiens.....	11
Figure 2.3	Bourses rétro-calcaneéenne et rétro-achilléenne.....	11
Figure 2.4	Organisation hiérarchique du TA : de la fibre de collagène au tendon entier	12
Figure 2.5	Courbe tension-déformation d'un tendon	15
Figure 2.6	Mécanismes physiopathologiques des lésions au TA pouvant mener à une rupture aiguë ou à une atteinte chronique de type surcharge	16
Figure 2.7	Illustration démontrant l'épaississement caractéristique au TA gauche du patient.....	19
Figure 2.8	Positions de la sonde et images ultrasonographiques obtenues.....	23
Figure 2.9	Différents modèles de sondes.....	23
Figure 2.10	Images ultrasonographiques d'un TA sain	24
Figure 2.11	Néovascularisation intratendineuse observée sur une image ultrasonographique en mode Doppler puissance dans un TA pathologique symptomatique	25
Figure 2.12	TAs et TAs atteints d'une tendinopathie globale	26
Figure 2.13	TAs et TAs atteints d'une tendinopathie focale	26
Figure 2.14	Artéfact d'anisotropie.....	26
Figure 2.15	Mesures QUS géométriques du TA.....	27
Figure 2.16	Facteurs ayant un effet possible sur la grosseur du TA	31
Figure 2.17	Mesures d'un TA en vue transversale selon différentes méthodes.....	32
Figure 2.18	Repère osseux sur une image ultrasonographique en vue longitudinale de l'enthèse du TA	33
Figure 2.19	Fragmentation en micropixels d'une ROI dans une image	37
Figure 2.20	Histogramme des niveaux de gris	37

Figure 2.21	Images ayant la même échogénéicité moyenne	37
Figure 2.22	Images digitalisées de feuilles d'acier de textures différentes	38
Figure 2.23	Images ultrasonographiques du vaste latéral du quadriceps et du fémur chez des femmes âgées avec leurs histogrammes de niveaux de gris respectifs	40
Figure 2.24	Histogrammes des niveaux de gris du muscle sus-épineux, du fascia situé entre le trapèze et le sus-épineux et l'os de la scapula.....	41
Figure 2.25	Illustration schématique des changements anticipés pour les différentes mesures QUS en présence d'une tendinopathie	46
Figure 2.26	Illustration schématique des différents facteurs pouvant avoir un impact sur la fiabilité des mesures QUS au TA	51
Figure 3.1	Devis expérimental	54
Figure 3.2	Calcul de la taille de l'échantillon.....	55
Figure 3.3	Positions des participants lors des tests de souplesse des muscles gastrocnémiens et soléaire	59
Figure 3.4	Machine d'ultrasonographie Philips HD11 1.0.6.....	61
Figure 3.5	Sonde linéaire de 5Mhz-12Mhz, Philips Medical Systems, Bothell, WA	61
Figure 3.6	Processus menant à l'extraction des mesures QUS.....	64
Figure 3.7	Procédures menant à la délimitation de la ROI en vue longitudinale	65
Figure 3.8	Procédures menant à la délimitation de la ROI en vue transversale.....	66
Figure 3.9	Mesure QUS de l'épaisseur moyenne du TA en vue longitudinale.....	67
Figure 3.10	Mesure QUS de l'épaisseur maximale du TA en vue transversale	67
Figure 3.11	Mesure QUS de la largeur du TA	67
Figure 3.12	Fragmentation d'une ROI en micropixels et attribution d'une valeur sur l'échelle des niveaux de gris à chacun des micropixels	68
Figure 3.13	Mesure QUS de l'asymétrie.....	69
Figure 3.14	Mesure QUS de l'aplatissement.....	69
Figure 3.15	Mesure QUS de l'entropie	70

Figure 3.16	Surestimation possible de l'épaisseur du TA en vue transversale par le logiciel.....	72
Figure 3.17	Différences entre la théorie classique de la fiabilité et la théorie de la généralisabilité.....	74
Figure 3.18	Illustration schématique de la chronologie des travaux.....	75
Figure 4.1	Critères généraux d'inclusion et d'exclusion et caractéristiques des participants.....	81
Figure 4.2	Enthèse du TA démontrée sur une image ultrasonographique et position du sujet dans l'attelle d'immobilisation lors de la collecte des données	83
Figure 4.3	ROIs de TAs sains et pathologiques sur des images ultrasonographiques en vues longitudinales et transversales, avec leurs histogrammes de niveaux de gris respectifs	85
Figure 5.1	Épaisseur prise à différents endroits dans le plan sagittal, en vue transversale, sur un TA sain et un TA pathologique	107

LISTE DES SIGLES ET ABBRÉVIATIONS

CMD	Changement minimal détectable
CSA	« Cross sectionnal area »
CV	Coefficient de variation
ECR	Essai clinique randomisé
ESM	Erreur standard de mesure
ICC	Coefficient de corrélation intra-classe
IRM	Imagerie par résonance magnétique
LPB	Longue portion du biceps
Mesure QUS	Mesure quantitative extraite d'une image enregistrée par ultrasonographie
ROI	Région d'intérêt : « Region of interest »
SÉ	Sus-épineux
TA	Tendon d'Achille
US	Ultrasonographie

DÉDICACE

*À Laurie et Olivier, mes rayons de soleil,
vous êtes à la source de ma persévérance et de mon dépassement.*

*À mes parents,
pour votre amour inconditionnel et votre inépuisable soutien.*

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à exprimer mon immense gratitude à Dr Dany Gagnon, directeur du projet de recherche. Son dynamisme, sa ténacité, sa rigueur scientifique, sa très grande disponibilité, sa vivacité d'esprit et la qualité indescriptible de son travail ne cessent de m'impressionner et ont rendu ce périple aux études supérieures vraiment stimulant et enrichissant. Non seulement, d'un point de vue académique, je me suis sentie guidée par une main de maître tout au long de cette aventure, j'ai aussi eu le plaisir de découvrir un homme hors du commun, avec une grande sensibilité et une force de caractère éblouissante. Dany, merci pour ta patience et ton support dans les moments plus difficiles, tu as toujours su trouver les bons mots, au bon moment. Ce retour aux études, ce grand plongeon vers l'inconnu, je ne l'aurais vécu avec nul autre que toi. « Chaque grande réalisation commence par un grand rêve....et s'accomplit aux côtés d'un directeur exceptionnel ».

Merci également à Dr Martin Lamontagne, co-directeur de recherche, pour ses précieux conseils en ultrasonographie et la justesse de ses interventions. Je me sens privilégiée d'avoir été aiguillée par un tel expert. Un merci bien spécial à Dr Amélie Desrochers, ma complice de la collecte des données. Sa présence lumineuse a égayé et allégé nos longues et nombreuses soirées de collecte, qui sont devenues un événement social, bien plus que du travail.

Merci à Urbano Ciccarelli, mon employeur depuis maintenant 17 ans. Urby, merci pour ton grand appui et ta compréhension durant ce projet d'études. Tu m'as laissé la latitude nécessaire me permettant de concilier travail et études et je t'en suis infiniment reconnaissante. Merci à mes collègues de chez Action Sport physio pour vos conseils et encouragements continuels. C'est un privilège dans la vie de pouvoir travailler avec une équipe extraordinaire comme vous et de se savoir entourée d'amis au travail, bien plus que des collègues. Un merci tout particulier à Marie-Hélène Jutras pour ses précieux conseils en informatique. Marie, merci pour ton immense générosité. Tu as toujours été là pour me secourir dans mes moments de détresse devant mon ordinateur. Tu as aussi su, par ton écoute et ta sagesse, me rassurer dans les moments inquiétants. Sans toi, c'est avec un stylo et du « liquid paper » que ce mémoire aurait été écrit.

Merci à Mme France Pottie, professeure à l'Université de Montréal, pour son grand cœur et sa grande disponibilité et générosité. France, tu as pris le temps de m'expliquer les diverses opportunités permettant la concrétisation d'un projet d'un retour aux études et c'est suite à notre

rencontre que j'ai réalisé que c'était possible. Tu es la petite étincelle qui a allumé la flamme et je t'en serai éternellement reconnaissante.

Merci à Mme Ghislaine Lavoie, professeure à l'Université de Montréal. Ghislaine, lors de mes études au baccalauréat en physiothérapie, tu étais déjà pour moi une grande source d'inspiration et un modèle. Imagine mon grand bonheur et privilège de collaborer avec toi aujourd'hui. Merci, merci, merci pour ta confiance, ta grande sagesse et tes précieux conseils.

Je tiens aussi à exprimer ma gratitude à l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec et à l'Université de Montréal pour l'octroi de bourses d'études. Ce support financier m'a allégée de quelques tracas financiers.

Finalement, un immense merci à mes proches pour leur support continu. Alain, tu es arrivé dans les derniers kilomètres de ce marathon de ma vie, les plus difficiles. Merci pour ta grande patience, ta compréhension, ta sagesse et ton écoute. Mon amour, la vie et la planète nous appartiennent.

Un merci bien spécial à mes enfants, les amours de ma vie, qui ont fait une maîtrise bien malgré eux. Merci pour vos sacrifices, votre grande patience et votre compréhension. J'espère que ces dernières années auront su vous inspirer dans votre développement personnel et vous donner un exemple de persévérance et de détermination.

Merci à mes parents pour leur inépuisable soutien. Il m'est impossible en quelques lignes d'exprimer l'ampleur de ma gratitude. Sans votre support constant et votre amour inconditionnel, je n'aurais pas pu mener ce projet à terme. Merci pour le support « technique » (ménage, « popotte », gardiennage, etc.) et pour le grand support « moral ». Je vous dois absolument tout.

Enfin, je ne peux terminer ces remerciements sans un petit clin d'œil pour faire sourire mes proches qui m'ont accompagnée ces dernières années. J'aimerais remercier M Sylvester Stallone pour son interprétation de Rocky Balboa. Merci pour ses remarques légendaires telles que « It ain't over 'til it's over » ou bien « T'as pas mal », ainsi que pour son célèbre thème musical inspirant dans les moments de grande lassitude. Je me dois de conclure avec sa plus célèbre citation :

« Yo Adrian (dans mon cas, « Yo friends »)..... I DID IT! »

CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE

1.1 INTRODUCTION

1.1.1 La tendinopathie achilléenne

Bien qu'il soit le tendon le plus large et le plus fort du corps humain, le tendon d'Achille (TA) est soumis à de grandes charges tensiles, imposées lors de son élongation ou de sa contraction, le rendant ainsi vulnérable aux blessures de surutilisation, voire à la rupture. Des forces aussi élevées que 9kN, correspondant à 12,5 fois le poids du corps, ont été enregistrées à la course (1). Même si des forces moins grandes ont été captées lors de la marche lente (2,6 kN par foulée) (1), la fréquence importante du nombre de pas marchés à chaque jour impose aussi un stress au TA. Un adulte au niveau d'activité moyen marcherait de 5000 à 7500 pas au cours d'une journée (2).

L'incidence de la tendinopathie achilléenne est élevée chez les sportifs, particulièrement dans les activités dans lesquelles il y a de la course et des sauts répétés (3, 4). Les coureurs élites de longue distance sont les plus touchés, ayant un risque à vie de 52% de développer cette pathologie et une incidence annuelle de 7 à 9 % (5, 6). Une revue systématique sur les principales blessures musculo-squelettiques chez les coureurs nomme la tendinopathie achilléenne parmi les trois plus fréquentes affections, avec un taux d'incidence variant entre 9,1 et 10,9% et une prévalence entre 6,2 et 9,5% (7). De plus, une autre revue systématique classe la tendinopathie achilléenne dans les trois blessures à la cheville et au pied les plus fréquemment rapportées par les sportifs (8). Le niveau d'activité physique ne semble toutefois pas être entièrement responsable de la tendinopathie achilléenne diagnostiquée puisque environ 30% des cas sont recensés chez les sédentaires (6, 9, 10). Des études récentes suggèrent même que l'activité physique serait plus un élément déclencheur dans l'apparition des symptômes plutôt que la cause de la lésion au TA (11, 12).

Il est important de souligner que le terme « tendinopathie achilléenne » peut être employé pour deux conditions de nature différente. La première réfère à la tendinopathie achilléenne corporéale et est caractérisée par une douleur ressentie et évoquée à la palpation au niveau du corps du tendon (typiquement dans la région du tiers moyen). La seconde est appelée plus précisément enthésopathie du TA et est caractérisée par une douleur ressentie au site d'insertion (enthèse) du

TA sur le calcanéum. Les propos de ce mémoire porteront exclusivement sur la tendinopathie achilléenne corporéale.

La nature incommodante de la tendinopathie achilléenne amène souvent les personnes qui en sont atteintes à consulter un professionnel de la santé, notamment de la réadaptation. L'étiologie et la pathogénèse de cette blessure demeurent incomprises scientifiquement, bien qu'elles aient été étudiées de façon exhaustive (1, 9, 10). Il reste beaucoup à comprendre sur la gestion optimale de la tendinopathie achilléenne, qui ne répond pas toujours bien aux interventions thérapeutiques conservatrices offertes en physiothérapie (11, 13, 14). Le traitement des personnes atteintes de cette affection constitue donc un défi de taille pour les professionnels de la réadaptation, en particulier pour les physiothérapeutes.

Une nouvelle variété de traitements, tels la sclérothérapie des néo-vaisseaux, l'injection de plasma autologue riche en plaquettes et la thérapie par ondes de choc extracorporelles est d'ailleurs maintenant disponible, avant d'envisager une chirurgie visant une stimulation de la réponse de guérison (11, 14, 15). Des résultats prometteurs ont été rapportés chez les patients ayant reçu certains de ces traitements, justifiant des études futures sur ces différentes approches novatrices. Les mesures de résultats rapportées dans les articles concernant ces approches novatrices de traitement sont principalement la douleur mesurée à l'aide de l'échelle visuelle analogue, la fonction et le score au VISA-A (14), un questionnaire fiable et validé sur la sévérité clinique de la tendinopathie achilléenne (16). Aucune mesure directe de l'intégrité de la structure biologique du TA n'est employée.

Malgré le fait qu'elle constitue un défi thérapeutique, le diagnostic de la tendinopathie achilléenne est relativement simple et est caractérisé par une douleur à la palpation du corps du tendon, ainsi que par la présence fréquente d'un épaissement typique au tiers moyen du TA (1). L'évaluation objective de la sévérité de l'atteinte du TA est cependant beaucoup plus difficile et on ne dispose actuellement, en physiothérapie, d'aucun outil de mesure permettant d'évaluer objectivement l'intégrité de la structure biologique (microarchitecture interne) du TA. Puisque la tendinopathie achilléenne est réfractaire aux traitements conservateurs, la douleur d'une personne atteinte de cette affection peut prendre un certain temps avant de diminuer. Ainsi, il devient parfois difficile pour un clinicien, dans un cadre de suivi de traitements, d'évaluer l'évolution de la pathologie et l'effet de ses interventions thérapeutiques.

1.1.2 Imagerie musculo-squelettique par ultrasonographie

Avec l'avènement de l'imagerie par ultrasonographie (US), on arrive maintenant à visualiser clairement la microarchitecture du TA. Déjà, en 1986, Maffulli conclue dans une étude que l'US donne une image extrêmement précise des altérations des tissus mous péri-tendineux et de la structure intrinsèque du TA (17). L'apparence d'un TA sain diffère de celle d'un TA pathologique sur une image ultrasonographique (18). Lors de l'évaluation du TA avec l'imagerie par US, l'épaisseur et l'échogénicité (contrastes de l'intensité de la luminosité entre les différents tissus sur une image enregistrée par US) du TA représentent, en autres, des aspects qui ont été fréquemment rapportés. Le patron fibrillaire bien organisé et uniforme des fibres de collagène d'un TA sain est mis en évidence par une alternance de bandes parallèles brillantes de collagène (hyperéchogènes) et de bandes foncées de matrice extracellulaire (hypoéchogènes). Le paratendon du TA sain est visualisé par une ligne brillante (hyperéchogène) bien définie et ininterrompue entourant le tendon. Dans une tendinopathie achilléenne corporéale, le patron fibrillaire du TA sera altéré suite à une désorganisation des fibres de collagène et une augmentation de la quantité de matrice extracellulaire et de ténocytes. Ceci se traduira sur une image ultrasonographique par un épaississement focal du tendon, la présence de zones foncées (hypoéchogènes) intra-tendineuses et des contours du tendon parfois plus flous et irréguliers (19-21). Une néo-vascularisation intra-tendineuse est fréquemment observée par US en mode doppler puissance dans le TA pathologique symptomatique (22, 23). Les différences observées sur des images ultrasonographiques entre les tendons sains et pathologiques sont démontrées à la figure 1.1.

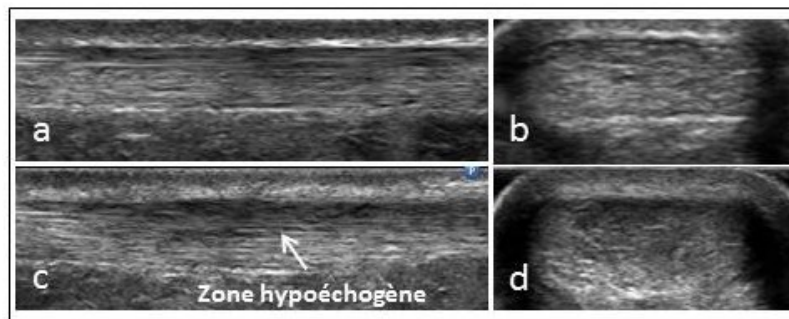


Figure 1.1 Images ultrasonographiques du TA. **(a)** Image en vue longitudinale d'un TA sain; **(b)** image en vue transversale d'un TA sain; **(c)** image en vue longitudinale d'un TA pathologique, sur laquelle on note un épaississement focal et une région hypoéchogène ; **(d)** image en vue transversale d'un TA pathologique, sur laquelle on note un épaississement focal et une région hypoéchogène.

Bien qu'il y ait un intérêt pour l'US musculo-squelettique depuis le début des années 1980, cette technique d'imagerie a été peu utilisée car ses pièges et son apparente facilité ont été à l'origine de bien des erreurs et ont justifié son rejet par un grand nombre de spécialistes dans la communauté médicale. Or, depuis quelques années, un nouvel engouement pour l'imagerie par US est observé auprès des professionnels de la réadaptation avec le développement d'appareils haut de gamme et de sondes de haute-fréquence et de haute-résolution disponibles à moindre coût qu'auparavant et permettant des examens de meilleure qualité.

Le CT-scan, l'US et la résonance magnétique(IRM) sont toutes des techniques d'imagerie qui ont été utilisées pour le diagnostic des tendinopathies achilléennes. L'IRM et l'US sont cependant considérées comme les modalités d'imagerie de choix pour la visualisation des tendons (24). L'US est reconnue mondialement comme étant une modalité d'imagerie efficace dans l'évaluation des tendons et ligaments, ces derniers ayant un bon contraste acoustique avec les tissus environnants (20, 22, 25). L'US est la seule technique qui permet de voir la structure fibrillaire d'un tendon ou d'un ligament (18). Ainsi, l'US musculo-squelettique du TA est un outil diagnostique reconnu et fréquemment utilisé en pratique clinique. Elle nous permet de visualiser l'intégrité biologique du tendon, ainsi que ses tissus environnants. C'est une méthode d'évaluation du TA relativement simple, non-invasive, sécuritaire, rapide et permettant la comparaison avec le tendon controlatéral.

1.1.3 Imagerie par ultrasonographie : Approche qualitative

Bien que l'US ait beaucoup gagné en popularité au cours des dernières années, l'interprétation des images ultrasonographiques demeure principalement qualitative. L'évaluation quantitative n'a reçu qu'une attention limitée ces dernières années et ce, malgré des avancées technologiques considérables en lien avec les techniques d'analyse des images. Le manque de mesures objectives limite la capacité à caractériser l'intégrité du TA nécessaire pour suivre les changements au fil du temps ou pour quantifier l'impact des différents traitements, par exemple.

L'interprétation d'une image ultrasonographique se fait traditionnellement de façon semi-quantitative: la valeur objective de l'épaisseur du TA est calculée et le reste de l'examen est effectué de façon subjective en qualifiant l'image suite à une observation visuelle. L'apparence générale de la structure anatomique observée et les anomalies retrouvées sont décrites par l'évaluateur. Par exemple, selon l'ensemble de ces observations, ce dernier conclura son examen en parlant d'une atteinte du tendon légère, modérée ou sévère. Cette évaluation subjective constitue une APPROCHE QUALITATIVE.

L'expérience de l'évaluateur et le fait qu'une inspection visuelle n'est pas systématique mais plutôt unique à chaque observateur sont deux facteurs contribuant à des taux élevés de variation intra et inter évaluateurs dans l'interprétation qualitative d'images ultrasonographiques (26, 27). Une très grande variabilité dans la fiabilité est aussi observée dans diverses études de fiabilité concernant différents champs de pratique de l'US, autres que le musculo-squelettique (obstétrique, vasculaire, aorte abdominale), avec des niveaux de fiabilité parfois inacceptables en clinique (28). Cette variabilité confirme que l'enregistrement des images par US est fortement influencé par le niveau d'habiletés techniques de l'évaluateur et réitère l'importance de développer un protocole standardisé pour la collecte des images, autant en clinique qu'en recherche.

1.1.4 Imagerie par ultrasonographie : Échelles de gradation

Pour tenter de remédier au manque d'objectivation des diverses mesures subjectives rapportées dans les images ultrasonographiques, diverses échelles de gradation ont été développées (29-35). Des exemples de ces échelles sont retrouvés dans l'annexe VII de ce mémoire.

Une étude recensée porte sur l'accord entre deux évaluateurs dans la classification de TAs asymptomatiques à l'aide d'une échelle de gradation. Dans cette étude, où on caractérise 11 TAs asymptomatiques à l'aide de l'échelle de gradation démontrée en exemple 4 de l'annexe VII, les évaluateurs n'étaient pas en accord parfait dans leur gradation (32).

Bien que ces échelles de gradation aident à l'objectivation de la lecture d'une image ultrasonographique, il est évident que cette objectivation demeure malgré tout bien limitée. Les petits changements observés au cours d'un suivi de traitements ne peuvent être évalués avec ces échelles ce pourquoi des méthodes d'évaluation objectives plus précises et sensibles aux changements doivent être employées. De plus, les résultats obtenus avec ces échelles de gradation dépendent encore de la perception du lecteur de l'image.

1.1.5 Imagerie par ultrasonographie : Approche quantitative

Des valeurs numériques peuvent être extraites d'une image ultrasonographique dans un but d'objectiver l'interprétation des images. On parle ainsi d'une APPROCHE QUANTITATIVE. L'épaisseur, la largeur et l'aire du TA sont des exemples de valeurs objectives communément recensées.

Les progrès récents au niveau de la technologie informatique de l'enregistrement et des techniques d'analyse des images permettent une extraction de mesures plus poussée sur une

image enregistrée par US. Une image numérique enregistrée par US peut maintenant être fragmentée en une multitude de micropixels et une valeur de l'intensité sur une échelle de nuances de gris (échelle de niveaux de gris) peut être attribuée à chacun des micropixels d'une région d'intérêt (ROI : *region of interest*) de cette image.

L'échogénicité représente la capacité pour un tissu soumis aux ondes ultrasonores de réfléchir cette onde. Une onde hautement réfléchie produira une image brillante, alors qu'une onde absorbée par le tissu imagé produira une image plus sombre. Ainsi, l'échogénicité dépend de la nature histologique du tissu imagé. Des analyses quantifiant l'échogénicité d'une ROI, à l'aide de la valeur de niveau de gris de chaque micropixel inclus dans cette ROI, sont donc maintenant possibles. Ces différentes techniques émergentes de la quantification de l'échogénicité nous renseignent davantage sur la structure anatomique observée. Des études récentes suggèrent même que ces analyses de l'image à l'aide de la quantification de l'échogénicité permettraient la discrimination entre les structures saines et pathologiques (36). Ce type d'évaluation n'a reçu qu'une attention limitée ces dernières années et très peu d'études employant ces différentes techniques émergentes de l'analyse de l'image ont été conduites (37-40).

On peut donc classer les *mesures quantitatives extraites d'une image enregistrée par ultrasonographie (mesures QUS)* en deux grandes catégories. Les mesures traitant des variables spatiales, telles l'épaisseur, la largeur et l'aire du tendon sont appelées « mesures QUS géométriques » et les mesures dérivées des niveaux de gris sont appelées « mesures QUS dérivées des niveaux de gris ».

Bien peu d'études ont été publiées sur la fiabilité et le seuil minimal de changement détectable des mesures QUS du TA. Ce manque d'études est surprenant puisque les mesures QUS géométriques sont employées couramment en recherche comme mesure de résultat (par exemple, l'effet de l'exercice sur l'hypertrophie du TA est mesurée avec l'aire du TA). De plus, les mesures QUS géométriques sont employées régulièrement en pratique clinique dans l'examen par US du TA (l'épaisseur du TA sur une image ultrasonographique est un marqueur clinique bien établi et un critère diagnostique de la tendinopathie achilléenne). Dans le peu d'études recensées, la fiabilité test-retest pour mesures répétées des mesures QUS géométriques du TA est d'un niveau modéré à bon (32, 41-45). En ce qui concerne les propriétés psychométriques des mesures QUS dérivées des niveaux de gris du TA, très peu d'études ont été effectuées afin de les évaluer.

Les travaux dont nous nous sommes inspirés pour l'étude dont il est question dans ce mémoire sont ceux d'une équipe de recherche basée à l'Université de Pittsburg (33, 37). Une méthode

d'analyse de l'image a été développée afin d'extraire différentes mesures QUS dérivées des niveaux de gris d'une ROI définie. La fiabilité test-retest, la précision et la validité de ces différentes mesures QUS a été évaluée pour les tendons de la longue portion du biceps et le sus-épineux chez des utilisateurs d'un fauteuil roulant et des personnes en bonne santé. Une fiabilité modérée pour l'ensemble des mesures QUS, une bonne précision pour certaines de ces mesures QUS et une bonne validité dans l'utilisation des mesures QUS pour l'évaluation des tendinopathies à l'épaule ont été observées. Ces résultats prometteurs justifient le besoin d'études supplémentaires sur cette méthode d'évaluation émergente.

Des informations concernant la fiabilité, les erreurs de mesure fréquentes et les changements minimums détectables (CMD) sont essentielles afin de développer des protocoles standardisés de prises de mesure nous permettant de quantifier des changements intra-tendineux observés dans une tendinopathie du TA. À ce jour, il a été clairement démontré que l'enregistrement d'une image ultrasonographique est hautement influencée par l'opérateur et ce, même chez des échographes très expérimentés (fiabilité inter-évaluateur faible à modérée) (26). Divers facteurs tels l'angle de la sonde sur la peau ou la pression appliquée sur la sonde peuvent influencer les propriétés d'une image enregistrée par US et ainsi modifier les valeurs numériques obtenues. Étant donné l'intérêt croissant concernant les mesures QUS nécessaires à la caractérisation de l'intégrité biologique d'un TA, il devient primordial de pouvoir établir les propriétés psychométriques des mesures QUS du TA. Le défi est donc le suivant : trouver un outil de mesure fiable, précis et valide, permettant l'évaluation quantitative de l'intégrité biologique du TA.

1.2 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer la fiabilité test-retest et la précision de mesures QUS, enregistrées par un évaluateur unique, des TAs chez des personnes présentant des symptômes compatibles avec une tendinopathie achilléenne corporéale et chez des personnes asymptomatiques.

L'objectif secondaire est de proposer des protocoles de collectes de mesures QUS les plus fiables et précis possibles qui pourraient être utilisés ultérieurement afin de quantifier l'intégrité de la structure biologique du TA en pratique clinique et lors de projets de recherche.

1.3 HYPOTHÈSES DE L'ÉTUDE

La principale source de variation des mesures QUS du TA sera reliée aux différences entre les participants (P), comparativement à d'autres facteurs expérimentaux tels le nombre d'évaluateurs effectuant l'examen (E), le nombre de visites d'évaluation (V) ou le nombre d'images enregistrées lors de chaque visite (I).

Il est anticipé que toutes les mesures QUS géométriques des TAs auront une excellente fiabilité ($\Phi > 0,90$) et précision ($CMD_{NORM} 90\% \leq 15\%$) (46). Cette hypothèse est appuyée par le fait que le niveau de fiabilité test-retest des mesures QUS géométriques du TA trouvé dans le peu d'études s'y intéressant est bon (32, 41-45). Dans le cadre des travaux effectués pour ce mémoire, un rigoureux protocole standardisé de collecte de mesures QUS sera respecté. De plus, l'extraction des mesures QUS sera effectuée au moyen d'un logiciel sophistiqué. Ces deux facteurs permettront fort probablement une optimisation de la fiabilité par rapport aux études recensées, laissant supposer à une excellente fiabilité.

En ce qui concerne les mesures QUS dérivées des niveaux de gris, il est anticipé que la fiabilité ($\Phi \geq 0,75$) et la précision ($CMD_{NORM} 90\% \leq 15\%$) seront bonnes (46). Une fiabilité modérée a été trouvée dans la seule étude publiée s'intéressant à la fiabilité des mesures QUS dérivées des niveaux de gris (37). Puisque cette étude de fiabilité a été effectuée sur les tendons de la longue portion du biceps et du sus-épineux et que ceux-ci sont techniquement plus difficiles à visualiser par ultrasonographie que le tendon d'Achille, il est probable que la fiabilité sera supérieure au tendon d'Achille.

Dans l'étude dont nous nous sommes principalement inspirés pour nos travaux (37), une fiabilité modérée des diverses mesures QUS a été trouvée pour un protocole de collecte de mesures dans lequel un évaluateur unique a moyenné les résultats obtenus à partir de deux images enregistrées lors d'une seule visite. Il est réaliste de croire qu'un protocole de collecte de mesures QUS dans lequel un évaluateur unique moyenne les résultats obtenus à partir de trois images, soit une image supplémentaire, enregistrées lors d'une seule visite permettra l'obtention de mesures QUS fiables et précises, autant dans le cadre de la recherche que dans la pratique clinique.

1.4 PERTINENCE DE L'ÉTUDE

L'US est une pratique émergente en physiothérapie, suscitant un grand intérêt chez les cliniciens et les chercheurs. Les physiothérapeutes doivent s'assurer de faire une utilisation rigoureuse et basée sur les données probantes de cette nouvelle modalité en l'intégrant de façon judicieuse à la pratique clinique actuelle. Des études scientifiques apparaissent nécessaires afin de proposer des protocoles standardisés de collecte de données.

De plus, il existe un besoin incontestable de mesures de résultats fiables et valides permettant d'évaluer l'intégrité de la structure biologique du TA, autant dans un contexte de recherche que dans un contexte de pratique clinique. Cette étude s'inscrit donc dans un grand parapluie d'un programme de recherche qui s'intéresse au diagnostic et au traitement des tendinopathies. Ainsi, ces travaux font partie des premières étapes dans le développement d'une nouvelle méthode d'évaluation de l'intégrité de la structure biologique du TA. D'autres travaux découleront et cette étude servira ainsi de prémisse à des études de validité sur les mesures QUS du TA et à d'autres recherches approfondies permettant l'amélioration de cette technologie émergente.

En recherche, les mesures QUS du TA pourraient fournir des preuves claires de certains processus pathologiques qui se produisent dans une tendinopathie achilléenne et pourraient aider à fournir une approche logique pour le traitement et le suivi des résultats de toute intervention. Les traitements novateurs de la tendinopathie achilléenne étant nombreux, les mesures QUS pourraient aussi servir dans l'évaluation de l'efficacité de ces différents traitements à l'aide d'essais cliniques randomisés. En pratique clinique, les mesures QUS pourraient aider à évaluer l'efficacité des interventions thérapeutiques, dans un contexte de suivi longitudinal. De plus, il est intéressant de souligner ici qu'une proportion de la population présente des anomalies à l'ultrasonographie dans différents tendons, sans pour autant présenter des douleurs ou des pertes de fonction (9, 25). Les mesures QUS pourraient servir à évaluer l'évolution des anomalies ultrasonographiques dans un contexte de suivi longitudinal chez ces patients. Enfin, les mesures QUS pourraient être utiles afin de comparer des individus, selon des normes établies dans des études à venir, pour des fins de dépistage de la tendinopathie achilléenne précoce.

CHAPITRE 2 : RECENSION DE LA LITTÉRATURE

La recension de la littérature présentée dans ce mémoire portera sur les grandes thématiques suivantes : 1) le tendon d'Achille, 2) la tendinopathie achilléenne, 3) l'ultrasonographie, 4) les mesures QUS géométriques, 5) les mesures QUS dérivées des niveaux de gris, 6) la validité des mesures QUS et enfin, 7) la fiabilité des mesures QUS.

2.1 TENDON D'ACHILLE

2.1.1 Anatomie générale

Le TA origine de la fusion des lames tendineuses distales des muscles gastrocnémiens (vastus médial et latéral) et soléaire. Les fibres musculaires distales du soléaire s'insèrent sur les lames fibreuses des gastrocnémiens, un peu en médial, pour former le TA qui s'insère sur la face inférieure de la tubérosité calcanéenne postérieure (20). Le TA n'est pas formé tant que le soléaire ne s'insère pas dans l'aponévrose des gastrocnémiens (47). L'ensemble des muscles soléaire et gastrocnémiens est aussi appelé triceps sural (48). Le TA subit de haut en bas une torsion médio-latérale de ses fibres (20). Cette rotation, qui est la plus marquée dans les 5-6 cm distaux du tendon (1, 49), diminue le ploiement lorsque le TA est détendu et la déformation des fibres de collagène lorsqu'elles sont mises en tension, limitant ainsi la distorsion et la friction entre les fibres (50).

Deux bourses sont situées près du TA, afin de faciliter son glissement sur les structures environnantes : la bourse rétro-calcaneenne et la bourse rétro-achilléenne (20, 22). Les bourses sont illustrées à la figure 2.3. Le TA n'est pas enveloppé d'une gaine synoviale, il est plutôt entouré d'un paratendon qui est une enveloppe externe faite d'une fine couche de tissu conjonctif lâche et aréolaire (1, 20, 25). Ce paratendon produit du liquide synovial et procure une partie de l'approvisionnement sanguin et une partie de l'innervation du tendon (1, 20, 25).

La vascularisation du TA est assurée par trois sources principales : des systèmes intrinsèques aux jonctions myotendineuses et ostéotendineuses et un système extrinsèque par le paratendon (25, 51). La majorité des études concernant le TA parlent d'une pauvre vascularité globale du tendon, avec un tiers moyen (2-7cm) presque avasculaire (52-54).



Figure 2.1 Muscle plantaire grêle et tendon d'Achille



Figure 2.2 Muscles soléaire et gastrocnémiens

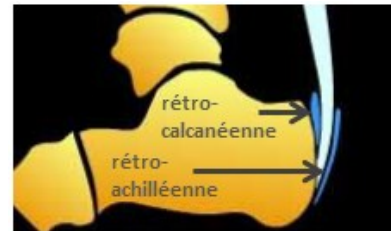


Figure 2.3 Bourses rétro-calcanéenne et rétro-achilléenne.

Les figures 2.1, 2.2 et 2.3 sont tirées d'une présentation PDF sur le site internet <http://congres.jfradio.cyim.com>, P. Omoumi et coll., Échographie du tendon Achilléen : ce que tout radiologiste généraliste doit connaître.

2.1.2 Biomécanique

D'un point de vue biomécanique, les tendons sont désignés pour transférer les charges des muscles aux os et articulations, d'où leur organisation primaire sous la forme d'un réseau parallèle de fibres de collagène qui sont alignées dans la direction de la force de traction. Le rôle du TA est donc de transmettre la force générée par le triceps sural au calcaneum, permettant ainsi un mouvement articulaire. Il sert aussi à amortir les forces extérieures en absorbant l'énergie afin de limiter le dommage aux muscles du triceps sural (1, 25, 51).

La force tensile maximale d'un tendon est reliée, entre autres à son épaisseur, l'orientation de ses fibres, ses fibres transversales (« crosslinks ») et au type de collagène qui le constitue (25). Le TA est ainsi le tendon le plus large et le plus fort du corps humain (20, 25). On estime que des contraintes s'élèvent, au cours d'un jogging modéré d'un homme de 70 kilos, à 6kN pour chaque foulée (5). Des forces aussi élevées que 9kN, correspondant à 12,5 fois le poids du corps, ont été enregistrées à la course, 2,6kN à la marche lente et moins de 1kN au vélo (1, 25).

2.1.3 Anatomie histologique

2.1.3.1 Éléments principaux d'un tendon sain

Les éléments principaux d'un TA sain sont les faisceaux de collagène, les cellules et la matrice extracellulaire, aussi appelée communément substance fondamentale. Le collagène donne au tendon sa force tensile, alors que la matrice extracellulaire procure un support pour les fibres de

collagène et régite l'assemblage extracellulaire du procollagène en collagène mature. Le TA est composé de 30% de masse sèche, alors que le reste est composé d'eau (1, 25, 51).

Le tendon est recouvert de l'épiténon, une enveloppe fine et lâche de tissu conjonctif. L'épiténon recouvre le tendon complet et s'immisce profondément entre les faisceaux de collagène pour devenir l'endoténon. Chaque fibre de collagène est entourée d'endoténon. L'épiténon du TA est lui-même recouvert du paratendon (25, 55).

2.1.3.1.1 Faisceaux de collagène

Le collagène est structuré de façon hiérarchique débutant par la fibrille qui est une chaîne polypeptidique à trois hélices de tropocollagène. Les fibrilles s'uniront en fibre de collagène, la plus petite unité du tendon visible au microscope. Les fibres s'organiseront ensuite en faisceaux primaires (sous-fascicules), secondaires (fascicules) et tertiaires, pour se terminer en tendon. Malgré que les fibres de collagène soient principalement orientées de façon longitudinale, quelques fibres sont aussi orientées transversalement et horizontalement formant des spirales et des tresses (25, 55).

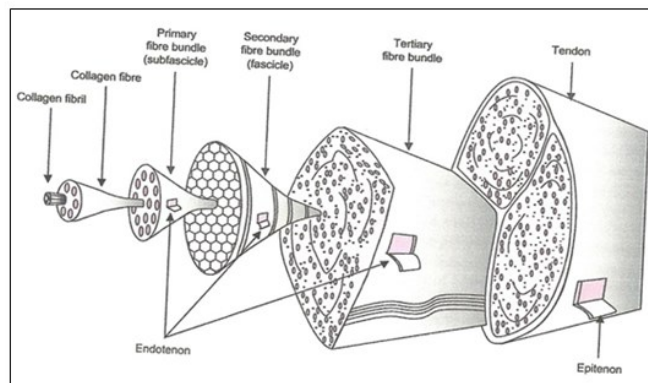


Figure 2.4 Organisation hiérarchique du TA : de la fibre de collagène au tendon entier.

Cette figure est tirée de Khan et coll., 1999 (51).

2.1.3.1.2 Cellules et matrice extracellulaire

La matrice extracellulaire est une matière visqueuse et riche en protéoglycans, glycosaminans, glycoprotéines et multiples autres petites molécules. Les ténoblastes et ténocytes constituent 90 à 95% des éléments cellulaires des tendons et sont dispersés et bien répartis entre les fibres de collagène. Ces deux types de cellules synthétisent à la fois le collagène et toutes les composantes de la matrice extracellulaire. Les 5 à 10% des éléments cellulaires restants sont des

chondrocytes, aux sites d'insertion osseuse, des cellules synoviales des enveloppes tendineuses et des cellules vasculaires (25, 51).

2.2 TENDINOPATHIE ACHILLÉENNE

2.2.1 Histologie du TA pathologique

2.2.1.1 Quatre trouvailles typiques dans la tendinopathie achilléenne

Histologiquement, un TA atteint d'une tendinopathie est très différent d'un TA sain. Il est important de connaître la nature de ces changements histologiques afin de bien distinguer les signes sur les images ultrasonographiques des tendons pathologiques. Quatre points sont typiquement retrouvés dans les changements histologiques observés dans une tendinopathie achilléenne au tiers moyen (11).

- 1- Une dégénérescence et désorganisation des fibres de collagène
- 2- Une augmentation de la quantité de matrice extracellulaire (51)
- 3- Une activation cellulaire accrue et une hypercellularité
- 4- Une nouvelle vascularisation (56)

2.2.1.1.1 Dégénérescence et désorganisation des fibres de collagène

Bien que 6 catégories de dégénérescence du collagène aient été décrites (51), les deux types observés au TA sont mucoïde et lipoïde. Dans la dégénérescence mucoïde, les fibres de collagène observées au microscope sont amincies par rapport à la normale. De larges plaques mucoïdes et vacuoles sont présentes entre les fibres de collagène. La dégénérescence lipoïde fait référence à une accumulation anormale de lipides dans les tissus (25, 51).

Non seulement les fibres de collagène sont anormales elles-mêmes, la hiérarchie structurée du TA est affectée elle aussi. Un portrait hasardeux de réparation avec une désorientation, discontinuité et un amincissement des fibres de collagène est observé (25, 51). Cette désorganisation des fibres entraînera un épaissement du TA qui peut être diffus, fusiforme ou nodulaire (25, 55).

2.2.1.1.2 Activité cellulaire accrue et hypercellularité

Au niveau cellulaire, une prolifération de cellules visibles dans le TA avec apparence fibroblastique ou myofibroblastique est observée. De nombreuses études histologiques par biopsie, microdialyse intratendineuse ou des techniques plus contemporaines de biologie moléculaire sur des tissus biopsiés n'ont pas réussi à montrer de signes d'inflammation dans les

TAs atteints d'une tendinopathie. Les niveaux de prostaglandines E₂ sont généralement normaux dans ces tendons. La dégénérescence intratendineuse des fibres de collagène serait donc de nature non-inflammatoire. Les lésions inflammatoires franches avec tissus de granulation sont peu fréquentes et principalement associées avec des ruptures tendineuses (11, 25, 51).

2.2.1.2 Absence de cellules inflammatoires et nomenclature

En raison de l'absence de cellules inflammatoires histopathologiques identifiables retrouvées dans les TAs de gens souffrant de douleurs chroniques à ce niveau, il y a un consensus général dans le monde médical que ces lésions ne devraient pas être appelées tendinites. Le syndrome clinique caractérisé par une combinaison de douleur et épaissement du tendon (focal ou global), accompagné d'un inconfort dans les activités sportives et quotidiennes est appelé tendinopathie achilléenne chronique (57, 58).

2.2.2 Incidence

Dans environ 75% des cas, la tendinopathie achilléenne est associée aux activités sportives, en particulier dans les activités où il y a de la course et des sauts répétés (3, 4). Les coureurs élités de longue distances sont les plus touchés, ayant un risque à vie de 52% de développer cette pathologie et une incidence annuelle de 7 à 9 % (5, 6). Des cas sont aussi rapportés, en autres, dans la population militaire, où une incidence de 2,98 par 1000 individus par année a été rapportée(6), chez les gymnastes (59), les danseurs de ballet (60) et les joueurs de badminton (61). Toutefois, la tendinopathie achilléenne est aussi retrouvée chez les sédentaires dans environ 30% des cas (6, 9, 10).

L'âge semble être un facteur prédisposant au développement de cette pathologie puisque les sujets actifs de 40 ans et plus représentent 70% de la population touchée (5, 12). On retrouve en moyenne 9 hommes touchés pour un sujet de sexe féminin (3, 5, 12).

Il y a un manque de connaissances sur l'incidence dans la population générale de la tendinopathie achilléenne au tiers moyen. Une seule étude a été recensée et une incidence de 1,85 par 1000 individus ayant consulté un médecin dans les Pays-Bas a été rapportée (6). Dans 35% des cas seulement, une relation avec les sports était identifiée. En revanche, il est possible que les sportifs aient consulté directement en physiothérapie, sans voir leur médecin.

2.2.3 Étiologie

2.2.3.1 Étiologies distinctes : atteinte dégénérative et maladie systémique

Deux étiologies bien distinctes sont à l'origine des problèmes achilléens. La première est liée à une forme de surutilisation répétée et/ou une atteinte « dégénérative » du TA, alors que la seconde correspond à une maladie systémique dont la problématique tendineuse n'est qu'une manifestation parmi d'autres. Seuls 2% des lésions semblent rentrer dans cette dernière catégorie (5). Dans ce mémoire, il est question de la tendinopathie liée à une forme de surutilisation répétée et/ou une atteinte « dégénérative » du TA.

2.2.3.2 Pathophysiologie

La pathophysiologie de la tendinopathie achilléenne demeure incomprise à ce jour et on ignore encore exactement comment et pourquoi la dégénérescence du TA se produit. La tension excessive sur le TA lors d'une activité physique vigoureuse est considérée comme le principal stimulus pathologique pour la dégénérescence (1, 5) et est la théorie la plus répandue. La courbe de tension-déformation d'un tendon aide à comprendre ce phénomène.

2.2.3.2.1 Courbe tension-déformation d'un tendon

Lorsque la fibre de collagène est soumise à une élongation, elle répond de façon linéaire à cette charge tensile. Sa configuration initiale est perdue lorsque l'élongation excède 2% de sa longueur initiale, mais est regagnée si la tension reste en deçà de 4%. Si l'étirement dépasse 8%, une déchirure macroscopique se produira (1). La figure 2.5 illustre la courbe tension-déformation du tendon. Elle démontre qu'une élongation répétée de 5 à 6%, correspondant approximativement à des contraintes de 6kN (force enregistrée à chaque foulée à la course), est susceptible d'induire des microruptures intra tendineuses (5).

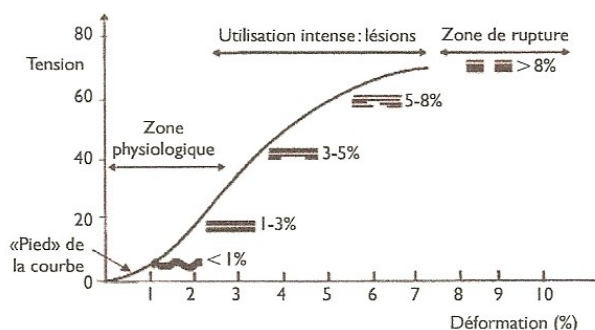


Figure 2.5 Courbe tension-déformation d'un tendon : Développement de lésions tendineuses associées à des élongations répétées du TA, menant à des microtraumatismes cumulatifs pour les fibres tendineuses.
 Cette figure est tirée de Ziltener et coll., 2011 (5).

Les tendons répondent à des surcharges tensiles répétitives excédant leur seuil physiologique de tolérance par une inflammation de leur enveloppe, une dégénérescence du corps du tendon ou une combinaison des deux (1, 25). Les dommages aux tendons peuvent même se produire par

des stress sous le seuil de la limite physiologique, si les micro traumatismes sont répétitifs et ne permettent pas assez de temps pour une réparation. Des micro traumatismes peuvent aussi se produire par des charges non-uniformes dans les tendons (1, 25). La pathologie n'est donc pas inflammatoire, mais bien un échec à une réparation des fibres(1).

Les mécanismes physiopathologiques des lésions au TA pouvant mener à une tendinopathie achilléenne chronique sont résumés dans la figure 2.6. Les facteurs intrinsèques et extrinsèques prédisposants à la tendinopathie achilléenne sont abordés dans la section 2.2.3.4.

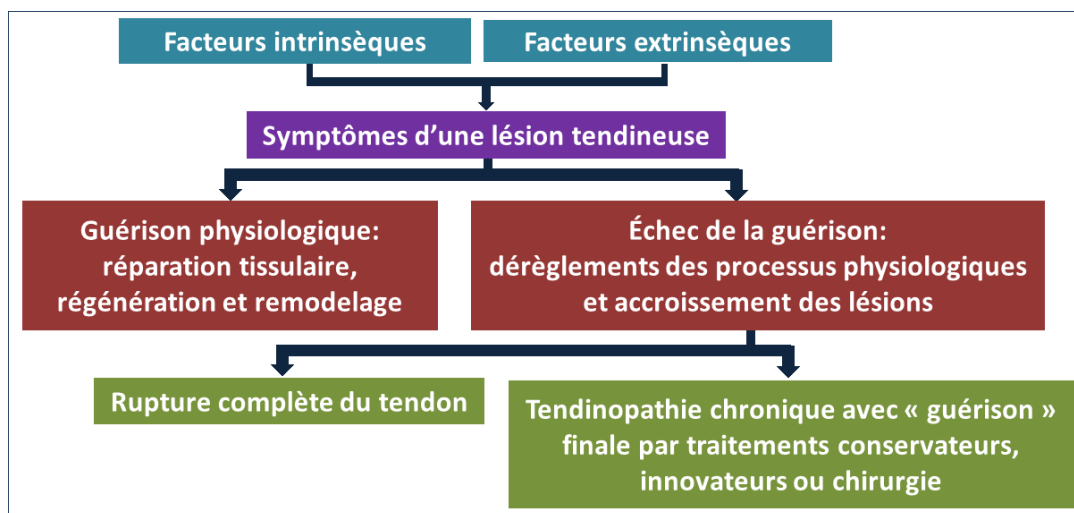


Figure 2.6 Mécanismes physiopathologiques des lésions au TA pouvant mener à une rupture aiguë ou à une atteinte chronique de type surcharge.
Cette figure est adaptée de Ziltener et coll., 2011 (5).

2.2.3.3 Tendinopathie achilléenne chez les sédentaires

Bien que la surutilisation soit la théorie la plus répandue dans la cause de la dégénérescence au TA, le niveau d'activité physique n'est pas toujours corrélé avec la gravité de la dégénérescence, suggérant que l'activité physique provoquerait les symptômes au lieu d'être la cause de la pathologie (11, 12). De plus, le fait que la tendinopathie achilléenne soit aussi recensée chez des sédentaires pourrait confronter cette théorie (10).

2.2.3.4 Facteurs prédisposants à une tendinopathie achilléenne

On reconnaît deux catégories de facteurs qui prédisposent le TA à une tendinopathie : les facteurs intrinsèques et extrinsèques. Ces facteurs sont résumés dans les tableaux I et II (1, 5, 9, 30, 31, 49, 62-69). Il est à noter qu'aucun consensus n'est clairement établi à ce jour dans la littérature et un manque d'éléments de preuves demeure flagrant.

Tableau I Facteurs intrinsèques prédisposants à une tendinopathie achilléenne.

FACTEURS INTRINSÈQUES : liés à l'individu	
FACTEURS GÉNÉRAUX	FACTEURS LOCAUX (anatomie du membre inférieur)
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Âge : Possiblement par la diminution de l'approvisionnement sanguin et la diminution de la force tensile des tendons survenant avec le vieillissement ▪ Genre : Les hormones protégeraient les femmes. Il est aussi possible que les hommes soient plus atteints puisqu'ils participent en général à plus d'activités sportives que les femmes. ▪ Grandeur du sujet ▪ Surplus de poids ▪ Maladie systémique <ul style="list-style-type: none"> ▪ Maladies inflammatoires : arthrite rhumatoïde, spondylarthrite ankylosante, la goutte ▪ Diabète ▪ Hypercholestérolémie ▪ Maladie rénale chronique ▪ Dysfonctionnement de la thyroïde 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Apport sanguin au tendon ▪ Inégalité des membres inférieurs ▪ Laxité ligamentaire de la cheville ▪ Mal-alignement <ul style="list-style-type: none"> ▪ Varus ou valgus de l'arrière-pied ▪ Pied plat ou creux ▪ Hyperpronation du pied <p>Une étude a cependant démontré que les anomalies biomécaniques n'avaient aucun effet sur la tendinopathie achilléenne.</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Déséquilibres musculaires et diminution de force et d'endurance musculaire ▪ Diminution de flexibilité musculaire : gastrocnémiens, ischio-jambiers, soléaire ▪ Dysfonction entre le soléaire et les gastrocnémiens ▪ Altération du mouvement en chaîne cinétique fermée

Tableau II Facteurs extrinsèques prédisposants à une tendinopathie achilléenne.

FACTEURS EXTRINSÈQUES : liés à une activité sportive ou à la prise d'une médication	
FACTEURS GÉNÉRAUX	FACTEURS LIÉS À L'ACTIVITÉ PHYSIQUE
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Prise médicamenteuse <ul style="list-style-type: none"> ▪ Corticostéroïdes locaux et systémiques ▪ Fluoroquinolone ▪ Stéroïdes anabolisants 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Erreur d'entraînement <ul style="list-style-type: none"> ▪ Augmentation de volume d'entraînement trop rapidement ▪ Distances trop importantes ▪ Entraînement par intervalles ▪ Intensité de l'entraînement trop élevée ▪ Surface d'entraînement <ul style="list-style-type: none"> ▪ Trop dure (par exemple, les pistes intérieures de course) ▪ Glissante ▪ En plan incliné ▪ Mauvaise technique ▪ Mauvaises chaussures ▪ Hydratation insuffisante

2.2.4 Douleur et tendinopathie achilléenne

2.2.4.1 Tendinopathie achilléenne asymptomatique

La présence de changements dégénératifs au TA détectés par US n'est pas toujours accompagnée de symptômes et ne conduira pas toujours vers des symptômes (9, 25, 70). De plus, des TAs symptomatiques peuvent avoir une apparence normale à l'US (55). De nombreuses études s'intéressent à ce phénomène et aucun consensus n'a encore été atteint à ce jour. Une corrélation positive directe entre des changements dégénératifs dans des TAs asymptomatiques et le niveau d'activité physique pratiqué a été démontrée (71, 72).

Non seulement la dégénérescence tendineuse au TA n'est pas toujours reliée à des symptômes, il est possible que des symptômes ne soient jamais développés chez ces personnes. Des études longitudinales ont démontré que des individus ayant des signes de dégénérescence n'ont jamais développé de symptômes dans les années qui ont suivi l'examen (73), (74) et (72).

2.2.4.2 Mécanismes sous-jacents à la douleur

Les mécanismes de la douleur au TA ne sont pas encore entièrement maîtrisés (1, 11). Dans le passé, on croyait que la douleur provenait de l'inflammation ou par la dégénérescence des fibres collagène. Ces hypothèses sont réfutées puisque les TAs symptomatiques de façon chronique ne présentent habituellement aucune évidence d'inflammation (1, 11) et qu'une dégénérescence des fibres de collagène est détectée à l'US ou à la IRM sur plusieurs TAs asymptomatiques (1, 25). La théorie qu'une prolifération dans le TA d'une néovascularisation soit à la source de la douleur est actuellement la plus étudiée et la plus acceptée, bien qu'elle ne fasse pas l'unanimité (23, 55, 75) (1, 11, 19, 49, 51, 56, 76, 77).

2.2.5 Signes et symptômes

2.2.5.1 Douleur

Le principal symptôme de la tendinopathie achilléenne est la douleur (1). Habituellement, la douleur est présente au début et à la fin d'une séance d'entraînement, avec une période d'inconfort diminuée entre les deux. La douleur est aussi présente le matin, lors des premiers pas. Plus la pathologie progresse, plus la douleur persiste durant l'exercice. Dans les cas les plus sévères, la douleur peut être incommodante dans les activités de la vie quotidienne et à la marche, spécialement en montée d'un terrain en pente ou en descente d'un escalier (1, 13).

Typiquement, la douleur peut être ressentie et palpée à deux endroits sur le TA : au niveau du corps du tendon (typiquement dans la région du tiers moyen) ou au site d'insertion du TA sur le

calcanéum. Ces deux conditions sont de nature différente. La première est appelée tendinopathie achilléenne du tiers moyen et la deuxième, enthésopathie du TA.

2.2.5.2 Épaississement caractéristique

On note régulièrement la présence d'un épaississement caractéristique et douloureux du TA qui peut être diffus, fusiforme ou nodulaire (1). L'épaississement est généralement situé de 2 à 6 cm proximale à l'insertion du tendon (22).



Figure 2.7 Illustration démontrant l'épaississement caractéristique au TA gauche du patient.

Cette figure est tirée de Maffulli et coll., 2004 (1).

2.2.6 Examen clinique

Le diagnostic de la tendinopathie achilléenne est habituellement établi facilement par l'histoire du patient, l'administration de questionnaire et l'examen clinique, surtout si il y a présence de l'épaississement caractéristique local ou diffus de la tendinopathie achilléenne (11).

2.2.6.1 Anamnèse, examen subjectif, questionnaire VISA-A

2.2.6.1.1 Anamnèse et examen subjectif

L'histoire de la blessure est d'une grande importance. Une douleur vive et soudaine ressemble plus à une déchirure partielle ou complète du TA versus une apparition progressive des symptômes, qui ressemble davantage à une tendinopathie achilléenne. Des questions visant la recherche des facteurs intrinsèques et extrinsèques contributifs au développement d'une tendinopathie achilléenne, ainsi que des questions concernant la symptomatologie sont ensuite posées, afin d'éclaircir le diagnostic.

2.2.6.1.2 VISA-A : Victorian Institute of Sport Assessment-Achilles questionnaire

Le VISA-A est un questionnaire auto-administré, dont les qualités psychométriques ont été établies. Le questionnaire est composé de huit questions très simples s'intéressant à trois

sphères : la douleur au TA, la fonction dans la vie quotidienne et les activités sportives des individus atteints d'une tendinopathie achilléenne. Un score total est établi et est employé comme un indicateur de la sévérité de la pathologie. Les scores varient de 0 à 100, un score faible indique une plus grande sévérité. Le temps d'administration est d'environ cinq minutes (16). La fiabilité et la validité du questionnaire ont été évaluées dans 4 populations différentes. Les quatre populations sont définies ci-bas, ainsi que la moyenne des scores totaux obtenus au questionnaire VISA-A (intervalle de confiance 95%).

- Groupe 1 : une population de patients avec une tendinopathie achilléenne (n=45); score moyen= 64(59-69)
- Groupe 2 : une population de patients ayant une tendinopathie achilléenne et en attente d'une chirurgie (n=14); score moyen=44(28-60)
- Groupe 3 : une population d'étudiants universitaires normalement actifs (n=63) et asymptomatiques; score moyen=96 (94-99)
- Groupe 4 : une population de coureurs (membres d'un club de course) asymptomatiques (n=24); score moyen=98 (97-99)

La fiabilité a été évaluée à l'aide du coefficient de Pearson (r). Le questionnaire a obtenu une bonne fiabilité test-retest lorsque refait après 60 minutes ($r=0,93$) et lorsque refait à une semaine d'intervalle ($r=0,81$). Le questionnaire démontre aussi une bonne fiabilité inter-évaluateur ($r=0,90$). La validité de construit a été établie de deux façons. Premièrement, en comparant les moyennes de scores obtenus dans deux populations cliniques (groupes 1 et 2) ayant des tendinopathies de sévérités différentes, le score étant plus bas dans la population pré-chirurgicale ($p=0,02$). Deuxièmement, en comparant les deux populations pathologiques avec des sujets contrôles ($p<0,001$). La sensibilité pour détecter le changement longitudinalement avec intervention n'a pas été évaluée. Aucune version française du questionnaire n'est disponible ou n'a été validée. Les questionnaires VISA-A anglais ainsi qu'une version hybride du questionnaire VISA-A, qui incorpore une traduction maison en français, sont retrouvés en annexe IV de ce mémoire.

2.2.6.2 Examen objectif

2.2.6.2.1 Observations

L'examen commence par une observation du tendon, où la présence de l'épaississement caractéristique au tiers moyen est souvent notée (78, 79).

2.2.6.2.2 Mise en tension sélective des structures anatomiques

Le but de l'examen vise ensuite à provoquer des symptômes en mettant sous tension le TA avec différentes manœuvres d'étirements ou de contraction des structures contractiles(78).

2.2.6.2.3 Palpation

La palpation du tiers moyen du TA est souvent douloureuse. Un crépitement est parfois perçu dans cette région en cas de paratendinopathie (1, 5, 49).

2.3 ULTRASONOGRAPHIE

2.3.1 Validité de critère de l'ultrasonographie

Des études ont comparé des trouvailles chirurgicales (considérées comme le *gold standard*) aux interprétations des images US capturées en période préopératoire. Des anomalies intra-tendineuses avaient été détectées préalablement à l'US dans 96% (80) et 84% (24) des cas de dégénérescence trouvés en chirurgie.

Des corrélations modérées ont été trouvées entre le diagnostic de tendinopathie achilléenne posé suite à un examen clinique et des trouvailles à l'IRM ou à l'US dans une étude de Khan et coll. Dans cette étude, des anomalies de la morphologie ont été découvertes à l'US dans 37 de 57 tendons symptomatiques (65%) et à l'IRM dans 19 de 34 tendons symptomatiques (56%). Des morphologies normales furent trouvées dans des tendons asymptomatiques pour 68% des tendons à l'US (19/ 28 TAs au total) et pour 94% des tendons à l'IRM (15 de 16 TAs au total) (74).

2.3.2 Désavantage : influencé par l'évaluateur

L'examen par US de l'appareil locomoteur est difficile et très influencé par l'opérateur. Il requiert une connaissance précise de l'anatomie régionale et la connaissance parfaite des techniques d'ultrasonographie, ainsi que de l'apparence normale et pathologique des différentes structures visualisées sur une image ultrasonographique (19). Pour être fiable, cet examen nécessite donc un long apprentissage.

Une étude américaine (26) s'est intéressée au volume d'images analysées nécessaires afin d'obtenir un niveau de compétence acceptable en US pour des médecins. Divers examens ultrasonographiques sur différents organes (abdomen, aorte, veines, vésicule biliaire, etc.) ont été effectués par des résidents de première année de radiologie et leur interprétation a été comparée

à celle de radiologistes expérimentés ayant effectué les mêmes examens. On a constaté que l'évaluation de 200 images par les résidents était insuffisante pour atteindre le niveau de compétence acceptable en US.

2.3.3 Principes physiques

L'US fonctionne de la façon suivante : une machine à US envoie un signal électrique à la sonde qui transforme ce signal en onde ultrasonore. C'est l'effet piézoélectrique du cristal de la sonde qui permet le changement du signal électrique en énergie ultrasonore et vice versa. Les ondes passent dans le corps et sont réfléchies vers la sonde qui reconvertis ces ondes en un courant électrique pour former une image ultrasonographique de la structure anatomique étudiée (81, 82).

2.3.3.1 Interfaces, impédance, échos

Les ondes de son interagissent avec les divers tissus rencontrés, appelés interfaces. En plus d'être réfléchies, les ondes peuvent être absorbées et réfractées par les interfaces. L'impédance acoustique caractérise la résistance d'un milieu au passage du son. Une impédance élevée entraînera une grande résistance du milieu au passage du son. Lorsqu'une onde acoustique rencontre l'interface séparant deux milieux d'impédances différentes, une partie de l'onde est transmise dans l'autre milieu tandis qu'une autre partie est réfléchi par l'interface. Une onde de son est atténuée rapidement lorsqu'elle rencontre plusieurs interfaces (81, 82).

La réflexion d'une onde est appelée écho. Deux structures anatomiques ayant la même impédance acoustique ne donneront pas d'échos à leurs frontières. Un écho fort (et très brillant) ou faible (et moins brillant) sera produit, selon la différence d'impédance entre les deux structures. Une onde de son est donc réfléchi différemment par les différents tissus (81, 82).

2.3.4 Échogénicité

L'échogénicité d'un tissu est définie comme étant sa capacité à générer des échos. C'est donc le niveau de réflexion de l'onde qui déterminera l'échogénicité du tissu étudié. Pour une interface où il y a une grande différence d'impédance entre les deux milieux, l'onde est beaucoup réfléchi, ce qui produit un écho très brillant et on parlera d'hyperéchogénicité. Une région de l'image d'apparence plus sombre dans laquelle peu d'écho est généré sera qualifiée d'hypoéchogène. Une zone de l'image ne recevant pas d'écho, derrière l'os par exemple, sera noire et sera appelée anéchoïque. Si une structure a une échogénicité égale à sa voisine, on parle de structures isoéchogènes (81, 82).

2.3.5 Matériel d'ultrasonographie

La sonde est une composante importante de l'imagerie par US. Une sonde est désignée en mégahertz (MHz) par l'amplitude des fréquences des ondes de son qu'elle produit. La fréquence de la sonde doit être adaptée à la profondeur de la structure étudiée (19). Un bon matériel d'interposition (gel) est indispensable à un bon examen. S'il y a un espace d'air entre la sonde et la peau, une grande réflexion de l'onde se produit et presque plus d'énergie ne pénètre les tissus. La qualité de l'appareil d'ultrasonographie joue un rôle important sur la clarté des images en offrant une meilleure définition des contours des régions hypoéchogènes. Une étude démontre une amélioration dans la visualisation des blessures musculo-squelettiques à l'aide de machines plus récentes (83). Des informations supplémentaires concernant le matériel d'ultrasonographie sont fournies en annexe V de ce mémoire.

2.3.6 Paramètres de l'appareil d'ultrasonographie

L'image doit être optimisée en ajustant certains paramètres : le gain, la profondeur et le focus. La précision du réglage de ces paramètres intervient pour une grande part dans la qualité de l'examen puisqu'ils ont une influence sur la clarté de l'image et l'apparence de l'échogénicité de la région étudiée (18, 84). Des informations supplémentaires concernant les paramètres de l'ultrasonographie sont fournies en annexe V de ce mémoire.

2.3.7 Lecture d'une image ultrasonographique

La sonde est placée sur la peau et selon sa position, elle détermine les plans d'imagerie (transversal ou longitudinal) et les structures qui seront imagées, localisées directement sous la sonde. Les différentes images obtenues selon la position de la sonde sont illustrées à la figure 2.8 (81, 85) et les différents modèles de sondes à la figure 2.9.

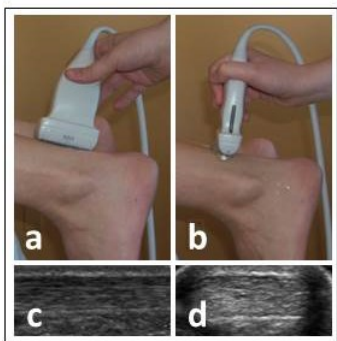


Figure 2.8 Positions de la sonde et images ultrasonographiques obtenues : **(a et c)** sonde positionnée de façon longitudinale au TA; **(b et d)** sonde positionnée de façon transversale au TA.

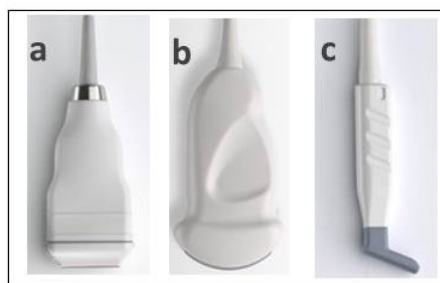


Figure 2.9 Différents modèles de sondes : **(a)** linéaire, **(b)** curvilinéaire, **(c)** linéaire.

2.3.8 Caractéristiques du TA à l'ultrasonographie

Un TA sain et un TA pathologique ont une apparence différente sur une image ultrasonographique. Les principales caractéristiques à l'US du TA sain et pathologique sont décrites dans cette section. Un résumé des caractéristiques observées à l'US de structures anatomiques saines et pathologiques aux alentours du TA est fourni en annexe VI.

2.3.8.1 TA sain

Dans les tendons, l'impédance acoustique est influencée en grande partie par le contenu et spécialement par la densité du collagène qui est la plus importante composante architecturale de ces structures. Dans un tendon normal, le collagène est dense, créant une impédance acoustique élevée. L'organisation hiérarchique du collagène dans le tendon mène à un arrangement axial d'interfaces acoustiques entre le collagène et le tissu conjonctif. Ces caractéristiques structurales du TA sain sont représentées dans une image ultrasonographique par trois paramètres de l'échogénicité : 1) l'intensité (ou brillance), l'homogénéité et le niveau d'alignement axial(84).

Sur une image US en **vue longitudinale**, on s'attend à retrouver dans un TA sain, une belle organisation, uniforme, hyperéchogène de ses fibres de collagène, parallèles à l'axe des tendons et séparées par des bandes plus noires hypoéchogènes de tissu conjonctif. Un tendon est donc une structure fibrillaire hyperéchogène aux contours (paratendon) hyperéchogènes. En **vue transversale**, le TA présente un piqueté hyperéchogène correspondant aux fibrilles et il est entouré de sa gaine hyperéchogène annulaire. Il est majoritairement plat ou concave dans son versant antérieur et convexe en postérieur. Dans les deux vues, le **paratendon** apparaît comme une ligne hyperéchogène régulière, bien définie et ininterrompue entourant le tendon (18-20, 22, 55).

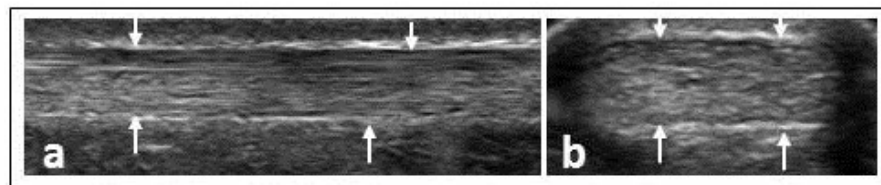


Figure 2.10 Images ultrasonographiques d'un TA sain : (a) image en vue longitudinale, (b) image en vue transversale. Les flèches indiquent les contours du TA.

2.3.8.2 TA atteint d'une tendinopathie achilléenne

Des variations dans la structure interne du tendon, autant dans la densité que dans l'arrangement des fibres de collagène peuvent avoir un impact considérable sur l'échogénicité de cette région du tendon. Dans le cas d'une lésion, il y a une désorganisation des interfaces acoustiques et une

diminution de la quantité de collagène, résultant dans une diminution de l'échogénicité (84). En pratique courante, ces quatre trouvailles sur une image ultrasonographique suggèrent la présence d'une tendinopathie achilléenne :

1. Épaisseur du tendon augmentée (Figures 2.12 et 2.13)
2. Échotexture fibrillaire altérée avec présence de régions hypoéchogènes (Figures 2.12 et 2.13)
3. Augmentation de la vascularité au doppler (Figure 2.11) (22, 23, 86)
4. Paratendon flou ou épaissi (20, 21)

La discontinuité des fibres dans la structure du tendon pathologique est expliquée histologiquement par l'augmentation de la quantité de glycoprotéines et de substance fondamentale. Ce processus pathologique entraîne un épaississement du tendon et une échotexture fibrillaire altérée, avec présence de régions hypoéchogènes (84). L'augmentation de la vascularité dans les tendinopathies achilléennes a été discutée dans la section 2.2.4.2. Dans une étude, on a observé un épaississement du paratendon dans 27% des tendons symptomatiques et dans aucun des TA sains (21).

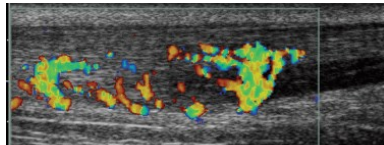


Figure 2.11 Néovascularisation intratendineuse observée sur une image ultrasonographique en mode Doppler puissance dans un TA pathologique symptomatique. Cette figure est tirée de Alfredson et coll., 2005 (86).

2.3.8.2.1 Tendinopathie globale et focale

Selon sa présentation à l'US, deux formes peuvent être distinguées : la tendinopathie globale et la tendinopathie focale. La tendinopathie globale entraîne une modification diffuse relativement homogène du TA. La tendinopathie focale est à l'origine de lésions plus localisées. Ces deux types d'atteintes peuvent également coexister (19).

Dans une tendinopathie focale un nodule hétérogène, plutôt hypoéchogène est observé. Ce nodule est fusiforme dans le plan longitudinal et est arrondi dans le plan transversal. Une hypervascularisation peut s'observer en périphérie avec le Doppler (18, 19). Dans une tendinopathie globale, on observe plutôt un épaississement généralisé, fusiforme et hypoéchogène du corps tendineux avec perte de l'aspect parallèle de ses bords dans le plan longitudinal. Une déformation convexe est notée dans le versant antérieur sur les vues transversales (19).

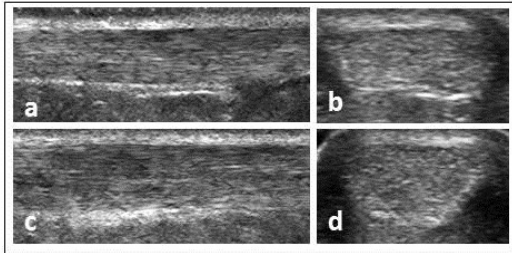


Figure 2.12 (a) et (b) TAs sains; (c) et (d) TAs atteints d'une tendinopathie globale

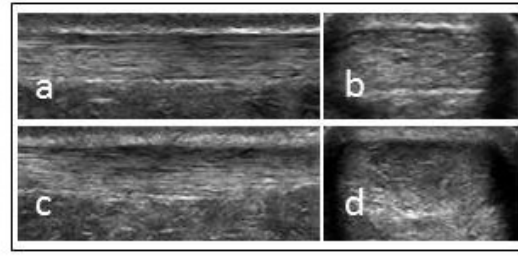


Figure 2.13 (a) et (b) TAs sains; (c) et (d) TAs atteints d'une tendinopathie focale

2.3.9 Artéfact d'anisotropie

L'artéfact d'anisotropie est un phénomène à surveiller lors d'un examen par US. Il est causé par une déviation de l'onde ultrasonore et est à la source de fausses images hypoéchogènes. Il se produit lorsque les fibres tendineuses ne sont pas strictement parallèles au plan de la sonde. Cet artéfact est réduit par une bonne technique, c'est-à-dire un bon positionnement de la sonde, une pression minimale et aucune inclinaison de la sonde sur la peau. Lors d'un examen par US, pour s'assurer qu'une zone est réellement pathologique, la zone d'hypoéchogénicité observée doit être retrouvée dans les deux plans, c'est-à-dire en plans transversal et longitudinal (18, 19, 85). Une attention particulière doit être portée à la trajectoire incurvée des fibres du TA à leur enthèse distale et la sonde doit être inclinée pour respecter le plan parallèle aux fibres (19, 20).

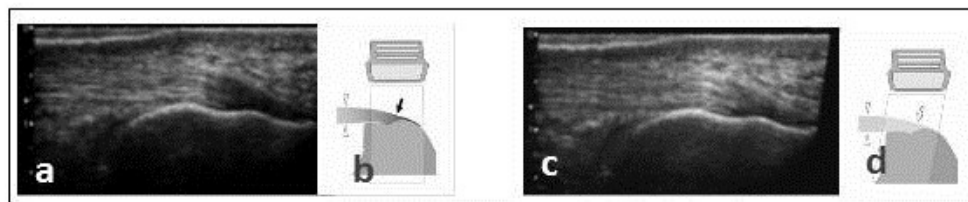


Figure 2.14 Artéfact d'anisotropie. (a) Zone faussement hypoéchogène à l'enthèse du TA; (b) Mauvais positionnement de la sonde (non parallèle au plan des fibres du TA); (c) Échogénicité normale à l'enthèse du TA; (d) Bon positionnement de la sonde (inclinée, parallèle au plan des fibres du TA).

Cette figure est tirée du livre de Bianchi et coll., 2007 (82).

2.3.10 Technique d'examen par ultrasonographie du TA

Une légère flexion dorsale de la cheville est nécessaire dans l'examen du TA. Cette position crée un étirement des fibres du tendon, permettant ainsi un contact plus uniforme et une position perpendiculaire de la sonde sur le tendon (20, 22).

Une attention particulière doit être portée à l'inclinaison de la sonde. Cette dernière doit être placée perpendiculairement à la surface de l'objet imagé. Une obliquité de la sonde sur la peau surestimera l'épaisseur du tendon dans un plan transverse et entrainera un artéfact d'hypoéchogénicité (anisotropie) (21). Il a été démontré qu'une inclinaison de 3 degrés de la sonde changeait de façon significative l'échogénicité de la région imagée (84).

La pression appliquée sur la sonde doit être la plus petite possible, afin d'éviter de déformer les tissus sous-jacents. En raison des nombreuses variantes et des images anormales non symptomatiques, les études par US doivent systématiquement être réalisées de manière comparative avec la structure identique du côté opposé (18, 19).

2.4 MESURES QUS GÉOMÉTRIQUES

Les mesures QUS du TA qui sont les plus répertoriées dans la littérature sont l'épaisseur, l'aire de la section (cross sectional area, « CSA ») et la largeur du tendon (Figure 2.15). La mesure QUS la plus recensée est l'épaisseur du TA puisque cette dernière, mesurée par US, est un paramètre établi pour quantifier la dégénérescence du TA et est souvent utilisée comme un marqueur clinique de la tendinopathie achilléenne. Bien que la CSA soit rapportée très souvent dans les études concernant les muscles (34), elle est rarement rapportée dans les études sur les tendons. Des études ont été effectuées sur les CSA des tendons d'animaux (87), mais moins fréquemment chez les humains. La largeur du TA est rarement étudiée.

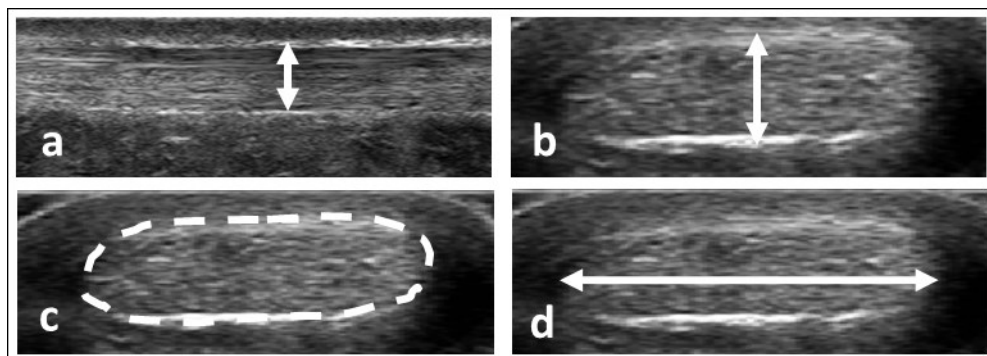


Figure 2.15 Mesures QUS géométriques du TA: (a) épaisseur en vue longitudinale; (b) épaisseur en vue transversale; (c) aire en vue transversale ; (d) largeur en vue transversale.

2.4.1 Facteurs ayant possiblement un impact sur les mesures QUS géométriques du TA

Certains facteurs pouvant avoir une influence sur la grosseur du TA sain ont été recensés. La grosseur fait ici référence à n'importe laquelle des trois mesures QUS géométriques. Il est

important d'avoir des informations de base concernant le TA sain afin d'avoir une meilleure compréhension des caractéristiques normales de ces derniers. Ces informations peuvent aider les ultrasonographistes à avoir une interprétation plus adéquate et juste de l'image.

2.4.1.1 Race

Une étude effectuée dans une population chinoise soutient qu'il existe une différence d'épaisseur entre les caucasiens et les chinois (88) (5,23 mm en moyenne chez les chinois). Pour valider cette affirmation, la comparaison est basée sur seulement deux références pour l'épaisseur des TAs des caucasiens (6,2mm (89) et 6,0mm (47)), dont une de ces références où les mesures sont prises par IRM. Il est possible que la grandeur soit la cause de cette différence, les chinois étant en général de plus petite taille que les caucasiens (90, 91).

2.4.1.2 Âge

Aucune différence n'a été trouvée dans l'épaisseur des TAs entre les individus de quatre groupes d'âge (20 à 29 ans, 30 à 39 ans, 40 à 49 ans et 50 ans et plus). Par contre, la CSA dans le groupe des plus âgés (50 ans et plus) était significativement plus élevée que dans les autres tranches d'âge (62). Dans une autre étude s'intéressant elle aussi à quatre groupes d'âge (10 ans et moins, 10 à 17 ans, 18 à 30 ans, 30 ans et plus), une épaisseur plus grande du TA a été trouvée chez les 30 ans et plus (92). Magnusson et coll. (87) ont trouvé une CSA du TA significativement plus élevée chez des femmes plus âgées (79+/- 2 ans) que chez des jeunes (29+/- 1 an).

Malgré le peu d'études retrouvées dans la littérature, il semble que la grosseur du TA soit augmentée avec l'âge. Le mécanisme de cette augmentation de grosseur avec l'âge demeure incertain. Il a été rapporté que l'avancement en âge était peut-être associé à une dégénérescence des tendons (62). Une diminution dans la grosseur et la densité des fibres de collagène a été observée chez des gens plus âgés (93). Cette réduction en collagène pourrait avoir un effet de diminution de la force mécanique des fibres et ainsi les tendons âgés seraient prédisposés aux micro-déchirures répétées. Les tendons se remodelant alors constamment par un processus répété de blessures mineures et réparations résulterait possiblement en une hypertrophie du tendon (62). De plus, l'effet de l'âge sur le ratio de synthèse et dégradation du tissu humain tendineux est inconnu (87).

2.4.1.3 Valeurs anthropométriques

Une étude de Wearing et coll. (41) (se référer à la section 2.4.1.8) expliquerait peut-être les faibles corrélations retrouvées dans la majorité des études entre l'épaisseur du TA et les valeurs anthropométriques. Dans les études conduites, la grandeur du sujet semble être la valeur anthropométrique la plus corrélée avec l'épaisseur du TA.

L'épaisseur du TA varie significativement seulement avec la grandeur des sujets mais non leur poids et leur indice de masse corporelle dans une étude de Leung et coll. (21). Koivunen-Niemela et coll. (92) ont aussi trouvé une corrélation positive significative entre l'épaisseur du TA et la grandeur du sujet de même que l'équipe de Pang et coll. (62), malgré que dans cette dernière étude, la corrélation est très faible ($r=0,27$; $p>0.05$). Aucune corrélation n'a été trouvée entre l'aire du TA et le poids de 12 sujets (94).

2.4.1.4 Dominance du membre inférieur

La dominance du membre inférieur n'a pas eu d'effet sur l'épaisseur dans les deux études recensées (62, 88) sur le sujet. La CSA était cependant significativement plus élevée dans la cheville dominante de l'étude de Pang et coll. (62), et non dans l'étude de Ying et coll. (88). Le membre inférieur dominant est celui qui supporte la mise en charge lors d'un botté au soccer, et non celui qui frappe le ballon (la dominance fut déterminée de la même façon pour ces deux études)(95).

Il est possible que l'augmentation du stress et de la charge sur le membre inférieur dominant provoquent une prévalence plus élevée de microtraumatismes répétés au TA de ce côté. Le remodelage constant de ces tendons par un processus répétitif de blessures mineures et de réparation pourrait entraîner une hypertrophie du TA.

2.4.1.5 Maladies d'origine systémique et médication

Les maladies d'origine systémique, énumérées dans le tableau I, augmentent l'épaisseur du TA par la présence de dégénérescence intra-tendineuse. La prise orale de corticostéroïdes ou les injections locales de corticostéroïdes peuvent avoir une implication dans l'étiologie d'une rupture tendineuse partielle ou totale et peuvent ainsi affecter la grosseur du TA (62), ce dernier étant épaissi dans une déchirure partielle (section 2.4.3.1).

2.4.1.6 Tendon opéré

Dans une étude, seize TAs opérés depuis au moins 8 ans pour des douleurs chroniques sont demeurés plus épais en post-opératoire, avec présence de changements structuraux intra-

tendineux, malgré le fait que les patients soient satisfaits des résultats cliniques (42). Des TAs épaissis (12-15 mm) ont aussi été observés sur des images ultrasonographiques post-opératoires suite à une réparation pour déchirure partielle (89).

2.4.1.7 Entraînement physique

On ignore encore l'influence de l'activité physique ou de l'absence d'exercice sur le TA (96). Quelques études se sont intéressées à savoir si l'entraînement physique était associé à une hypertrophie du TA. Les résultats de ces travaux sont mitigés, mais la majorité des études observent une augmentation de la grosseur du TA avec un entraînement physique régulier.

Certaines publications stipulent que les gens faisant de l'exercice régulièrement, exposant ainsi leurs tendons à de grandes charges, ont des TAs plus gros que les sédentaires. On a trouvé une CSA et/ou une épaisseur du TA significativement plus grandes chez des patients faisant régulièrement de l'exercice (88), des gymnastes élités (59), des coureurs réguliers (94, 97-99) et des joueurs de volleyball élités (99) par rapport à des groupes contrôles.

Une autre étude s'est intéressée à la grosseur des TAs chez des athlètes âgés de 70 à 80 ans ayant pratiqué du sport régulièrement dans leur vie par rapport à un groupe de sédentaires et on a observé une largeur significativement différente entre les deux groupes, ceux des athlètes étant plus larges. On n'a cependant trouvé aucune différence dans la CSA et l'épaisseur des TAs de ces deux groupes. La tendance dans les résultats allait cependant vers une CSA plus grande chez les athlètes, avec un $p=0,084$ entre les 2 groupes, suggérant qu'un entraînement sur une longue période induirait de l'hypertrophie du TA. Une taille d'échantillonnage plus élevée que $n=29$ aurait peut-être donné d'autres résultats (100).

L'équipe de Hansen et coll. (96) a évalué l'effet d'un stimuli d'entraînement (course régulière) pour 9 mois, chez des gens préalablement sédentaires. Aucun changement n'a été observé dans l'aire des TAs mesurés pré et post programme d'entraînement. Il est possible que la durée de 9 mois n'ait pas été suffisante pour observer des changements et qu'une période d'entraînement de plus longue durée aurait été nécessaire pour observer des modifications dans le tendon.

Dans une étude effectuée auprès de gymnastes élités (59), des anomalies à l'US (régions hypoéchogènes) étaient beaucoup plus présentes dans les TAs des gymnastes que dans ceux du groupe contrôle. Il est donc difficile de savoir si l'exercice augmente l'épaisseur du TA par l'hypertrophie des fibres, ou si c'est la dégénérescence du tendon causée par les stress importants et répétés qui cause cette augmentation de l'épaisseur.

2.4.1.8 L'effet immédiat de l'exercice

L'épaisseur du TA fut significativement réduite après une centaine de mouvements résistés à la cheville (41) et immédiatement après une heure de floor-ball (23). Cette diminution d'épaisseur transitoire serait possiblement causée par l'évacuation des liquides du corps du tendon lors d'une charge tensile. Une autre étude (101) a pris des mesures pré et post 150 montées sur la pointe des pieds et n'a trouvé aucune influence de l'activité physique immédiate sur l'épaisseur du TA (41). Le petit échantillonnage (n=20 tendons) dans cette dernière étude pourrait cependant expliquer ces résultats contradictoires aux autres.

Wearing et coll.(41) ont étudié la corrélation entre les valeurs anthropométriques et l'épaisseur du TA pré et post exercices de conditionnement du TA. La corrélation était meilleure après des exercices du tendon, suggérant que l'épaisseur du TA mesurée immédiatement après l'exercice serait donc moins sujette à être influencée par la quantité de liquide intra-tendineuse et représenterait un index plus exact de la quantité de collagène contenue dans ce tendon, en comparaison avec des mesures obtenues en préexercices. L'épaisseur du tendon fut corrélée avec le poids de sujets (PRÉ : $r=0,34$ / POST : $r=0,72$, $p<0,001$), la grandeur (PRÉ : $r=0,20$ / POST : $r=0,45$, $p=0,01$) et l'indice de masse corporelle (PRÉ : $r=0,31$ / POST : $r=0,63$, $p<0,001$).

2.4.1.9 Résumé des causes pouvant influencer la grosseur du TA

Dans plusieurs des études recensées, aucune différence significative n'est observée dans l'épaisseur du TA, alors que pour le même facteur, des différences significatives sont notées dans la CSA. L'ensemble de ces observations suggèrent que la CSA semble être plus adéquate pour mesurer les changements subtils dans la grosseur du TA que l'épaisseur seule. La figure 2.16 résume les facteurs ayant un effet possible sur la grosseur du TA.

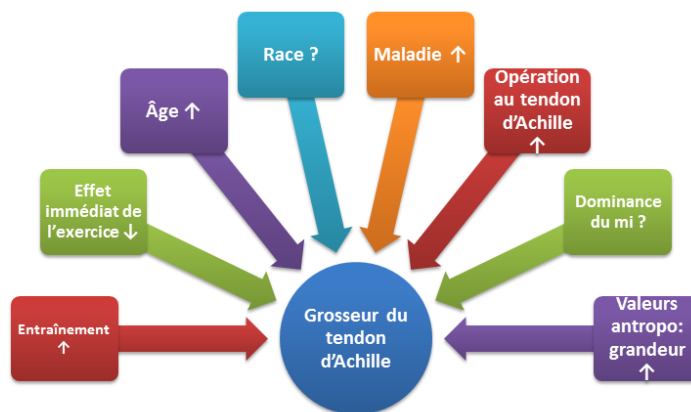


Figure 2.16 Facteurs ayant un effet possible sur la grosseur du TA. Le sens de la modification de la grosseur du TA est indiqué par une flèche.

2.4.2 Technique employée dans la mesure de l'épaisseur

Malgré le fait que la mesure de l'épaisseur du TA fasse partie intégrante de l'examen par US chez les patients symptomatiques à ce niveau, il n'y a pas de consensus dans la littérature sur l'approche méthodologique à favoriser lors de la prise des mesures. De plus, dans les articles publiés, la description de la technique de mesure employée est souvent plus ou moins claire.

2.4.2.1 Épaisseur mesurée en vues longitudinale et transversale

Il convient de déterminer si l'épaisseur du TA doit être calculée sur une image en vue longitudinale ou transversale. Kallinen et coll. (100) ont trouvé que l'épaisseur était de plus de 10% plus grande en vue transversale que longitudinale. Fornage (17) stipule que l'épaisseur prise dans une vue longitudinale aurait tendance à surestimer l'épaisseur du TA, par l'obliquité de son trajet en céphalo-caudal. L'affirmation de Fornage n'est cependant pas basée sur une recherche. Fredburg (44) et coll. n'ont observé aucune différence significative entre les mesures d'épaisseur de 47 TAs prises dans les deux vues. Théoriquement, l'épaisseur devrait être identique dans les deux plans et si une différence est trouvée, l'erreur de mesure pourrait être envisagée.

2.4.2.2 Mesure de l'épaisseur sur une image ultrasonographique

Traditionnellement, l'épaisseur en vue longitudinale est prise sur un TA atteint d'une tendinopathie à l'endroit où l'épaisseur est la plus grande. En vue transversale, l'épaisseur est aussi prise à l'endroit le plus épais du tendon, et non centre du TA (Figure 2.17c).

En plus de l'épaisseur en vue longitudinale et transversale, l'équipe de Fredburg (44) a introduit la prise d'une troisième mesure de l'épaisseur, appelée par les auteurs « vraie épaisseur ». Cette mesure d'épaisseur est calculée perpendiculairement à la plus grande largeur du TA en vue transversale et a obtenu le coefficient de variation le plus petit comparé aux deux autres mesures dans une étude de fiabilité intra-évaluateur. Cette « vraie épaisseur » est plus petite que les deux autres, puisque ces dernières dépendent de la rotation du TA. Dans une étude (102), cette mesure «de vraie épaisseur» a été employée et une fiabilité inter-évaluateur modérée a été observée (ICC=0,84).

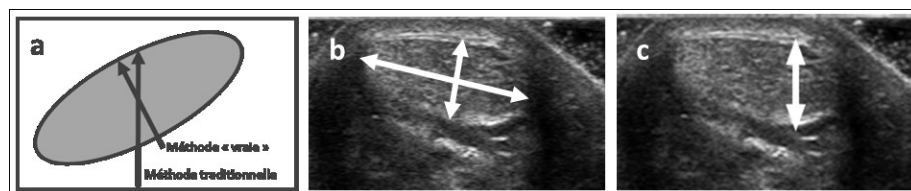


Figure 2.17 Mesures d'un TA en vue transversale selon différentes méthodes. **(a)** TA représenté par l'ellipse et flèches représentant l'épaisseur du TA selon les méthodes traditionnelle et « vraie »; **(b)** Méthode vraie : l'épaisseur du TA (petite flèche) est mesurée perpendiculairement à la plus grande largeur du TA (grande flèche); **(c)** Méthode traditionnelle : épaisseur (flèche) prise à l'endroit le plus épais du TA. *Cette figure est adaptée de Fredburg et coll., 2008 (44).*

2.4.2.3 Localisation anatomique de la prise des mesures QUS sur le TA

Lorsque des mesures QUS doivent être reprises, dans un suivi de traitements par exemple, la prise de mesure doit être faite au même endroit sur le TA. Une étude a démontré qu'un déplacement mineur du positionnement de la sonde (2mm) dans la direction longitudinale a un impact significatif sur l'échogénicité d'une région pathologique (84).

La façon la plus rigoureuse de s'assurer d'être toujours au même endroit lors des mesures QUS est de se servir d'un repère osseux identifié sur une image ultrasonographique et de prendre nos mesures à une distance fixe de ce repère. La malléole médiale a été choisie dans certaines études (45, 62, 88, 100) puisque c'est un repère osseux externe évident et facile à repérer, mais son niveau de précision est moins élevé qu'un repère osseux identifié sur une image ultrasonographique. Plusieurs études ont plutôt opté pour l'aspect proximal du calcanéum, repéré sur une image ultrasonographique (23, 41, 43, 101, 103).

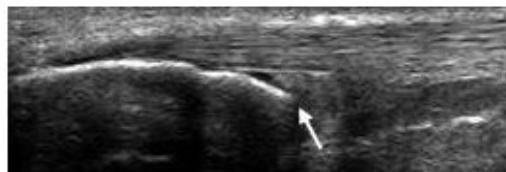


Figure 2.18 Repère osseux (aspect proximal du calcanéum), identifié par une flèche, sur une image ultrasonographique en vue longitudinale de l'enthèse du TA.

L'importance de la précision dans le positionnement de la sonde sur le TA est supportée par le fait que les études se contredisent sur la régularité de la grosseur du TA sain dans toute sa longueur. Magnusson et coll. (94, 98) ont trouvé que l'aire (CSA) du TA était significativement plus grande dans sa portion distale, par rapport à sa partie proximale. Ces conclusions sont tirées d'une étude comparant deux groupes (des coureurs et des sédentaires) et la différence est marquée chez son groupe de coureurs, où la partie distale était plus grosse de 85% que la partie proximale. Chez son groupe de sédentaires, la partie distale était plus grosse de 51% que la partie proximale. Les enthésopathies du TA, parfois asymptomatiques et souvent rencontrées chez les coureurs pourraient être à la source de cette différence marquée entre les deux groupes. Fredburg et coll. affirment qu'un TA sain a une épaisseur plutôt régulière dans les 5 cm de sa portion distale (44).

2.4.2.4 Épaisseur prise à un endroit unique ou moyennée

Dans la majorité des publications, l'épaisseur en vue longitudinale est prise à un point unique. Les progrès technologiques récents permettent cependant une analyse de l'image beaucoup plus poussée. Une valeur moyennée de l'épaisseur dans une région d'intérêt déterminée par

l'évaluateur peut être obtenue, à l'aide de prises de mesures rapprochées d'épaisseur qui seront moyennées (37, 104). Cette façon de procéder augmente la précision des mesures.

2.4.2.5 Inclusion ou non du paratendon

Fredburg et coll. (44) ont mesuré l'épaisseur moyenne du paratendon au repos, qui est d'environ 0,4 mm. Avec l'exercice, le paratendon s'hypertrophie par une augmentation du flux sanguin causé par la dilatation des vaisseaux sanguins. Il est donc recommandé que le paratendon ne soit pas inclus dans les mesures d'épaisseur du TA, spécialement dans les mesures concernant l'effet immédiat de l'exercice car cette mesure pourrait surestimer l'épaisseur réelle du tendon (41, 44). Leung a considéré qu'un paratendon était épaissi s'il mesurait plus de 2 mm d'épaisseur en vue transversale (21).

2.4.3 Valeurs des mesures QUS géométriques au TA

Bien que l'épaisseur du TA soit couramment employée comme un indicateur d'une pathologie systémique ou dans le diagnostic d'une tendinopathie achilléenne, il existe une variation considérable de la valeur « normale » de l'épaisseur des TAs sains rapportée dans la littérature. Les valeurs des mesures QUS géométriques trouvées dans les différentes études recensées des TAs asymptomatiques et symptomatiques sont résumées dans les tableaux III et IV (21, 23, 32, 41, 43-45, 62, 88, 92, 100-103).

Habituellement, une épaisseur de plus de 6mm dans un TA est considérée comme pathologique. La large gamme des valeurs normales et le chevauchement entre les valeurs normales et celles des valeurs des TAs symptomatiques indiquent que pour les cas individuels limites, de telles mesures ne seraient pas utiles et il faudrait compter sur des signes additionnels tels que l'échogénicité du TA afin d'établir un diagnostic de tendinopathie achilléenne. Les différences observées dans les valeurs d'épaisseur obtenues dans ces études peuvent être dues à des variations dans la sélection de patients, la technique de mesure, la qualité de l'appareil, l'expérience de l'évaluateur ou tout simplement parce que la fiabilité des mesures QUS n'est pas optimale dans toutes les études.

2.4.3.1 Valeurs de l'épaisseur des TAs ayant une rupture partielle

Aström et coll. (24) ont mesuré des TAs symptomatiques en chirurgie et ont noté que des TAs ayant un diamètre sagittal >10mm avaient des déchirures partielles. Dans une autre étude, les valeurs trouvées de l'épaisseur des TAs sur des images ultrasonographiques se scindaient en deux plages distinctes : 4 à 8mm et 13 à 15mm. Les TAs du groupe de 13 à 15mm furent confirmés comme étant partiellement rupturés en chirurgie (89).

Tableau III Valeurs des mesures QUS géométriques pour les TAs asymptomatiques

Auteur principal	Fr. de la sonde (MHz)	Nb de tendons	Âge des sujets et écart-type (années)	Localisation de la mesure	Vue *	Épaisseur, écart-type (mm)	Aire, écart-type (mm ²)	Largeur (mm)
Fahlstrom 2008	8-13	36	39±8	3cm prox. au calcaneum	L	6,0±1,0		
Wearing 2011	10-5	30	37±13	2cm prox. au calcaneum	L	4,4±0,5		
Fredburg 2007	7,5	20	26	2cm prox. au calcaneum	L	5,0±0,8		
Leung 2006	12,5	100	43,2±14,1	Pt milieu entre jct myotend. et calcaneum	T	4,4±0,6	54,0±12,0	
Kallinen 1994	7,5	18 Athlètes 11 Sédent.	75,1±3,4 73,4±2,4	Malléole interne	L	5,6±1,5	∅	
					T	6,2±1,7	68,4±15,5	
					L	5,8±1,2	∅	
					T	6,5±1,1	57,8±15,3	
Ying 2002	12-5	80	19 à 25	Malléole interne	T	5,2	56,9±7,6	
Mathieson 1988	5	10	30	1cm prox. au calcaneum	T	6,2		
Brushoj 2006	8-15	11	17,5 (17 à 18)	Malléole interne	T	4,5		17,2
O'Connor 2004	13-5	11	38,4 (23 à 53)	Insertion du soléaire	T	4,5		14,6
Schmidt 2003	10-5	204	38,4 (20 à 60)	2cm prox. au calcaneum	T	4,3		14,3
Koivunen 1995	IRM	267	30 et+	Info. non disponible	?	6,9±1,0		
Pang 2006	5-12	80		Malléole interne	T	5,1±0,6 Étendue de 3,8 à 6,9	60,8±13,1 Étendue de 33 à 95	
Fredberg 2008	12	47	26,6	Épaisseur maximale	L	5,2±0,3		
					T	5,6±0,3		
Van Schie 2010	10	26	43,6±12,6	Épaisseur maximale	T	6,8		

Tableau IV Valeurs des mesures QUS géométriques pour les TAs symptomatiques

Auteur principal	Fr. de la sonde (MHz)	Nombre de tendons	Âge des sujets et écart-type (années)	Localisation de la mesure	Vue *	Épaisseur (mm)
Leung 2006	12,5	30	49,6±14,6	Pt milieu entre jct myotend. et calcaneum	T	5,6±1,1
Mathieson 1988	5	20	30	1cm prox au calcaneum	T	6,8
Van Schie 2010	10	26	44,9±6,2	Maximale	T	9,2

Pour les tableaux III et IV * : L =vue longitudinale; T =vue transversale

2.4.3.2 Comparaison entre les valeurs de TA sains mesurées par US, IRM et autopsie

Des valeurs d'épaisseur de TAs asymptomatiques ont été mesurées et comparées sur les mêmes sujets par IRM et par US (45). Les valeurs enregistrées par IRM pour la largeur et l'épaisseur (12,71mm, 5,57mm, respectivement) diffèrent de celles prises par US (17,18mm, 4,52mm). À la lumière de ces observations, si des épaisseurs prises par US sont comparées à des normes, l'US doit être la technique d'imagerie employée dans la collecte des mesures. Quant aux comparaisons de mesures d'épaisseur prises par US comparées avec des mesures d'épaisseur de TAs prises par autopsie, elles sont difficiles étant donné la diminution des fluides dans les tissus post-mortem.

2.5 MESURES QUS DÉRIVÉES DES NIVEAUX DE GRIS

L'échogénicité des images nous donne de l'information importante sur la composition de la structure anatomique étudiée. De façon qualitative, l'écho est qualifié de fort ou faible. Or, des techniques d'analyse de l'image permettant de quantifier l'échogénicité d'une région d'intérêt (ROI) dans une image ultrasonographique sont maintenant possibles grâce aux progrès fulgurants des dernières années dans ce domaine. Les différentes études recensées dans lesquelles ces méthodes d'analyse de l'image émergentes sont employées seront présentées de façon chronologique, afin de bien comprendre l'évolution de cette technologie. Préalablement, des concepts techniques auxquels il sera fréquemment fait référence, seront expliqués.

2.5.1 Concepts techniques

2.5.1.1 Échelle de niveaux de gris

Dans le monde de l'imagerie médicale et le monde de la photo en noir et blanc, une échelle de niveaux de gris est bien reconnue. L'échelle de gris est une échelle de teintes de gris qui varie de la couleur noire=0 à la couleur blanche=255, pour un total de 256 teintes possibles.

2.5.1.2 Histogramme des niveaux de gris

Une image obtenue par US est fragmentée en micropixels et une valeur numérique de l'échelle de niveaux de gris est allouée à chacun de ces micropixels dans une ROI préalablement définie sur cette image. L'exemple de la photo de l'avion (Figure 2.19) démontre bien cette fragmentation d'une ROI dans une image.

Cette fragmentation de l'image permet l'élaboration d'une courbe de distribution des fréquences des niveaux de gris, appelée aussi histogramme des niveaux de gris. L'histogramme des niveaux de gris est le décompte du nombre de micropixels dans la ROI pour chaque valeur de niveau de gris donnée. L'ensemble des valeurs des pixels est moyenné, donnant ainsi la mesure QUS de la valeur moyenne de l'échogénicité de cette ROI.

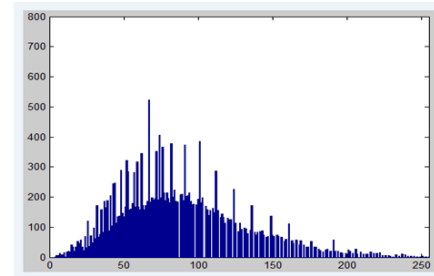
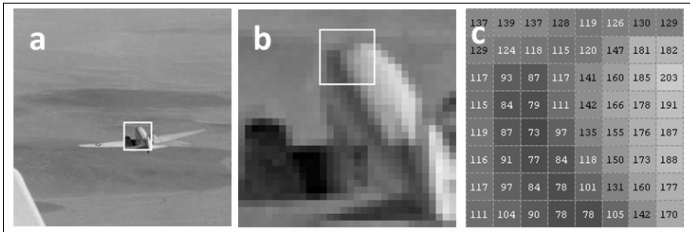


Figure 2.19 Fragmentation en micropixels d'une ROI dans une image. **(a)** ROI tracée sur une image; **(b)** Illustration des micropixels de la ROI; **(c)** Valeurs des niveaux de gris de chacun des micropixels de la ROI.
Cette figure est tirée du site internet www.pfl-cepia.inra.fr

Figure 2.20 Histogramme des niveaux de gris. En ordonnée, on trouve le nombre de micropixels pour chaque valeur de niveau de gris. En abscisse, on trouve les valeurs de niveaux de gris (de 0 à 255).

2.5.1.3 Statistiques dérivées de l'histogramme des niveaux de gris

La valeur moyenne de l'échogénicité d'une ROI est insuffisante pour nous renseigner sur la distribution globale de l'échogénicité dans cette ROI. La figure 2.21 illustre bien le phénomène que deux images bien différentes peuvent avoir la même échogénicité moyenne.

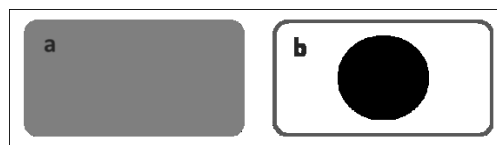


Figure 2.21 Les images **(a)** et **(b)** ont la même échogénicité moyenne.

Il est possible d'extraire des informations supplémentaires de l'histogramme des niveaux de gris afin de capter plus d'informations au sujet des variations de l'échogénicité dans une ROI. Un logiciel permet l'extraction de statistiques dérivées de la courbe de la distribution des fréquences des niveaux de gris. Ces statistiques nous renseignent davantage sur la distribution globale de l'échogénicité dans une ROI mais elles ne tiennent pas compte de l'arrangement spatial des pixels. Les statistiques sont les suivantes : la moyenne (échogénicité), la variance, le coefficient d'asymétrie (skewness), le coefficient d'aplatissement (kurtosis) et l'entropie. Ces statistiques sont

toutes des mesures QUS et une description plus détaillée de ces dernières se trouve dans la section méthodologie de ce mémoire et dans un article méthodologique complémentaire en annexe VIII.

2.5.1.4 Analyse de la texture de l'image

Une analyse de la texture de l'image nous renseigne sur l'organisation spatiale des micropixels dans une ROI d'une image ultrasonographique. Cette technique d'analyse de l'image est employée avec succès en imagerie médicale dans la classification de tissus pathologiques dans divers organes : foie, thyroïde, seins, reins, prostate, cœur, cerveau et poumons (36).

La texture de l'image réfère à l'apparence, la structure et l'arrangement des parties d'un objet dans cette image. Les analyses de texture de l'image partent du fait que chaque pixel dans une image a une position précise (coordonnées sur les axes des x et y) et une valeur (valeur de l'intensité sur l'échelle de niveaux de gris). Un ensemble d'opérations mathématiques dérivées de données digitales qui figurent dans l'image est alors possible. Les paramètres de texture sont simplement une représentation mathématique de caractéristiques de l'image qui peuvent être décrites avec des mots tels que lisse, rugueux, granuleux, etc. (36). Les images de la figure 2.22 sont des images digitalisées de feuilles d'acier, avec des niveaux d'irrégularités différentes, dans lesquelles de l'encre noire a été répandu afin de pouvoir analyser la texture des images digitalisées avec l'échelle de niveaux de gris. Elles démontrent quatre exemples de textures différentes.

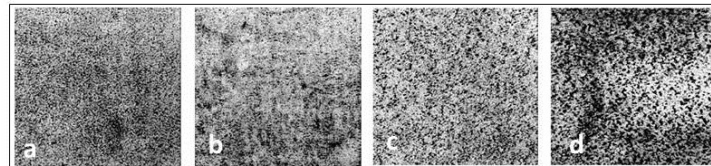


Figure 2.22 Les images (a), (b), (c) et (d) représentent quatre images digitalisées de feuilles d'acier de textures différentes.
Cette figure est tirée de Bharati et coll., 2004 (123).

Plusieurs méthodes différentes d'analyse mathématique de l'image sont employées dans le monde de l'imagerie médicale afin d'évaluer les interrelations entre les pixels (36). Dans les études recensées dans cet ouvrage, on parle, en autres, de matrice de co-occurrence (33, 37) et de méthodes de transformation basée sur des paramètres de fréquence (38, 39). Des informations plus détaillées concernant la matrice de co-occurrence sont fournies dans la section méthodologie de ce mémoire et dans l'annexe VIII puisque c'est cette méthode d'analyse de l'image qui a été employée dans l'étude effectuée pour ce mémoire.

En résumé, deux types d'analyse de l'image sont proposés : l'analyse de la distribution de l'échogénicité dans une image au moyen de statistiques et l'analyse de la texture de l'image. Ces deux types d'analyse se complètent l'un et l'autre en permettant de fournir une description plus détaillée de la composition du tissu anatomique étudié que simplement la valeur de l'échogénicité moyenne isolée.

2.5.2 Mesures QUS dérivées des niveaux de gris : survol chronologique

Le concept de la quantification de l'échogénicité a été rapporté initialement dans diverses études concernant majoritairement les muscles et ce n'est que beaucoup plus récemment qu'elle a été employée dans des études s'intéressant aux tendons, et même au nerf médian (105). Il faut débiter par se rappeler que l'US musculo-squelettique a commencé à être employée dans les années 1980 par Fornage (17) et que la qualité des appareils a progressé de façon remarquable dans la dernière décennie.

2.5.2.1 Études s'intéressant aux muscles

Les premières études s'intéressant à l'analyse de l'image en fonction des niveaux de gris concernent les muscles. Dans cette section, les études seront classées en fonction de leurs objectifs de recherche.

2.5.2.1.1 Différences entre les muscles non-entraînés et entraînés

Au début des années 1990 (34, 106, 107), l'US a été employée pour comparer la composition tissulaire du quadriceps chez des athlètes d'endurance âgés de 70 à 80 ans comparativement à des sujets sédentaires du même âge. Le but était de vérifier si les athlètes conservent leur architecture musculaire et ont moins d'infiltration graisseuse dans le tissu contractile que les sujets sédentaires.

L'impédance de la graisse étant plus élevée que celle du muscle, la graisse réfléchit l'onde ultrasonographique beaucoup plus que le muscle. Une onde ultrasonographique qui est moins réfléchi par de la graisse intramusculaire est moins atténuée et lorsqu'elle arrive à l'os du fémur et aux fascias, elle crée un écho très brillant à ces interfaces. De plus, l'infiltration graisseuse dans les muscles donne une apparence plus brillante et diffuse au muscle à l'examen par US.

Les images ultrasonographiques obtenues dans cette étude ont appuyé l'hypothèse initiale qu'il y a moins de graisse dans les muscles des athlètes par rapport à ceux des sujets sédentaires. Ces différences entre les deux groupes ont été corrélées avec des trouvailles au CT-scan qui

démontraient de plus petites régions de graisse et une proportion relative de graisse plus petite avec une plus grande région de tissu musculaire chez le groupe des athlètes (107).

L'histogramme des niveaux de gris a été employé pour comparer l'échogénicité moyenne du vaste latéral du quadriceps à celle du fémur. Les courbes étaient significativement différentes entre les muscles entraînés et non entraînés(106) (Fig. 2.23). Ces premières études valident le fait que l'échogénicité et les histogrammes varient en fonction de la composition des tissus humains.

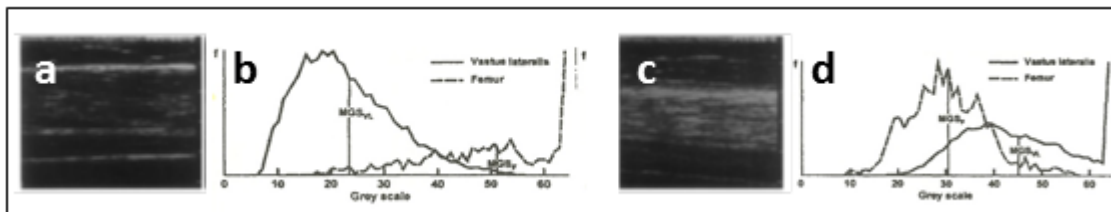


Figure 2.23 Images ultrasonographiques du vaste latéral du quadriceps et du fémur chez des femmes âgées avec leurs histogrammes des niveaux de gris respectifs. **(a)** Moins de graisse dans un muscle entraîné; **(b)** Histogramme de l'image a; **(c)** Proportion plus élevée de graisse dans un muscle non-entraîné; **(d)** Histogramme de l'image d.
Cette figure est tirée de Sipilä et coll., 1996 (106).

2.5.2.1.2 Différences entre les muscles sains et pathologiques

En 2003, une équipe (35, 40, 108, 109) a utilisé l'histogramme des niveaux de gris pour détecter les changements structurels musculaires chez des jeunes atteints de maladies neuromusculaires. Ces maladies peuvent modifier la structure musculaire par une infiltration de tissu conjonctif et de tissu adipeux. Une augmentation de l'intensité de l'écho musculaire et une diminution de l'intensité de l'écho de l'os près d'un muscle infiltré de graisse et de tissu conjonctif ont été retrouvés sur les images ultrasonographiques.

À l'aide d'images ultrasonographiques, cette équipe a évalué les muscles de jeunes enfants sains et a fixé des seuils normaux d'échogénicité moyenne pour quatre muscles clés (biceps, muscles épitrochléens, quadriceps et tibial antérieur). Les muscles de jeunes atteints de troubles neuromusculaires ont été évalués de la même façon et les valeurs comparées des deux groupes étaient significativement différentes dans les muscles imagés.

Ces études ont validé le fait que l'US peut détecter des changements structuraux intramusculaires causés par les désordres neuromusculaires, à l'aide de la mesure QUS de l'échogénicité. De plus, une autre étude a démontré que l'analyse de l'échogénicité à l'aide de l'échelle de gris est plus objective et sensible dans la détection de petits changements intramusculaires que l'examen

visuel à l'aide d'une échelle de gradation (35) (exemple 3 de l'annexe VII : modèle de l'échelle de gradation employée).

2.5.2.1.3 **Caractérisation de la composition intramusculaire**

En 2000, l'équipe de Nielson et coll. (110, 111) s'est servie des statistiques dérivées de l'histogramme des niveaux de gris pour objectiver et caractériser la composition des tissus intramusculaires. Trois endroits différents, et de composition tissulaire différente, dans le muscle sus-épineux (près du bord spinal de l'omoplate, près de la jonction myotendineuse et le point milieu entre ces deux derniers) ont été évalués par US. Les valeurs trouvées étaient significativement différentes (à un seuil de $p=0,05$) aux trois sites anatomiques pour les mesures QUS suivantes : échogénicité, variance et médiane. Les valeurs des mesures QUS du coefficient d'aplatissement (kurtosis) et du coefficient d'asymétrie (skewness) n'étaient pas significativement différentes. Il est à noter que c'est lors d'une inspection macro-anatomique sur des cadavres que les différences de composition tissulaire ont été préalablement confirmées.

L'équipe de recherche a aussi évalué l'os de la scapula et le fascia situé entre le trapèze et le sus-épineux. On a observé une nette différence entre les valeurs de l'échogénicité moyenne tirées de l'histogramme des niveaux de gris en comparant les valeurs du muscle sus-épineux à celles du fascia et de l'os, mais il était impossible de différencier entre les valeurs des os et des fascias.

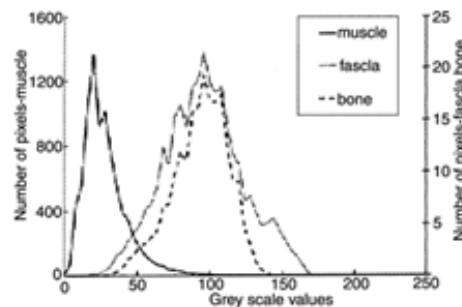


Figure 2.24 Histogrammes des niveaux de gris du muscle sus-épineux, du fascia situé entre le trapèze et le sus-épineux et de l'os de la scapula.
Cette figure est tirée de Nielson et coll., 2000 (110).

Des intensités significativement différentes entre les muscles sus-épineux et le vaste latéral du quadriceps ont aussi été trouvées, le quadriceps ayant une échogénicité moyenne plus élevée que le sus-épineux. Cette trouvaille est conforme avec l'anatomie générale des deux muscles, le quadriceps ayant plus de composantes non-contractiles (larges aponévroses).

Nielson et coll. ont également développé une méthode d'analyse de la texture de l'image afin de vérifier la concentration et l'organisation dans l'espace des composantes non-contractiles des muscles sus-épineux et vaste latéral du quadriceps. En calculant le nombre de régions homogènes (en termes de valeurs sur l'échelle de gris et au moyen de « valeurs-seuils » fixées préalablement) et connectées dans l'espace (ils appellent ces régions des « BLOBS »), ils ont démontré avec cette méthode que le vaste latéral a plus de composantes non-contractiles que le sus-épineux. Un muscle avec une structure plus diffuse aura plus de petits BLOBS (vaste latéral du quadriceps), alors qu'un muscle ayant un gros tendon (muscle sus-épineux) aura moins de BLOBS et ces derniers seront plus gros. Ces trouvailles encouragent la réalisation d'études futures sur la validation de méthodes d'analyse de la texture.

2.5.2.2 Études s'intéressant aux tendons

Plus récemment, différentes techniques d'analyse de l'image ont été employées afin de caractériser l'intégrité biologique du tendon. Ces méthodes d'analyse étant émergentes, très peu d'études ont été recensées. Dans cette section, les études seront décrites en les classant selon les méthodes d'analyse de l'image employées.

2.5.2.2.1 Histogramme des niveaux de gris et matrice de co-occurrence

Une étude de Collinger et coll. (37) a été réalisée dans le but de tester la fiabilité et la précision de différentes mesures QUS. Ces mesures étaient dérivées de deux méthodes différentes d'analyse de l'image: les mesures QUS extraites d'un histogramme de niveaux de gris (*échogénicité, variance, skewness, kurtosis et entropie*) et les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence (*contraste, énergie et homogénéité*). Il est à noter que l'étude dont il est question dans ce mémoire s'est inspirée des travaux de Collinger.

Deux évaluateurs ont enregistré des images par US des tendons sus-épineux (SÉ) et longue portion du biceps (LPB) de 20 sujets. La fiabilité intra et inter-évaluateurs a été évaluée, de même que la fiabilité test-retest entre deux sessions et entre deux images collectées durant la même session. La théorie de la généralisabilité a été employée dans l'analyse des résultats, avec des coefficients de dépendabilité(ϕ). Des précisions concernant la théorie de la généralisabilité sont fournies dans la section résultats de ce mémoire.

Une faible fiabilité inter-évaluateurs a été trouvée pour l'ensemble des mesures QUS (avec des ϕ variant de 0,26 à 0,82) et modérée (avec des $\phi > 0,50$) pour la fiabilité intra-évaluateur. Ces résultats illustrent bien l'influence de l'évaluateur en US. L'ensemble des résultats de la fiabilité intra-évaluateur de l'étude de Collinger est résumé dans le tableau VI.

Pour l'ensemble des mesures QUS des deux tendons, la fiabilité test-retest entre deux sessions était légèrement moins bonne que celle entre deux images, avec des ϕ variant de 0,53 à 0,91 et de 0,46 à 0,96 respectivement. Ce résultat est possiblement expliqué par le fait que le repositionnement du patient joue sur la fiabilité et démontre l'importance d'un protocole standardisé pour la collecte des mesures, autant dans le positionnement du patient que de la sonde.

À l'aide des informations collectées dans l'étude-G de la théorie de la généralisabilité, des protocoles hypothétiques de collecte de mesure par un seul évaluateur ont été construits et les coefficients de dépendabilité(Φ) ainsi que l'erreur standard de mesure (ESM) ont été calculés. Dans un protocole hypothétique où une image est prise par un évaluateur lors d'une session, les mesures QUS les plus fiables sont l'épaisseur (LPB : $\Phi = 0,91$ et SÉ : $\Phi = 0,92$) et l'échogénicité (LPB : $\Phi = 0,74$ et SÉ : $\Phi = 0,75$).

En excluant l'échogénicité (qui a une bonne fiabilité), on note que la fiabilité des mesures QUS tirées de l'histogramme des niveaux de gris (LPB : $\Phi = 0,46$ à $0,62$ et SÉ : $\Phi = 0,47$ à $0,58$) est moins bonne que celle des mesures QUS extraites de la matrice de co-occurrence (LPB : $\Phi = 0,65$ à $0,76$ et SÉ : $\Phi = 0,59$ à $0,66$). Cette meilleure fiabilité est possiblement expliquée par le fait que dans la matrice de co-occurrence, des paires de pixels sont étudiées et non des pixels isolés. De plus, un moyennage des résultats est fait dans le calcul des mesures QUS tirées de la matrice de co-occurrence alors que ce n'est pas le cas pour toutes les mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris. Les mesures QUS non moyennées peuvent être plus sensibles aux petits changements de l'échogénicité dans l'image. Pour l'ensemble des résultats pour les deux tendons, seules l'épaisseur, l'échogénicité, l'entropie et l'homogénéité sont précises avec des ESM relatifs (%) variant de 0,484% à 9,405%. Des informations concernant l'ESM relative sont fournies dans la section résultats de ce mémoire.

Le petit échantillonnage ($n=20$) est peut-être en cause dans la fiabilité modérée des mesures QUS de cette étude. De plus, cette étude a été effectuée sur des tendons de l'épaule qui ont une trajectoire recourbée, rendant l'examen par US plus difficile. Des études de fiabilité sur d'autres tendons sont définitivement nécessaires afin de tirer des conclusions sur la fiabilité et la précision de ces mesures de résultats.

2.5.2.2.2 Méthode d'analyse de l'image basée sur des paramètres de fréquence

Une technique d'analyse de l'image basée sur 8 paramètres de fréquence a été employée pour discriminer avec une précision de 80% des TAs avec tendinopathie et des TAs sains sur des images ultrasonographiques (38). L'analyse de Fourier, à la base de cette technique d'analyse de

l'image, est la branche des mathématiques qui étudie la représentation des fonctions ou des signaux comme superposition d'ondes de base, appelées aussi harmoniques. Bien que cette étude de 2008 ait eu des résultats prometteurs, aucune étude subséquente employant cette même technique d'analyse sur d'autres tendons n'a été recensée.

Une autre technique (39) a été prouvée efficace dans la détection d'anomalies focales ou diffuses au TA. L'image a été analysée à l'aide de 2 paramètres de fréquence chez 13 sujets et une discrimination entre des TAs rupturés, des xanthomes et des TAs sains a été effectuée.

2.5.2.2.3 *Ultrasonographic tissue characterisation (UTC)*

Le UTC (102) est une méthode d'analyse de l'image innovatrice qui permet un examen semi-quantitatif de la structure du TA en évaluant la stabilité du patron de l'échogénicité. Six cents images contiguës sont capturées automatiquement, à une distance constante de 0,2mm à l'aide d'une sonde de très grande résolution qui est déplacée manuellement et en position transversale sur toute la longueur du TA, en partant de l'insertion au calcanéum. Cette quantité d'images contiguës permet la reproduction d'une image en 3D du TA.

Une image ultrasonographique typique est composée de deux types d'échos : les échos reliés à la structure étudiée et les interférences. Les échos reliés à la structure étudiée sont générés par les faisceaux tendineux et sont stables sur plusieurs images transversales contiguës. Les interférences sont générées par des échos multiples provenant de plus petites structures telles des fibrilles, des cellules ou des fluides et sont variables sur des images transversales contiguës. A l'aide d'algorithmes conçus spécialement pour le UTC, il est possible de distinguer quatre écho-types dans les tendons variant d'un écho-type 1 très stable (généralisé par les réflexions de faisceaux tendineux alignés et intacts) à un écho-type 4 très variable (généralisé par des composantes cellulaires et du liquide dans du tissu amorphe).

Cette méthode d'analyse a été initialement développée et validée sur des tendons de chevaux en comparant des images ultrasonographiques à des spécimens de tendons équins (112). Récemment, le UTC a été appliqué sur le TA humain et une discrimination entre les TAs symptomatiques et asymptomatiques a été possible dans 83% des cas. Bien qu'une seule étude n'ait été recensée sur la fiabilité et la validité de cette technique d'analyse de l'image sur les humains, cette nouvelle technologie est de plus en plus employée comme mesure de résultats dans divers essais cliniques randomisés évaluant différents traitements pour les tendinopathies achilléennes et patellaires (113-115). Je crois que d'autres études concernant les qualités psychométriques de cette méthode sur les humains doivent être faites et non seulement se baser sur les résultats obtenus à l'aide du modèle animal.

Une excellente fiabilité inter-évaluateur entre les mesures prises par UTC a été trouvée dans la détection des échantypes, avec un ICC de 0,92 (échantypes 1 et 2) et de 0,95 (échantypes 3 et 4). Il est à noter qu'une seule collecte d'images a été effectuée et que les images ont été évaluées à l'aide du logiciel d'analyse d'images par deux évaluateurs différents. C'est donc la fiabilité inter-lecture d'images qui a été évaluée, qui démontre que différents observateurs observant le même TA s'entendent sur la classification d'écho-types du tendon.

2.6 VALIDITÉ DES MESURES QUS

La validité de l'utilisation des mesures QUS géométriques (épaisseur, aire et largeur) dans l'évaluation d'un TA pathologique est bien établie. Les changements histologiques observés dans la dégénérescence du TA expliquent l'augmentation de la grosseur du TA et la validité de critère a été établie en chirurgie.

La validité apparente des différentes mesures QUS dérivées des niveaux de gris est établie par la compréhension des bases théoriques dans la sélection de ces mesures. Dans une tendinopathie achilléenne, la désorganisation des fibres de collagène entraîne une désorganisation des interfaces acoustiques du tendon. De plus, la diminution de la quantité de collagène et l'augmentation de la quantité de substance fondamentale, cette dernière ayant une impédance moins élevée que le collagène, vont créer une région d'hypogénéricité dans le tendon. On suppose donc qu'un TA sain aura une apparence plus hétérogène à cause de l'alternance de ses bandes noires et blanches, avec une plus grande étendue de valeurs sur l'échelle de gris. Au contraire, on suppose qu'un TA pathologique aura une apparence plus homogène et sombre, conséquence de l'absence du patron brillant de collagène avec des valeurs sur l'échelle de gris se rapprochant plus du zéro (noir). On s'attend donc de retrouver avec la dégénérescence du TA les changements des différentes mesures QUS illustrés dans la figure 2.25 (33).

Collinger et coll. (33) a démontré une bonne validité de l'utilisation des mesures QUS dans l'évaluation des tendinopathies à l'épaule. La validité de construit a été établie par des comparaisons entre les mesures QUS obtenues et des résultats obtenus par des questionnaires sur la douleur, des examens physiques et des examens cliniques à l'US traditionnels. La fiabilité trouvée dans son étude précédente n'était cependant pas excellente et que puisque la fiabilité n'est pas bien arrêtée (37), il est difficile de valider cette méthode. D'autres études de fiabilité et de validité doivent être effectuées sur différents tendons avant de conclure que les mesures QUS dérivées des niveaux de gris sont fiables et valides.

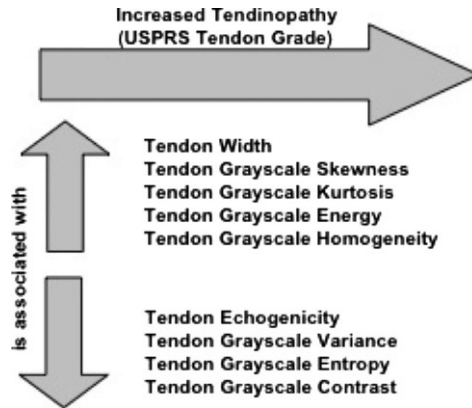


Figure 2.25 Illustration schématique des changements anticipés pour les différentes mesures QUS en présence d'une tendinopathie. Cette figure est tirée de Collinger et coll., 2010 (33).

2.7 FIABILITÉ DES MESURES QUS

2.7.1 Définition de la fiabilité

Portney et Watkins (46) définissent quatre approches à la mesure de la fiabilité : la fiabilité test-retest, la fiabilité reliée à l'évaluateur, des formes alternatives de fiabilité et la consistance interne. Les études recensées dans cet ouvrage font référence aux deux premières approches. La fiabilité test-retest d'un instrument évalue sa capacité à mesurer une variable avec cohérence. On parle de fiabilité reliée à l'évaluateur lorsqu'un être humain est impliqué dans la prise de mesure et devient partie intégrante de l'instrument de mesure. Dans une situation de test-retest, quand les aptitudes de l'évaluateur ont un impact sur la précision de la mesure, la fiabilité intra-évaluateur et test-retest sont difficilement dissociables l'une de l'autre.

2.7.2 Fiabilité des mesures QUS géométriques et dérivées des niveaux de gris

Bien que les mesures QUS géométriques soient employées couramment, bien peu d'études ont été conduites sur la fiabilité des mesures QUS. Les résultats des études de fiabilité recensées pour les mesures QUS géométriques au TA et les mesures QUS dérivées des niveaux de gris sont résumés dans les tableaux V et VI (32, 37, 38, 41-45, 88, 100, 106, 108, 110, 116). Le terme fiabilité intra-évaluateur sera employé lorsque l'étude a spécifiquement comparé la fiabilité intra et inter-évaluateurs. Sinon, le terme fiabilité test-retest pour mesures répétées sera employé quand les mesures sont reprises par le même évaluateur durant la même session, après repositionnement de la sonde.

Tableau V Fiabilité des mesures QUS géométriques au TA.

Auteur principal	Type de fiabilité	Nombre de tendons (n)	Mesure QUS	Coefficient employé* et résultat	Particularités de l'étude
Wearing 2011	Test-retest	60	Épaisseur	CV =2,3%	-Fr. sonde :10-5 MHz -2 cm proximal au calcanéum repéré sur image US -FD passive cheville à 90 degrés -stand off pad
Kallinen 1994	Test-retest	29	Largeur Épaisseur	CV=10,8% ICC=0,45 à 0,69 CV=9,1% ICC=0,56 à 0,76	-Fr. sonde :7,5 MHz -aspect distal de la malléole interne
Ying 2002	Inter-évaluateur (5 évaluateurs)	80	Épaisseur CSA	ICC=0,68 ICC=0,81	-Fr. sonde :12-5MHz -malléole interne -stand off pad -pied pendant en bout de table
Brushoj 2006	Inter-évaluateur (2 évaluateurs) Intra-évaluateur	11 11	Épaisseur Largeur CSA Épaisseur Largeur CSA	CV=6% CV=7% CV=7% CV=5% CV=4% CV=7%	-Fr. sonde :15-8 MHz -centre de la malléole interne -pied pendant en bout de table
O'Connor 2004	Inter-évaluateur (2 évaluateurs)	11	Épaisseur Largeur	CV=8,83% CV=9,61%	- Fr. sonde :13-5MHz -avec attelle (FD cheville maximale) -jonction myotendineuse soléaire-TA
Schmidt 2004	Inter-évaluateur (2 évaluateurs) Test-retest (délai 9 mois)	20 2	Épaisseur Épaisseur	ICC=0,96 ICC=0,87	-Fr. sonde :10-5 MHz -2 cm proximal au calcanéum repéré sur image US
Fredberg 2008	Test-retest (délai 5 jours)	33 asympt. 14 sympt.	Épaisseur Épaisseur	CV=7,1% CV=6%	-Fr. sonde : 12MHz -90 degrés FD -site où le TA est le plus épais sur une image transversale
Alfredson 2008	Test-retest (10 images)	1	Épaisseur	CV=1,1%	-Fr. sonde :8-13 MHz -aucune info sur le site sur le TA

*Coefficients de fiabilité employés : ICC= coefficient de corrélation intra-classe; CV= coefficient de variation

Tableau VI Fiabilité des mesures QUS dérivées des niveaux de gris pour différentes structures anatomiques.

Auteur principal	Type de fiabilité	Nombre de tendons(n)	Mesure QUS	Coefficient employé* et résultat	
Sipilä 1996	Test-retest (délai 5 jours)	42	Échogénéicité (fémur)	CV=7,3%	
			Échogénéicité (quadriceps)	CV=7,7%	
Scholten 2003	Test-retest (3 images)	59	Échogénéicité (4 muscles clés)	CV (moyenne de toutes les mesures des 4 muscles)=7,3%	
Reimers 1996	Test-retest	210	Échogénéicité (gastrocnémiens et soléaire)	CV=11,4%	ICC=0,94
Nielson 2000	Test-retest (30 images)	1	(Muscle sus-épineux)	<i>Vue Longitudinale</i>	<i>Vue Transverse</i>
			Échogénéicité	CV=7%	CV=5%
			Variance	CV=24%	CV=15%
			Médiane	CV=6%	CV=6%
			Skewness	CV=14%	CV=16%
			Kurtosis	CV=27%	CV=35%
Collinger 2009	Test-retest	20		LPB	Sus-épineux
			Épaisseur	Φ=0,94	Φ=0,96
			Échogénéicité	Φ=0,84	Φ=0,83
			Variance	Φ=0,81	Φ=0,73
			Skewness	Φ=0,68	Φ=0,68
			Kurtosis	Φ=0,68	Φ=0,46
			Entropie	Φ=0,77	Φ=0,67
			Contraste	Φ=0,71	Φ=0,70
			Énergie	Φ=0,83	Φ=0,63
Homogénéicité	Φ=0,83	Φ=0,74			
Bashford 2008	Test-retest (délai 2 jours)	10	Paramètres de fréquence (tendon d'Achille)	ICC= 0,73	

*Coefficients de fiabilité employés : ICC= coefficient de corrélation intra-classe; CV= coefficient de variation

La fiabilité dans ces études a été évaluée au moyen de différents coefficients : le coefficient de variation (CV), le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) et le coefficient de dépendabilité (Φ). Le coefficient de variation permet d'évaluer le pourcentage de variation dans un groupe par rapport à sa moyenne. Cet indice correspond au ratio de l'écart-type sur la moyenne, exprimé en pourcentage. De façon générale, le coefficient de variation peut être interprété ainsi : entre 0.0% et 16.0%, la variation est faible dans l'échantillon et l'estimé de la moyenne est fiable; entre 16.0% et 33.3%, la variation est importante et la moyenne risque de comporter beaucoup d'erreur; enfin,

au-delà de 33.3% la variation est très élevée et la moyenne n'est plus fiable (117). En ce qui concerne les coefficients de corrélation intra-classe et de dépendabilité, ils varient de 0 (fiabilité nulle) à 1 (fiabilité parfaite). De façon générale, l'ICC et le Φ peuvent être interprétés ainsi : fiabilité pauvre ($\Phi < 0,50$), modérée ($0,50 \leq \Phi < 0,75$), bonne ($0,75 \leq \Phi < 0,90$) et excellente ($\Phi \geq 0,90$) (46, 118).

À la lumière des résultats obtenus dans les études recensées, on note que la fiabilité inter-évaluateur est moins bonne que la fiabilité intra-évaluateur. Lorsque que des mesures par US doivent être prises de façon longitudinale, pour un suivi de traitement par exemple, il est souhaitable que ces mesures soient toujours prises par le même évaluateur. La fiabilité test-retest modérée obtenue dans certaines publications démontre l'importance de moyennner plus d'une mesure afin de se rapprocher le plus possible de « la vraie valeur » de la mesure QUS. De plus, on note, de façon générale, que la fiabilité des mesures QUS géométriques est légèrement supérieure à la fiabilité des mesures QUS dérivées des niveaux de gris.

2.7.3 Fiabilité inter-machine

Une grande variété de machines d'US est offerte aux cliniciens et aux chercheurs. Puisque des standards sont établis, ou appelés à être établis dans l'évaluation des mesures QUS du TA, il est important de s'assurer que les mesures entre deux machines soient comparables d'un appareil à l'autre. Une étude s'est intéressée à la fiabilité inter-machine, en répétant des mesures de CSA et de longueur du tendon patellaire sur deux machines d'US portatives relativement récentes, avec des sondes de 12-3 MHz et 18-10MHz respectivement. Les ICC obtenus entre 0,91 et 0,98 ont démontré une excellente fiabilité inter-machine (28).

Une autre étude s'est intéressée à la fiabilité inter-machine (43), mais en comparant des valeurs d'épaisseurs de divers tendons obtenues avec deux machines de différente ancienneté (1998 et 2002) et de résolution différente, la plus récente ayant une meilleure résolution de l'image. La fiabilité des mesures prises avec un appareil ayant une moins bonne résolution était moins bonne, avec un ICC=0,60 versus un ICC de 0,96 avec la machine plus récente. Cette dernière étude met en lumière un facteur important à considérer pour l'utilisation des mesures QUS: elles doivent être collectées avec un appareil ayant une technologie récente, pour s'assurer d'une plus grande fiabilité et précision.

2.7.4 Fiabilité de la lecture de l'image

Deux tâches distinctes doivent être exécutées dans l'obtention d'une mesure QUS, ces deux tâches étant toutes deux dépendantes de l'opérateur. La première tâche est l'obtention de l'image ultrasonographique (acquisition de l'image) et la deuxième est la lecture de l'image obtenue afin d'y extraire les valeurs quantitatives désirées. Il est à noter que l'US diffère ici des autres modalités d'imagerie moderne, telles que l'IRM et le CT-scan, puisque dans ces deux dernières modalités, l'acquisition de l'image se fait de façon standardisée par la machine et que quasiment aucune variabilité ne peut être attribuée à la portion « acquisition » de l'image.

La portion « lecture de l'image », sujette à l'expérience et à l'œil subjectif de l'évaluateur, pourrait être faite de façon automatisée afin de réduire la variabilité dans les mesures. Une méthode de détection automatique des contours de la carotide existe déjà, se faisant à l'aide de l'analyse sur l'échelle de gris (119). Une équipe de recherche a comparé la mesure de l'épaisseur du TA dans une vue sagittale par une identification manuelle des contours versus une identification automatique des contours (104). Une différence de 4 mm a été observée entre les deux mesures, les valeurs prises par identification manuelle étant systématiquement plus élevées que celles prises par détection automatique des contours (104). Une explication pourrait être que le seuil de visibilité de l'interface d'écho diffère légèrement entre l'œil humain et l'algorithme. La fiabilité des mesures de l'épaisseur était significativement améliorée par la détection automatique des contours avec des coefficients de variation de 5,6% et 4,8% en fiabilité intra-évaluateur et inter-évaluateur, respectivement, alors que pour l'identification manuelle des contours, les coefficients étaient de 17,8% et 20,7%, respectivement.

2.7.5 Impact de l'expérience de l'évaluateur sur la fiabilité

O'Connor et coll. ont trouvé que dans l'examen de l'épaule, la fiabilité augmentait de façon significative avec le niveau d'entraînement de l'évaluateur (120). Par contre, dans une étude de fiabilité au niveau de la CSA du tendon patellaire, des ICC intra-évaluateur de 0,87 et 0,94 (deux ICC de rapportés car mesures sur deux machines différentes) pour un évaluateur inexpérimenté (résident en médecine ayant une expérience minimale) versus 0,96 et 0,96 pour un évaluateur avec de l'expérience (médecin de médecine sportive qui utilise fréquemment l'US dans sa pratique depuis trois ans) et des ICC inter-évaluateurs de 0,90 et 0,92 témoignent d'une excellente fiabilité, et ce malgré l'inexpérience d'un des évaluateurs (28). Dans cette dernière étude, un protocole standardisé a été employé, aidant à l'obtention d'une meilleure fiabilité. De plus, le tendon patellaire, de par sa position anatomique superficielle, est plus facile à évaluer que les tendons de la coiffe des rotateurs à l'épaule.

2.7.6 En conclusion

Puisque de petites différences peuvent être observées dans les résultats des mesures QUS, la précision de la mesure est très importante et il est surprenant de noter que les seules publications recensées qui abordent cette question sont celles de Collinger (37) et de Bradley (88). Des études additionnelles sont nécessaires afin de vérifier le niveau de précision des différentes mesures QUS. De plus, considérant le degré de fiabilité discuté dans certaines des études conduites, des précautions doivent être prises dans l'interprétation des résultats lorsque nous cherchons de petits changements quantitatifs (par exemple, l'hypertrophie causée par l'exercice). Enfin, le schéma de la figure 2.26 résume tous les facteurs pouvant avoir un impact sur la fiabilité et à considérer lors de la préparation d'une étude de fiabilité.

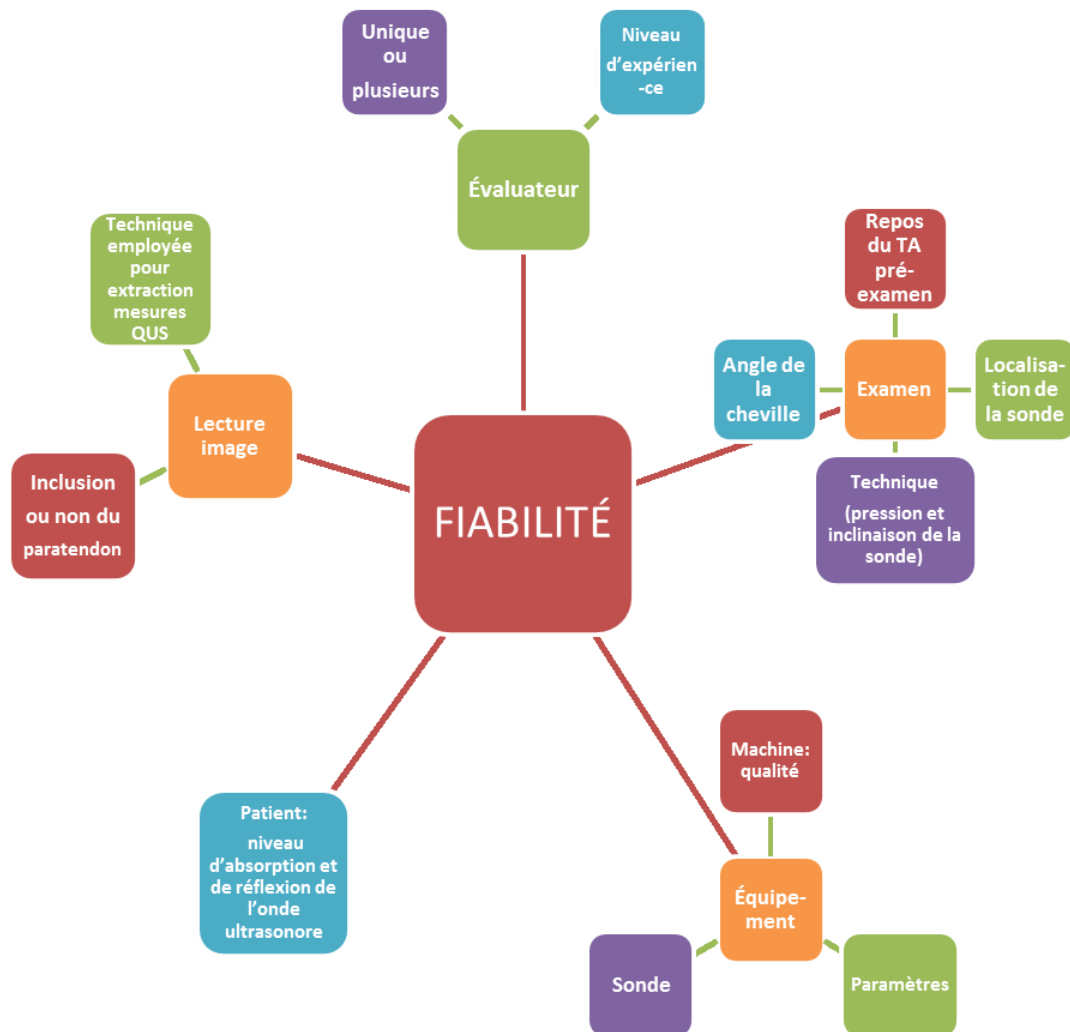


Figure 2.26 Illustration schématique des différents facteurs pouvant avoir un impact sur la fiabilité des mesures QUS au TA.

CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE

Certains éléments de la méthodologie employée pour établir la fiabilité et la précision des mesures QUS du TA sont décrits en détails dans l'article présenté dans la section « Résultats » de ce mémoire: ***Fiabilité et changement minimal détectable de mesures obtenues à partir d'images enregistrées par ultrasonographie afin de caractériser l'intégrité du tendon d'Achille***. Des informations supplémentaires permettant d'approfondir la compréhension des diverses mesures QUS et des différentes techniques de l'analyse de l'image employées dans cette étude sont fournies dans l'annexe VIII.

L'article et l'annexe ne permettent pas d'apprécier l'ensemble des aspects méthodologiques nécessaires à l'extraction des mesures quantitatives d'une image ultrasonographique. Ainsi, des informations additionnelles sont trouvées dans ce chapitre « Méthodologie ».

3.1 APPROBATIONS LIÉES À LA RÉALISATION DU PROJET

3.1.1 Éthique

L'approbation éthique du projet a été obtenue auprès du Comité d'éthique des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation Montréal métropolitain (CRIR). Le certificat d'éthique (# CÉR : CRIR-557-1110) qui a été émis initialement le 11 avril 2011 et renouvelé par la suite pour une année additionnelle est présenté à l'annexe I. La collecte et l'utilisation des informations personnelles et des données expérimentales a été effectuée en conformité avec les règles d'éthique de la recherche du CRIR.

L'ensemble de la collecte de données a eu lieu au Laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM). Le Comité de la convenance de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal avait préalablement donné son accord à la réalisation du projet dans l'établissement.

3.1.2 Consentement

Tous les participants ont été informés de la nature de l'étude. Ils ont eu l'occasion de poser toutes leurs questions concernant les différents aspects de l'étude et ont reçu toutes les réponses à leurs interrogations. Chacun a accepté volontairement de contribuer et a compris l'ampleur de sa participation au projet, ainsi que les risques auxquels il était exposé. Chaque participant a eu le droit de se retirer en tout temps, sans préjudice d'aucune sorte. Un formulaire de consentement (présenté à l'annexe II) a été lu et signé par chaque participant.

3.1.3 Recrutement

Le recrutement des participants s'est fait à l'aide d'affiches déposées dans diverses cliniques de physiatrie et de physiothérapie de la région de Montréal (un exemple de cette affiche est fourni en annexe III). De plus, un courriel a été envoyé à tous les physiothérapeutes travaillant dans l'ensemble des cliniques de physiothérapie des deux grandes bannières Action Sport Physio et Kinatex dans la région métropolitaine de Montréal.

3.2 DEVIS EXPÉRIMENTAL

Il s'agit d'une étude de fiabilité selon un devis classiquement utilisé pour des études visant à déterminer la fiabilité et les seuils de changement minimum détectables (CMD). Un total de huit images en vue longitudinale et de huit images en vue transversale de la partie moyenne du TA ont été enregistrées par US pour chaque participant, à une distance de 6 cm proximale à l'enthèse du TA. C'est à partir de ces images que différentes mesures QUS furent extraites ultérieurement lors de l'analyse des images par les deux évaluateurs (c.-à-d. une physiothérapeute et une résidente en physiatrie). La figure 3.1 met en évidence les spécifications du devis dans lequel des effets de séance, d'évaluateur et d'image sont intégrés. La fiabilité test-retest pour mesures répétées des différentes mesures QUS a pu être ainsi évaluée.

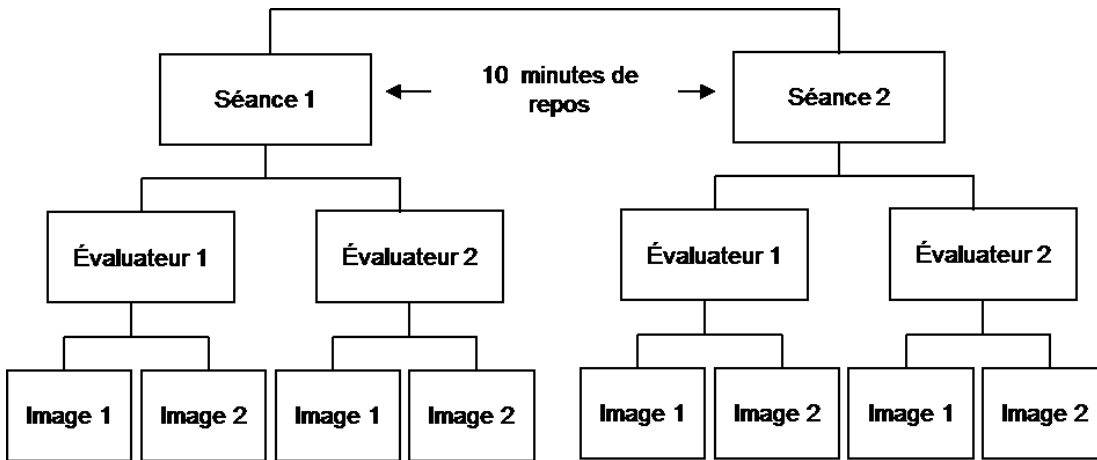


Figure 3.1 Devis expérimental

3.3 PARTICIPANTS

3.3.1 Population à l'étude

Un groupe de participants présentant des symptômes compatibles avec une tendinopathie achilléenne corporelle unilatérale ou bilatérale et un groupe de participants asymptomatiques ont été recrutés. Il est à noter que dans la présente étude, les deux TAs de chaque participant ont été évalués. Ainsi, il s'agit d'une population de tendons et non de participants puisqu'un sujet peut avoir un TA symptomatique et un autre TA asymptomatique. Il est à noter qu'aucun des TAs asymptomatiques n'avaient des signes de tendinopathie visibles à l'US. Les critères d'inclusion et

d'exclusion des participants sont résumés dans la figure 4.1 de l'article retrouvé dans la section « Résultats » de ce mémoire.

3.3.2 Taille de l'échantillonnage

La taille de l'échantillon est de 43 sujets, soit de 20 participants présentant des symptômes compatibles avec une tendinopathie achilléenne corporéale unilatérale ou bilatérale et un groupe de 23 participants asymptomatiques. Les 2 TAs de chaque participant ont été étudiés, pour un total de 86 tendons. Bien qu'un calcul a priori de la taille de l'échantillon n'ait pas été effectué, le calcul a posteriori confirme que la taille de l'échantillon est suffisante pour supporter les résultats de la présente étude. En fait, il a été établi que les coefficients de fiabilité qui égalent ou surpassent 0.90 pour chacun des groupes à l'étude (c.-à-d. tendons symptomatiques vs tendons asymptomatiques) présentent 80% de certitude (puissance statistique) à un seuil de signification de 5% (Figure 3.2) (121). De plus, cet effectif est supérieur à celui d'études similaires (37, 105), pour lesquelles des devis expérimentaux et des méthodologies semblables à l'étude dont il est question dans ce mémoire ont été employés.

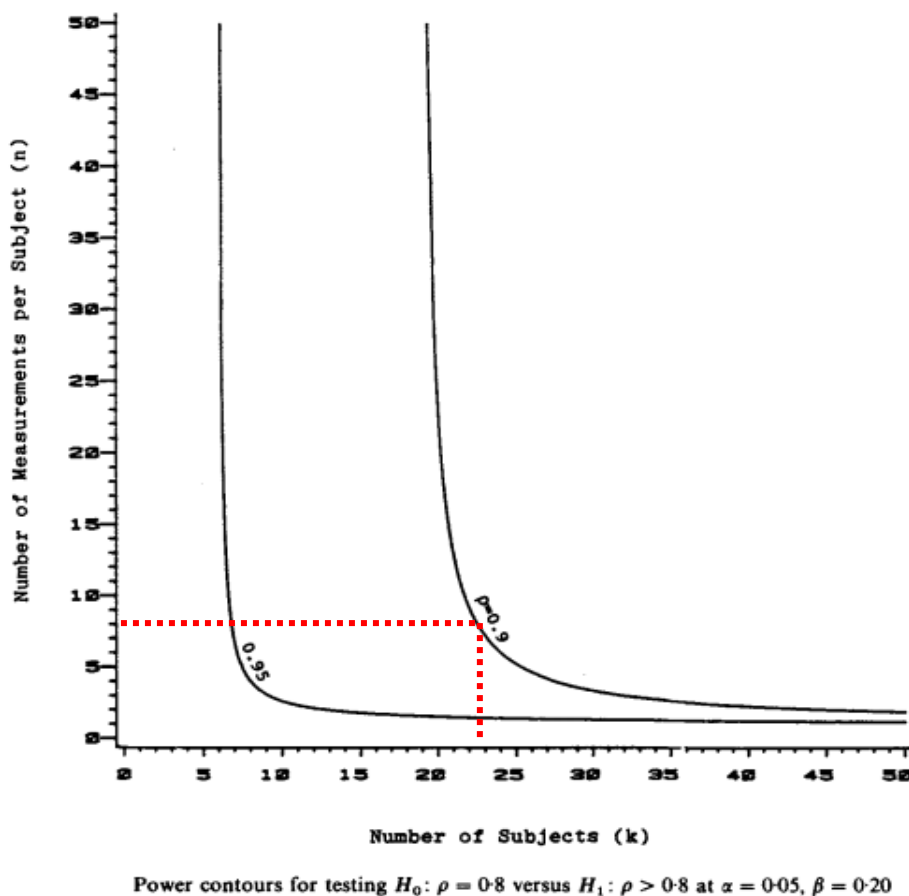


Figure 3.2 Calcul de la taille de l'échantillon
Cette figure est tirée de Donner et coll., 1987 (121).

3.4 EXAMEN CLINIQUE

Un dépistage téléphonique a été préalablement fait avec chaque participant afin de vérifier que ce dernier répondait aux critères d'inclusion et d'exclusion de l'étude. Des questions concernant l'anamnèse de la pathologie, l'évolution des symptômes, les traitements reçus à ce jour et l'état de santé général du participant ont été posées. Une attention particulière a été portée dans ce dépistage afin de s'assurer que la tendinopathie achilléenne était bien localisée au tiers moyen et non à l'enthèse du TA.

Le participant devait se présenter à l'IRGLM à une seule reprise pour l'ensemble de la collecte des données. Lors de cette rencontre, une physiothérapeute (M-J Nadeau) a complété un examen clinique préalablement à l'enregistrement des images ultrasonographiques avec chaque participant. Cet examen était divisé en quatre parties : une entrevue, un examen qualitatif d'exploration par US du TA afin d'éliminer les participants avec une atteinte à l'enthèse du TA (enthésopathie) ou une déchirure complète du TA, un examen physique et un questionnaire VISA-A (16).

3.4.1 Entrevue (15 minutes)

Des renseignements personnels (ex. : occupation, activité sportive, bilan de santé globale, prise de médicaments, tabagisme, membre inférieur dominant) ont été recueillis auprès de tous les participants. Pour les participants ayant des symptômes dans un ou leur deux TAs, des renseignements sur l'anamnèse de la tendinopathie achilléenne ont été recueillis, ainsi que les informations relatives aux symptômes du participant (examen subjectif). Pour les participants du groupe asymptomatique, l'entrevue visait à s'assurer que le patient n'avait pas, antérieurement et au moment de l'étude, de symptômes compatibles avec une tendinopathie achilléenne.

3.4.2 Séance exploratoire d'ultrasonographie (10 minutes)

Une visualisation du TA par US a été faite avant de débiter la collecte des images ultrasonographiques afin de confirmer l'éligibilité à l'étude et d'éliminer la tendinopathie insertionnelle et la déchirure complète du TA chez les participants.

3.4.3 Examen physique (45 minutes)

Une revue de la littérature a évalué la sensibilité (Se), la spécificité (Sp) et la fiabilité intra-évaluateur et inter-évaluateur (au moyen de kappas) de dix tests cliniques diagnostiques

utilisés pour la tendinopathie achilléenne corporéale. Ces tests cliniques sont classés selon 3 catégories : tests subjectifs, tests de palpation et tests de mise en tension des structures contractiles. L'ultrasonographie servait à établir le diagnostic de référence de la tendinopathie. Les tests subjectifs étaient : douleur ressentie au tiers moyen du tendon et raideur matinale. Les tests de palpation étaient : épaissement caractéristique du TA, présence de crépitements, douleur évoquée à la palpation, Royal London Test et The Arc Sign. Les tests de mise en tension des structures contractiles étaient : douleur à la dorsiflexion passive de la cheville, douleur à la montée unipodale et douleur au « hop test ». À la lumière des résultats de la présente étude, la douleur ressentie au tiers moyen du TA et la douleur évoquée à la palpation demeurent encore les deux meilleurs tests cliniques pour établir un diagnostic de tendinopathie achilléenne (79).

Les tests diagnostiques qui ont été faits lors de l'examen physique des participants dans le cadre de l'étude effectuée pour ce mémoire sont énumérés ci-bas. La sensibilité, spécificité et fiabilité intra et inter-évaluateurs trouvée dans l'étude de Hutchison et coll. (79) est indiquée pour chacun de ces tests.

Tests subjectifs (ont été effectués durant l'entrevue, voir section 3.4.1)

- Présence de douleur ressentie dans la région du tiers moyen du TA (Se : 78%, Sp : 77%, fiabilité intra-évaluateur (kappa) : 0,81, fiabilité inter-évaluateur (kappa) : 0,75)
- Présence de raideur matinale au TA (Se : 89%, Sp : 58%, fiabilité intra-évaluateur (kappa) : 0,88, fiabilité inter-évaluateur (kappa) : 0,79)

Tests de palpation

- Palpation d'un épaissement caractéristique au tiers moyen du TA (Se : 59%, Sp : 90%, fiabilité intra-évaluateur (kappa) : 0,70, fiabilité inter-évaluateur (kappa) : 0,58)
- Douleur évoquée à la palpation du tiers moyen du TA (Se : 84%, Sp : 73%, fiabilité intra-évaluateur (kappa) : 0,96, fiabilité inter-évaluateur (kappa) : 0,74)

Tests de mise en tension des structures contractiles

- Manœuvres de mise en tension des structures contractiles telles que la montée unipodale répétée à dix répétitions, le saut en appui bipodal répété dix fois, le saut en appui unipodal répété dix fois. Les manœuvres étaient effectuées dans un but de reproduire les

symptômes des participants symptomatiques et arrêtées lors de la reproduction des symptômes au tiers moyen du TA. Le nombre de répétitions de chacune des manœuvres, avant l'apparition des symptômes, a été noté. Seule la montée unipodale fut étudiée dans l'article de Hutchison et coll.(79). (Se : 22%, Sp : 93%, fiabilité intra-évaluateur (kappa) : 0,58, fiabilité inter-évaluateur (kappa) : 0,26)

Autres tests effectués

- Examen de la posture et alignement des segments des membres inférieurs (par exemple: rotation interne fémorale, torsion fémoro-tibiale, genoux varum ou valgus, avant-pied et arrière-pied en pronation ou en supination, etc.)
- Amplitude articulaire de la cheville (degrés). Les amplitudes de flexion plantaire et dorsale de chaque cheville ont été mesurées à l'aide d'un goniomètre
- Mouvements résistés de la cheville afin de vérifier la reproduction des symptômes (flexion plantaire et dorsale, éversion, inversion)
- Tests de souplesse des muscles gastrocnémiens et soléaire (figures 3.3 a et 3.3 b)
 - Test de souplesse des muscles gastrocnémiens :
Le participant est appuyé face au mur sur ses avant-bras, dans une position standardisée des membres supérieurs (épaules en flexion à 90 degrés et coudes fléchis à 90 degrés). Le bassin est placé dans une position parallèle au mur. Les membres inférieurs sont positionnés en fente avant-arrière : le genou de la jambe avant est collé au mur et le genou de la jambe arrière est en pleine extension. Les deux membres inférieurs sont maintenus dans un bon alignement dans le plan sagittal et les deux talons sont appuyés au sol. La jambe de derrière est reculée au maximum, jusqu'à ce que le talon du pied arrière s'apprête à perdre le contact avec le sol. La distance (cm) entre l'extrémité distale du 1^{er} orteil de la jambe arrière et le mur est mesurée.
 - Test de souplesse du muscle soléaire (122) :
Ce test est aussi employé pour mesurer la flexion dorsale de la cheville en mise en charge. Le participant est placé en fente avant-arrière face au mur. Le genou de la jambe avant est collé au mur et l'alignement de ce membre inférieur dans le plan sagittal est respecté. La position de la jambe arrière, ainsi que la position du reste du corps ne sont pas standardisées. Le pied avant est reculé au maximum,

jusqu'à ce que le talon s'apprête à perdre le contact avec le sol. La distance (cm) entre l'extrémité distale du 1^{er} orteil de la jambe avant et le mur est mesurée.

- Mesures anthropométriques : longueur des pieds et de la jambe (distance entre la malléole interne et l'épicondyle fémoral interne) (cm).
- Masse corporelle (Kg).
- Grandeur (cm).



Figure 3.3 Positions des participants lors des tests de souplesse des muscles **(a)** gastrocnémiens et **(b)** soléaire du membre inférieur droit. La distance (en cm) entre l'extrémité distale du 1^{er} orteil et le mur, représentée par la flèche, est calculée.

Ce projet de maîtrise constitue la première étape dans un processus visant à établir les qualités psychométriques (c.-à-d. fiabilité, validité, sensibilité aux changements) des mesures QUS au TA. Bien que non incluse dans le présent projet de maîtrise, une étude ciblant la validité de ces différentes mesures est en préparation. Pour cette raison, un examen physique exhaustif a été réalisé lors de la collecte des données, bien que l'ensemble des informations colligées ne soit pas pertinente dans le contexte du présent projet de maîtrise. Certaines informations colligées serviront ultérieurement lors de l'évaluation de la validité.

Dans notre étude, l'inclusion des participants dans le groupe des tendons symptomatiques a été établie avec les deux tests diagnostiques les plus précis et fiables de l'étude de Hutchinson et coll. (79) : la présence de douleur ressentie dans le tiers moyen du TA (depuis au moins quatre semaines) et la douleur évoquée à la palpation du tiers moyen du TA. De plus, un résultat au questionnaire VISA-A (section 3.4.4) inférieur à 100 complétait les critères d'inclusion à l'étude. Une description des diverses caractéristiques de chacun des participants du groupe de tendons symptomatiques est fournie dans le tableau XIII présenté dans la section « 4.2. Résultats complémentaires ».

3.4.4 Questionnaire VISA-A (5 minutes)

À l'aide de questions, un score total a été établi pour chaque participant et employé comme un indicateur de la sévérité de la pathologie. Les scores variaient de 0 à 100, un score faible indiquant une plus grande sévérité. Les tendons du groupe asymptomatique devaient avoir un score égal à 100 au VISA-A, alors que les tendons du groupe symptomatique devaient avoir un score inférieur à 100 au VISA-A. Des informations supplémentaires concernant le questionnaire VISA-A sont fournies dans la section 2.2.6.1.2 du chapitre « Recension de la littérature » et un exemple du formulaire VISA-A est fourni en annexe IV. La version anglaise originale du questionnaire a été utilisée pour l'ensemble des participants, puisqu'aucune version francophone du VISA-A n'a été validée dans la littérature. Cependant, une traduction française de chaque énoncé du VISA-A a été rédigée par l'équipe de recherche et inscrite en petits caractères à côté de chacun des énoncés originaux. Il est important de souligner que dans l'ensemble des participants, seuls deux d'entre eux éprouvaient quelques difficultés avec l'anglais et ont eu uniquement recours à la traduction. Une copie de la « traduction-maison » des énoncés est fournie en annexe IV.

3.5 ENREGISTREMENT DES IMAGES ULTRASONOGRAPHIQUES

3.5.1 Appareil et paramètres

Toutes les images ultrasonographiques ont été enregistrées avec la machine d'US Philips HD11 1.0.6 avec une sonde linéaire de 5MHz-12MHz ayant une largeur de 5 cm (Philips Medical Systems, Bothell, WA).

Certains paramètres de l'appareil ont été fixés et maintenus constants pour tous les participants afin de standardiser les images enregistrées. À partir de collectes préliminaires, les paramètres suivants ont été déterminés selon un consensus d'experts afin d'obtenir la meilleure qualité de l'image. Ces paramètres varient selon chaque appareil d'ultrasonographie et ont un impact sur la couleur de l'image, donc sur l'apparence de l'échogénéicité.

- Profondeur : 2 cm
- Gain : 85 Db
- Fréquence de la sonde : 12MHz
- Focus : toujours placé au niveau du TA, avec un seul marqueur
- Compress : 3

- Map : M
- Smooth : 3
- Sono CT : OFF
- X-résolution : ON
- Mode trapézoïde : ON
- Chroma : OFF
- Persist : 3



Figure 3.4 Machine d'ultrasonographie Philips HD11 1.0.6.



Figure 3.5 Sonde linéaire de 5MHz-12MHz, Philips Medical Systems, Bothell, WA.

3.5.2 Personnes réalisant l'enregistrement des images

Une physiothérapeute (Nadeau, M-J) et une résidente en physiatrie (Desrochers, A) ont procédé à l'enregistrement de toutes les images du TA. Préalablement, elles ont reçu une formation pratique d'approximativement 10 heures, fragmentée en trois sessions, sur l'examen ultrasonographique du TA offerte par un physiatre reconnu par ses pairs en ultrasonographie (Lamontagne, M). Elles ont également pratiqué l'examen ultrasonographique du TA selon un protocole standardisé, convenu par l'équipe de recherche, pendant approximativement une quinzaine d'heures. Aucune des deux évaluatrices n'avait d'expérience en US préalablement à cette étude.

3.5.3 Protocole d'enregistrement des images (60 minutes)

Première séance (test) : Chaque participant a été installé en décubitus ventral, avec chaque cheville positionnée de façon standardisée (maintenue à 5 degrés de flexion plantaire) à l'aide d'une attelle (Figure 4.2b). L'enthèse du TA sur le calcanéum a été identifiée par US (Figure 4.2a) et la peau marquée à cet endroit. D'autres marques sur la peau ont été faites à des distances de 3, 4, 5, 6 et 7 cm proximale à l'enthèse du TA. Ces dernières marques ont permis d'identifier la position du centre de la sonde lors de l'enregistrement par US de toutes les images. La première évaluatrice a enregistré deux images du TA dans le plan longitudinal à 3 cm et deux images à 6 cm proximale à l'enthèse du TA. Ensuite, elle a enregistré deux images additionnelles dans le plan transversal à chacun des niveaux suivants : 4, 5, 6, 7 cm. Une fois l'ensemble des images enregistrées par la première évaluatrice, cette dernière effaçait toutes les marques tracées sur la peau avant que la deuxième évaluatrice ne répète le même protocole de collecte d'images. Les images retenues pour les analyses de la fiabilité furent uniquement celles enregistrées à 6 cm proximale à l'enthèse (en plans longitudinal et transversal) puisque les études précisent que l'incidence de la pathologie est élevée à ce niveau (c.-à-d., tiers moyen) (1, 9, 49). Dans un contexte d'une étude de fiabilité, une prise de mesure à un endroit standardisé et identique pour l'ensemble des participants a été privilégié (6 cm proximale à l'enthèse du TA dans la présente étude). Les autres images enregistrées serviront à l'étude de la validité qui sera effectuée dans des travaux ultérieurs.

Deuxième séance (retest) : Après une période de repos d'un minimum de 10 minutes, les évaluatrices répétaient la séquence de collecte d'images décrite ci-haut. Aucun changement significatif dans les mesures QUS n'était envisagé puisque chaque participant devait rester au repos entre les 2 séances.

Un protocole standardisé a été respecté rigoureusement lors de l'enregistrement des images. Des informations supplémentaires concernant les détails de ce protocole sont fournies dans la section 4.1.3.3.3 de l'article présenté dans la section « Résultats » de ce mémoire.

3.6 ANALYSE DES IMAGES ULTRASONOGRAPHIQUES

Afin de pouvoir compléter les analyses des images ultrasonographiques, toutes les images enregistrées ont été transférées de la machine d'US Philips à un ordinateur de table. Lors de l'exportation des données, l'appareil d'US a converti les images d'un format DICOM à un format JPEG. Un programme interactif de visualisation en 2D et d'analyse d'images développé par

l'équipe de recherche dans l'environnement MATLAB Image Processing Toolbox (The Mathworks, Natick, MA) a été utilisé pour extraire toutes les mesures QUS des images. Le processus menant à l'extraction des diverses mesures quantitatives des images ultrasonographiques est expliqué dans cette prochaine section, ainsi qu'une description sommaire de ces différentes mesures QUS. Des informations supplémentaires et approfondies concernant les différentes mesures QUS, ainsi que les méthodes d'analyse de l'image employées pour l'extraction de ces mesures (c.-à-d.: histogramme de l'échogénicité et matrice de co-occurrence) sont fournies en annexe VIII.

3.6.1 Processus menant à l'extraction des mesures QUS

Lors de l'analyse de chaque image ultrasonographique à l'aide du logiciel, différentes étapes ont mené à l'obtention d'une ROI dans laquelle les mesures QUS ont été calculées. La première étape consistait à sélectionner l'image que l'évaluateur souhaitait analyser parmi l'ensemble des images enregistrées (Figure 3.6a). Ensuite, une procédure de calibration devait être effectuée pour chaque image. Les images ultrasonographiques enregistrées lors de notre étude avaient une profondeur de 2cm. L'évaluateur devait tracer 2 marqueurs à la droite de l'écran, correspondant à une profondeur réelle de 1cm (Figure 3.6b). Une calibration était alors effectuée par le logiciel et le nombre de micropixels présents entre les deux marques était indiqué à la droite de l'écran (Figure 3.6c). Lors de l'analyse des images enregistrées dans le cadre des travaux relatifs à ce mémoire, la valeur de micropixels comprise dans un cm jugée acceptable par l'équipe de recherche, en termes de précision, devait être comprise entre 133,00 et 133,99. Si les marqueurs étaient placés de façon moins précise par l'évaluateur, faisant sorte que la mesure de la calibration était autre qu'une valeur comprise entre les seuils fixés, l'évaluateur devait effacer ses marqueurs et les retracer. Enfin, l'évaluateur devait tracer la ROI, tel qu'expliqué dans la section 3.6.2, et les mesures QUS étaient calculées automatiquement par le logiciel dans cette ROI et affichées à la droite de l'image (Figure 3.6d). L'évaluateur exportait ensuite les mesures QUS dans un fichier Excel, pour analyses ultérieures. La figure 3.6 suivante démontre ces diverses étapes menant à l'obtention des mesures QUS.

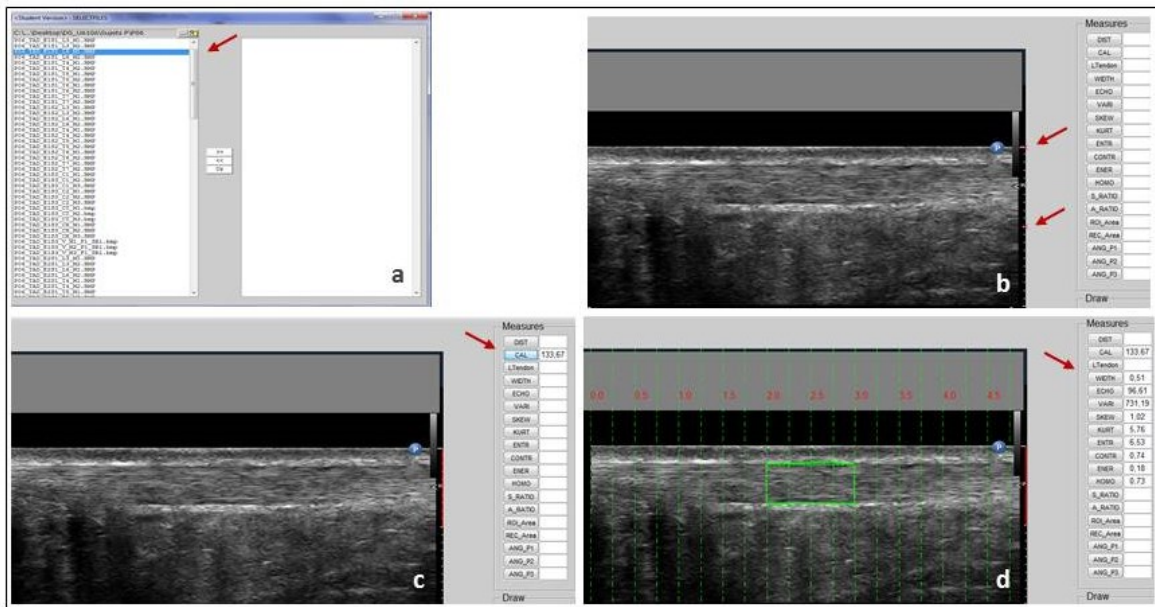


Figure 3.6 (a) Sélection de l'image à analyser par l'opérateur. (b) Marqueurs tracés par l'évaluateur, correspondant à une profondeur réelle de 1cm. (c) Calibration de l'image par le logiciel et inscription dans la section « mesures » du nombre de pixels inclus dans une région de 1cm. (d) Calcul des différentes mesures QUS, une fois la ROI tracée et sélectionnée, et résultats inscrits dans la section « mesures ».

3.6.2 Délimitation de la ROI sur les images enregistrées

Afin d'extraire les mesures QUS d'une image ultrasonographique du TA, une ROI standardisée a été tracée par l'opérateur. Des marqueurs, représentant des repères anatomiques, ont été placés directement sur chaque image sélectionnée. Ces repères anatomiques différaient entre les images longitudinales et celles transversales du TA.

3.6.2.1 Délimitation de la ROI en vue longitudinale

Les différentes étapes effectuées dans le traçage de la ROI sur une image en vue longitudinale seront décrites dans cette section et illustrées dans la figure 3.7. Premièrement, une image du TA en vue longitudinale apparaissait au centre de l'image (Figure 3.7a). L'opérateur délimitait le point 0,0 à la gauche de l'écran à l'aide de marqueurs qu'il traçait et une multitude de lignes apparaissaient sur l'écran, permettant la standardisation de la localisation de la ROI sur toutes les images (Figure 3.7b). L'opérateur plaçait ensuite des marqueurs (représentés par une multitude de « x » rouges) pour définir le contour superficiel des fibres du TA, (limite supérieure sur l'image), en excluant le paratendon (Figure 3.7c). La ROI de 1 cm était définie entre le point 2,0 et 3,0 sur l'image, de telle sorte que le point milieu de cette ROI correspondait au site anatomique

de 6 cm proximale à l'enthèse du TA. L'opérateur sélectionnait ensuite la ligne tracée par le logiciel (Figure 3.7d). Les mêmes étapes étaient répétées pour le contour profond (limite inférieure sur l'image) des fibres du TA (Figure 3.7e). Le logiciel traçait la ROI à l'aide des contours sélectionnés et les mesures QUS étaient calculées dans cette ROI.

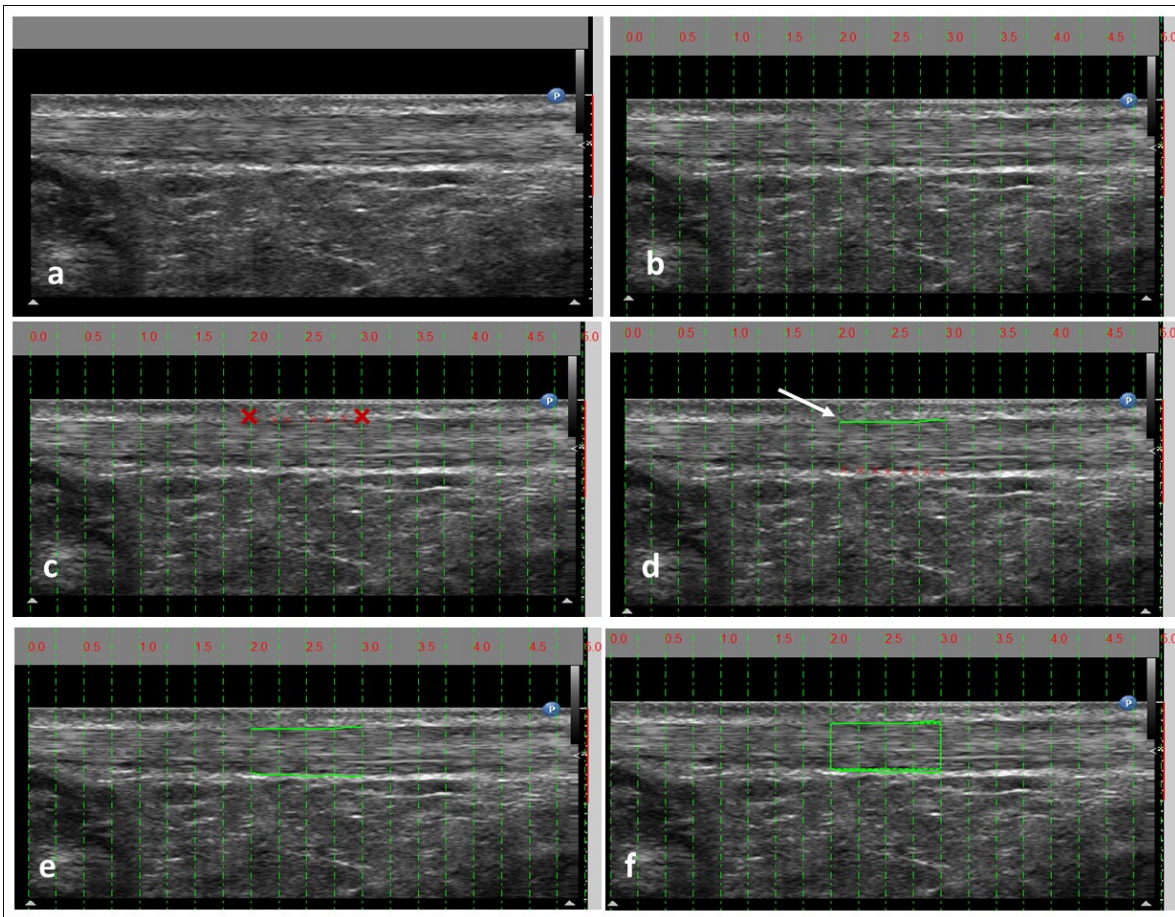


Figure 3.7... Procédures menant à la délimitation de la ROI en vue longitudinale. **(a)** Image d'un TA en vue longitudinale. **(b)** Lignes verticales tracées sur l'image entière. **(c)** Marqueurs tracés par l'évaluateur sur le contour superficiel du TA, sur une région standardisée au centre de l'écran. Les « x » plus foncés délimitent la région. **(d)** Le logiciel trace une ligne selon les marqueurs tracés. **(e)** La même procédure est répétée pour le contour profond. **(f)** La ROI est tracée par le logiciel, à l'aide des contours sélectionnés.

3.6.2.2 Délimitation de la ROI en vue transversale

Les différentes étapes effectuées visant à tracer la ROI sur une image en vue transversale seront décrites dans cette section et illustrées dans la figure 3.8. Premièrement, une image du TA en vue transversale apparaissait au centre de l'image (Figure 3.8a). L'opérateur délimitait les contours des fibres du TA à l'aide de marqueurs, en excluant le paratendon (Figure 3.8b). Le logiciel traçait

une ligne circulaire selon les marqueurs (Figure 3.8c). La ROI était délimitée par la ligne circulaire et les mesures QUS étaient calculées dans cette ROI. Le logiciel traçait un rectangle autour de la ROI et les mesures QUS d'épaisseur et de largeur étaient calculées à partir de ce rectangle (Figure 3.8d).

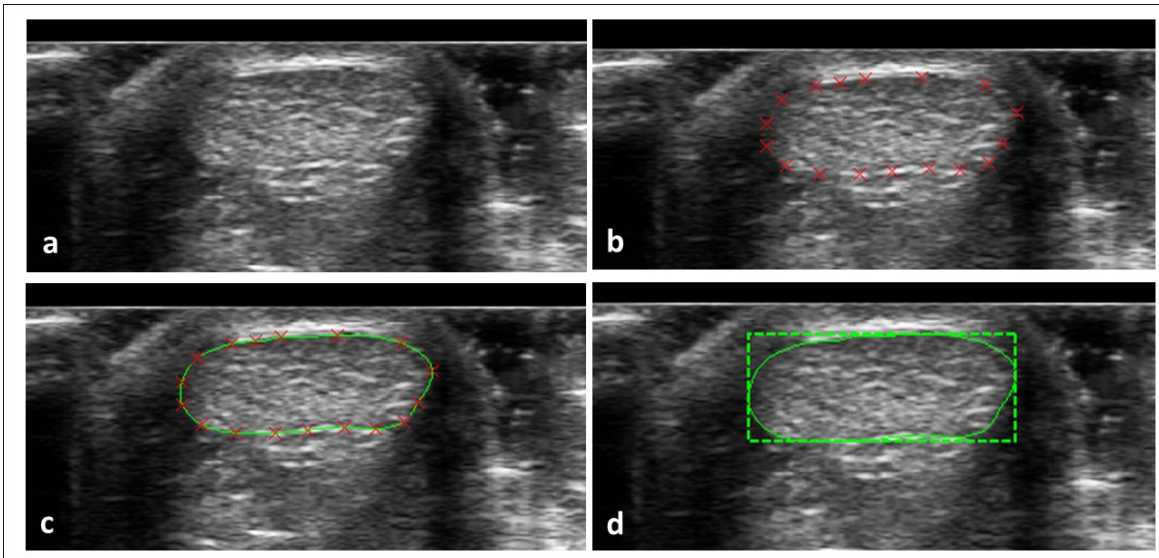


Figure 3.8 Procédures menant à la délimitation de la ROI en vue transversale. **(a)** Image d'un TA en vue transversale. **(b)** Marqueurs tracés sur les contours du TA. **(c)** Ligne circulaire, délimitant la ROI, tracée à l'aide des marqueurs. **(d)** ROI et rectangle tracé autour.

3.6.3 Définitions des diverses mesures QUS

Toutes les mesures quantitatives sélectionnées dans la présente étude ont été extraites à partir des ROIs définies en vues longitudinale et transversale : épaisseur, largeur (uniquement pour les images en vue transversale), aire (uniquement pour les images en vue transversale), échogénicité, variance, asymétrie, aplatissement, entropie, contraste, énergie et homogénéité.

Les mesures QUS calculées dans cette étude ont été classifiées en trois catégories : les mesures QUS géométriques, les mesures QUS dérivées d'un histogramme des niveaux de gris et les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence. Les mesures QUS géométriques traitent des variables spatiales telles l'épaisseur, la largeur et l'aire du tendon. L'histogramme des niveaux de gris et la matrice de co-occurrence sont deux techniques d'analyse de l'image différentes. Les mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris sont l'échogénicité,

la variance, l'asymétrie, l'aplatissement et l'entropie. Les mesures QUS dérivées de la matrice de co-occurrence sont le contraste, l'énergie et l'homogénéité.

Dans cette section, une explication des méthodes d'analyse de l'image employées pour l'extraction des différentes mesures QUS étudiées dans ce projet, ainsi qu'une définition de ces mesures QUS, seront données. Des informations supplémentaires et approfondies sur ces différentes notions, ainsi que les formules mathématiques des mesures QUS sont fournies en annexe VIII.

3.6.3.1 Mesures géométriques

Épaisseur : En vue longitudinale, l'épaisseur moyenne de la ROI du tendon fut calculée avec 100 points équidistants qui ont été respectivement tracés sur les bordures supérieures et inférieures de la ROI et la distance entre chaque paire de points a été calculée. Les 100 mesures de distance ont ensuite été moyennées et représentaient l'épaisseur. En vue transversale, l'épaisseur du tendon fut déterminée à l'aide d'un rectangle qui englobait le tendon. La hauteur du rectangle reflétait l'épaisseur du tendon.

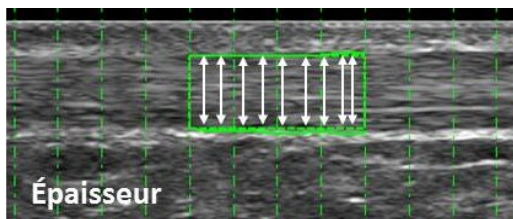


Figure 3.9 Mesure QUS de l'épaisseur moyenne du TA en vue longitudinale. Les flèches représentent des exemples de paires de points équidistants.

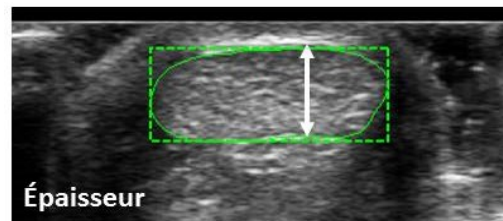


Figure 3.10 Mesure QUS de l'épaisseur maximale du TA en vue transversale.

Largeur : La largeur fut calculée uniquement en vue transversale et elle fut déterminée à l'aide du rectangle défini ci-haut qui englobait le tendon. La largeur du rectangle reflétait la largeur du tendon.

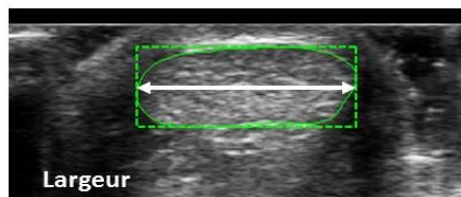


Figure 3.11 Mesure QUS de la largeur du TA

Aire : L'aire du tendon fut calculée uniquement en vue transversale et elle correspondait à l'aire de la région délimitée par les contours du tendon.

3.6.3.2 Mesures dérivées d'un histogramme des niveaux de gris (courbe de distribution représentant la fréquence des niveaux de gris présents dans l'image)

Pour calculer les autres mesures dans la ROI, le logiciel a fragmenté la ROI en plusieurs micropixels (un micropixel= 0,087mm²) et une valeur numérique correspondant à une teinte de l'échelle de gris fut allouée à chaque micropixel. L'échelle de gris est une échelle de couleurs reconnue en imagerie qui varie de la couleur noire=0 à la couleur blanche=255, pour un total de 256 teintes possibles sur cette échelle. La fragmentation de l'image est illustrée dans la figure 3.12.

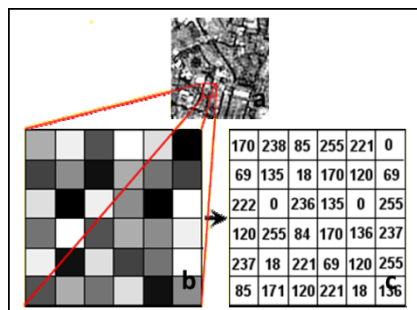


Figure 3.12 (a) Fragmentation d'une ROI en pixels, (b) différentes teintes de gris des pixels, (c) valeur numérique correspondant à une teinte de l'échelle de gris.

Cette figure est tirée du site internet <http://gtixier.free.fr/acquisition.htm>.

Une fois la ROI fragmentée en micropixels, les valeurs sur l'échelle de gris de chaque micropixel inclus dans la ROI furent représentées dans une courbe de distribution de la fréquence des niveaux de gris présents dans la ROI, aussi appelée « histogramme des niveaux de gris » (se référer à la figure 2.20 de la section « Recension de la littérature »). Les mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris sont des « descripteurs de l'image », qui tiennent compte des variations des valeurs de niveaux de gris dans la ROI, sans prendre l'arrangement spatial des pixels en compte.

Échogénéicité : L'échogénéicité représente la moyenne des valeurs sur l'échelle de gris de l'ensemble des pixels qui compose la ROI. Il est à noter que le calcul de cette valeur ne tient pas compte de la forme de la courbe de distribution de la fréquence des niveaux de gris présents dans l'image. L'unité de mesure de l'échogénéicité est une valeur de niveau de gris comprise entre 0 et 255 inclusivement.

Variance : La variance permet de caractériser la dispersion des valeurs de niveaux de gris des pixels contenus dans la ROI par rapport à la moyenne. La variance, tout comme les autres mesures de résultats décrites ci-dessous, n'a pas d'unité de mesure.

Coefficient d'asymétrie (skewness) : Ce coefficient caractérise la forme de la courbe de distribution de la fréquence des niveaux de gris présents dans la ROI. Il définit la symétrie de la courbe autour de sa moyenne. Un coefficient élevé (en valeur absolue) indique une distribution décalée par rapport à la moyenne, alors qu'un coefficient nul indique une distribution symétrique. Une valeur positive indique une distribution décalée à gauche de la moyenne, et donc une queue de distribution étalée vers la droite. Une valeur négative indique une distribution décalée à droite de la moyenne, et donc une queue de distribution étalée vers la gauche.

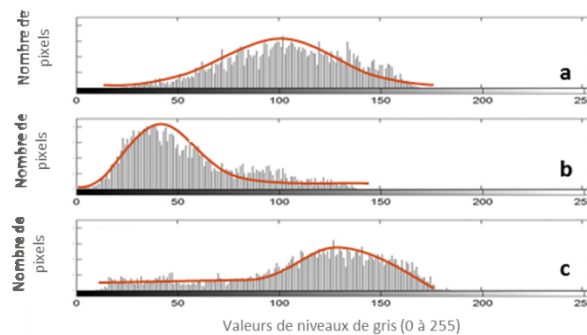


Figure 3.13 Mesure QUS de l'asymétrie : (a) Distribution symétrique avec un coefficient nul; (b) Distribution décalée vers la gauche par rapport à la moyenne avec un coefficient positif; (c) Distribution décalée vers la droite par rapport à la moyenne avec un coefficient négatif.

Coefficient d'aplatissement (kurtosis) : Ce coefficient est un paramètre de forme de la courbe de distribution de la fréquence des niveaux de gris présents dans la ROI. Il définit l'aplatissement de la courbe relativement à une distribution normale. Plus la valeur du coefficient est élevée, plus la courbe sera accentuée par rapport à la moyenne, alors que la courbe sera plus aplatie si le coefficient est moins élevé.

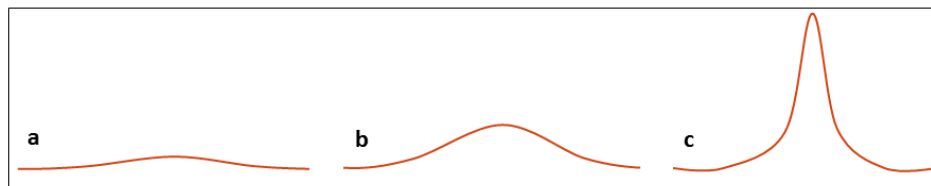


Figure 3.14 Mesure QUS de l'aplatissement : (a) courbe illustrant un faible coefficient d'aplatissement; (b) courbe illustrant un coefficient modéré; (c) courbe illustrant un coefficient élevé.

Entropie : L'entropie, qui reflète le désordre dans une ROI, tient compte du nombre de teintes de gris dans une ROI, ainsi que des proportions de chaque teinte de gris. Ces informations sont fournies au moyen de l'histogramme des niveaux de gris. Si plusieurs valeurs de niveaux de gris sont présentes dans cette ROI, l'entropie sera élevée. Au contraire, si une image a une seule valeur de niveau de gris pour l'ensemble de ses pixels, l'entropie sera de zéro.

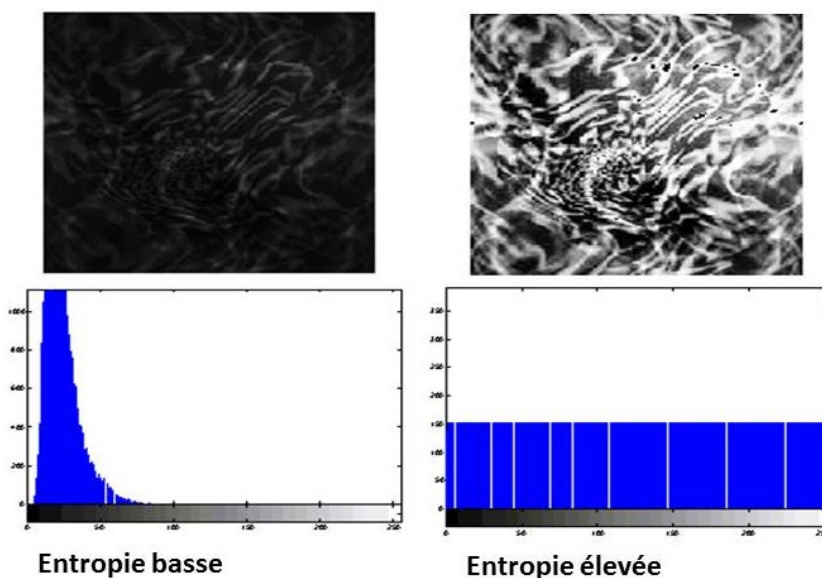


Figure 3.15 Mesure QUS de l'entropie avec deux images démontrant une entropie basse et élevée.

Cette figure est tirée du site internet : <http://www.tsi.telecom-paristech.fr/pages/enseignement/ressources/beti/egal-histo/rapport.htm>.

3.6.3.3 Mesures dérivées d'une matrice de co-occurrence

Ensuite, une matrice de co-occurrence fut calculée. Cette dernière est une technique permettant l'extraction d'informations statistiques dans une ROI en s'intéressant à la distribution de paires de pixels (36). L'analyse des textures à l'aide d'une matrice de co-occurrence est fondée sur l'occurrence répétée d'une configuration typique de pixels dans la ROI de l'image. Cette configuration varie rapidement en fonction de la distance pour des textures fines et lentement pour des textures grossières. Une matrice de co-occurrence permet donc l'étude de la connectivité entre les pixels, en fonction de leurs niveaux de gris. On calcule une matrice en enregistrant le nombre de fois qu'une paire de pixels, selon des valeurs déterminées de niveaux de gris et une relation spatiale spécifique et prédéfinie (distance et un angle d'orientation relative), est présente

dans une ROI (36, 123, 124). Les mesures QUS dérivées de la matrice de co-occurrence caractérisent la structure et la texture du TA.

Pour l'étude effectuée dans le cadre de ce mémoire, une distance de dix micropixels et quatre directions (angles : 0°, 45°, 90° 135°) ont été sélectionnées afin que les paires de micropixels séparées par cette distance et dans ces directions définies soient analysées (36). Cette sélection a été basée sur les travaux antérieurs de l'équipe de recherche de l'Université de Pittsburg qui a initialement développé le logiciel (33, 37). Cette équipe d'experts était composée, entre autres, d'un ingénieur spécialisé en analyse de l'image et d'un médecin reconnu par ses pairs pour son expertise en imagerie par ultrasonographie. Une distance de dix micropixels (un micropixel= aire de 0,087mm²) a été établie afin de ne pas diluer excessivement l'information recueillie par trop de micropixels. En ce qui concerne le choix des 4 directions, il est justifié par le fait que les interrelations entre les pixels avoisinants dans un rayon de 0° à 180° sont analysées.

Contraste : Le contraste correspond à la quantité de différence d'intensité qui existe entre les valeurs de niveaux de gris de pixels voisins. Le contraste varie de 0 à la valeur au carré du nombre de couleurs dans l'image. Une image homogène avec des pixels ayant des valeurs semblables de niveaux de gris aura une mesure près de la valeur zéro, alors que dans une image dans laquelle il y a une grande quantité de variations locales et brusques dans les valeurs des niveaux de gris, la mesure du contraste sera élevée.

Énergie : L'énergie est en lien avec la régularité des schèmes dans une image. L'énergie varie de zéro à un. Elle augmentera avec un nombre élevé de paires de pixels identiques dans la matrice, c'est-à-dire ayant la même combinaison de valeurs de niveaux de gris. Une image constante et régulière aura donc une mesure d'énergie élevée, près de la valeur un. Une image dans laquelle les contacts de valeurs de niveaux de gris sont variés, désordonnés et aléatoires aura une faible énergie, avec une mesure près de la valeur zéro. L'énergie peut être appelée uniformité.

Homogénéité : Dans une image homogène, il y a peu de transitions de tons de gris. L'homogénéité d'une image varie de zéro à un. Elle est augmentée lorsqu'une zone de la même couleur est grande. Plus le nombre de pixels ayant la même valeur sur l'échelle de niveaux de gris est élevé, plus la mesure de l'homogénéité aura une valeur près du un.

En résumé, il est attendu qu'un tendon sain ait une apparence plus hétérogène à cause de l'alternance de ses bandes noires et blanches, avec une plus grande étendue de valeurs sur l'échelle de gris. Au contraire, une région pathologique dans un tendon aura une apparence plus

homogène et sombre, avec des valeurs sur l'échelle de gris se rapprochant plus du zéro (noir). On s'attend donc de retrouver dans un tendon pathologique les valeurs de mesures QUS suivantes : épaisseur, largeur, aire, asymétrie, aplatissement, homogénéité et énergie élevées, ainsi que échogénéité, variance, entropie et contraste basses (33).

3.6.4 Surestimation de l'épaisseur du TA sur une image en vue transversale

Une problématique concernant la mesure de l'épaisseur en vue transversale, à l'aide du logiciel, a été identifiée dès le début de l'étude. Le rectangle tracé autour de la ROI dans une image en vue transversale pouvait surestimer l'épaisseur du TA, si le tendon présentait une forme incurvée particulière, tel qu'illustré dans la figure 3.16. L'extrémité gauche du TA démontré sur cette figure est plus recourbée que la droite (Figure 3.16a). Le bord supérieur du rectangle englobant la ROI sera vis-à-vis la partie la plus superficielle du TA, identifiée par la croix rouge (Figure 3.16a). Le bord inférieur du rectangle englobant la ROI sera vis-à-vis la partie la plus profonde du TA, identifié par la croix verte (Figure 3.16a). On peut constater que l'épaisseur maximale réelle du TA est représentée par la flèche rouge, mais que la hauteur du rectangle est de la grandeur de la flèche verte (Figures 3.16b et 3.16c). Pour contrôler cette situation, une vigilance constante a été maintenue lors de l'analyse des images et chacune d'entre elle a été observée attentivement afin de repérer les images dans lesquelles le problème se présentait.

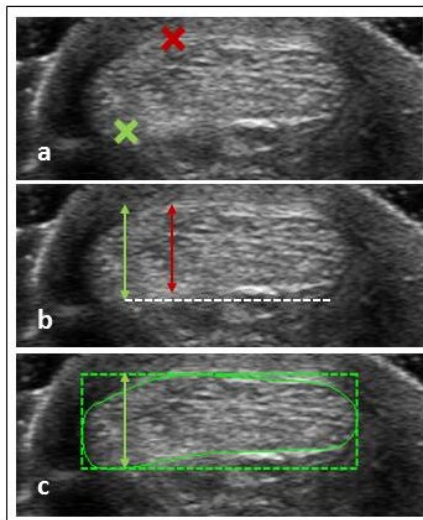


Figure 3.16 Surestimation possible de l'épaisseur du TA en vue transversale par le logiciel : **(a)** Croix rouge et verte représentent les points les plus superficiel et profond du TA, respectivement; **(b)** Épaisseur maximale réelle représentée par la flèche rouge; **(c)** Épaisseur surestimée mesurée par le rectangle tracé par le logiciel.

3.7 ANALYSES STATISTIQUES

Une description des méthodes statistiques employées pour l'analyse des données est fournie dans cette section. Des informations supplémentaires sont retrouvées dans la section 4.1.3.5 de la partie « Résultats » de ce mémoire.

3.7.1 Mesures de résultats

Des informations détaillées des statistiques calculées pour les mesures de résultats sont retrouvées dans la section 4.1.3.5.1 de la partie « Résultats » de ce mémoire.

3.7.2 Fiabilité

La théorie de la généralisabilité (125) a été employée afin de déterminer séparément la fiabilité des différentes mesures QUS prises pour les tendons symptomatiques et les tendons asymptomatiques. Cette théorie repose principalement sur 2 études : l'étude-G et l'étude- D. L'étude-G a attribué l'erreur de mesure à chaque facette (participant, évaluateur, image, visite) et à leurs interactions, tel que démontré dans la figure 3.17. L'étude-D a permis de déterminer les meilleurs protocoles à adopter en pratique clinique et en recherche en testant différents protocoles hypothétiques de prises de mesures. Puisqu'il est reconnu que l'US est très influencée par l'évaluateur et que la fiabilité inter-évaluateur est moins bonne que la fiabilité intra-évaluateur dans les études recensées (45, 88), l'évaluateur a été fixé dans l'étude-D. En fixant l'évaluateur, la variance associée à l'évaluateur n'est pas prise en considération. Les protocoles de prises de mesures proposés à l'aide de l'étude-D étaient donc des protocoles dans lesquels un seul évaluateur prend les mesures.

Les coefficients de dépendabilité(Φ) furent calculés à l'aide des études G et D. Les coefficients de dépendabilité varient de 0 (fiabilité nulle) à 1 (fiabilité parfaite) et ils reflètent la fiabilité test-retest des mesures. En règle générale, le coefficient de fiabilité (Φ) peut être interprété ainsi :

- $\Phi < 0,50$: faible fiabilité
- $0,50 \leq \Phi < 0,75$: fiabilité modérée
- $0,75 \leq \Phi < 0,90$: bonne fiabilité
- $\Phi > 0,90$: excellente fiabilité

Il existe cependant un certain consensus selon lequel les indices de fiabilité doivent dépasser 0,90 pour les mesures cliniques afin d'assurer une validité raisonnable. Un seuil de 0,90 a donc été fixé dans notre discussion lorsque la notion d'une excellente fiabilité des mesures QUS était abordée (46, 118).

La figure 3.17 illustre la différence entre la théorie classique de la fiabilité qui propose un terme d'erreur aléatoire unique et l'étude-G qui partitionne l'erreur en différentes facettes pertinentes à notre étude. L'étude-G a déterminé l'amplitude de la variance attribuée au sujet (S), à l'évaluateur (É), à la visite (V), à l'image (I), et aux erreurs aléatoires résultant des interactions entre ces différentes sources de variance (S, E, V, I, SE, SV, SI, EV, EI, VI, SEV, SEI, SVI, EVI), laissant ainsi beaucoup moins de variance inexpliquée (SEVI).

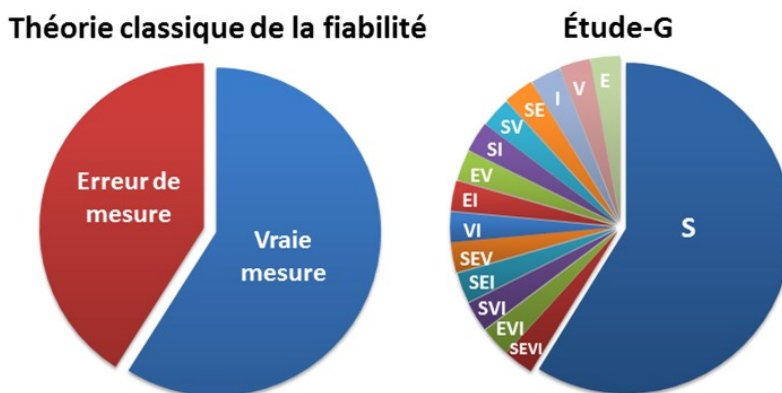


Figure 3.17 Différences entre la théorie classique de la fiabilité et la théorie de la généralisabilité. Les différentes facettes évaluées dans la présente étude sont illustrées.

3.7.3 Erreur standard de mesure

L'erreur standard de mesure (ESM), qui représente la racine carrée de la variance de l'erreur, a été calculée. Elle témoigne de la précision d'une mesure.

3.7.4 Changement minimum détectable

Le changement minimum détectable absolu (CMD) a été calculé pour déterminer l'ampleur de la variation absolue nécessaire pour détecter une différence qui pourrait être interprétée comme une réelle différence excédant l'erreur de mesure. Pour un niveau de confiance de 90% (valeur $z=1,65$), considérée comme étant adéquate pour la prise de décisions cliniques (126), le CMD a été calculé en utilisant l'équation suivante :

$$CMD_{Abs} = 1,65 \times \sqrt{2} \times SEM$$

Afin que le CMD soit indépendant de l'unité de mesure et pour faciliter son interprétation d'un point de vue clinique, le CMD a par la suite été normalisé relativement à la moyenne obtenue (CMD_{Norm}) et calculé en utilisant l'équation suivante :

$$CMD_{Norm} = (CMD_{Abs} / \text{moyenne globale du groupe}) \times 100.$$

Un $CMD_{Norm} \leq 15\%$ reflète une excellente précision des mesures.

3.8 CHRONOLOGIE DES TRAVAUX

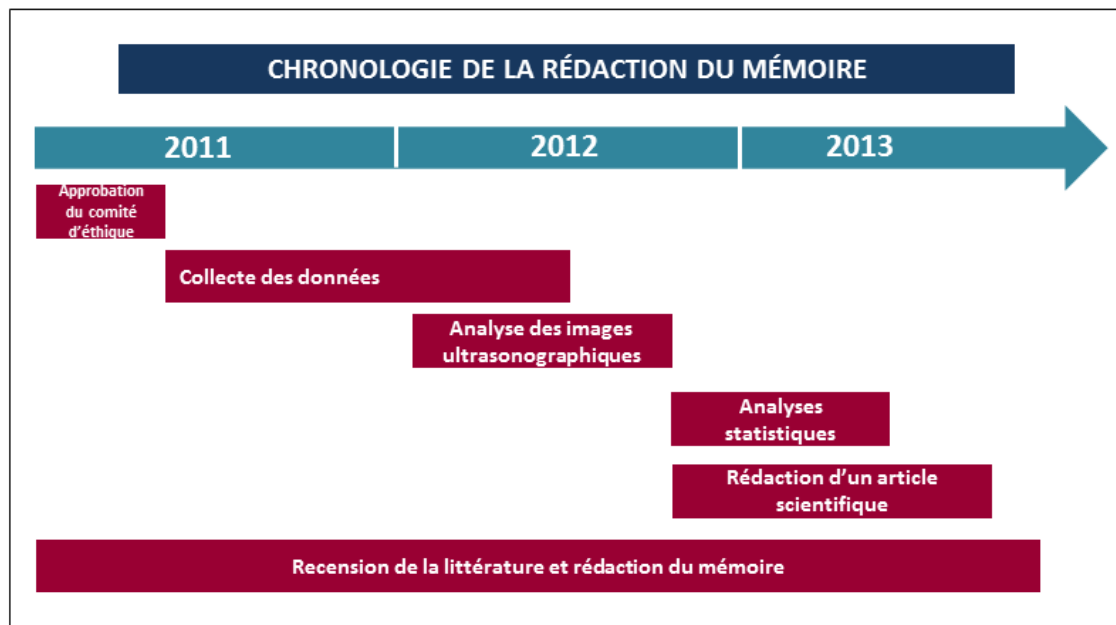


Figure 3.18 Illustration schématique de la chronologie des travaux

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS

4.1 FIABILITÉ ET CHANGEMENT MINIMAL DÉTECTABLE DE MESURES OBTENUES À PARTIR D'IMAGES ENREGISTRÉES PAR ULTRASONOGRAPHIE AFIN DE CARACTÉRISER L'INTÉGRITÉ DU TENDON D'ACHILLE

Marie-Josée Nadeau^a, pht, candidate à la MSc en Sciences de la réadaptation, Université de Montréal; **Dany Gagnon**^{a,b}, pht, PhD, professeur à l'École de réadaptation de la faculté de médecine de l'Université de Montréal; **Amélie Desrochers**^c, MD, Résidente sénior en physiothérapie, Université de Montréal; **Martin Lamontagne**^c, MD, FRCPC, BSc, Dipl. méd. sport (CASM), physiatre au Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CHUM)

^a École de réadaptation, Université de Montréal, Montréal, Canada

^b Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation Montréal métropolitain(CRIR), Institut de réadaptation Lindsay-Gingras de Montréal, Montréal, Canada

^c Faculté de médecine, Université de Montréal, Montréal, Canada

*L'article sera soumis pour publication à la revue *Physical Therapy* en février 2014.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport significatif à l'élaboration du projet de recherche, à l'acquisition des données cliniques, à l'analyse et à l'interprétation de celles-ci ainsi qu'à la rédaction de l'article scientifique qui suit. Dr Dany Gagnon, directeur de ce projet de recherche, a grandement contribué à l'élaboration du projet de recherche, à la rédaction du protocole, à l'interprétation des résultats obtenus ainsi qu'à la révision de l'article qui suit et des demandes de subventions qui ont permis la réalisation du projet. Dr Amélie Desrochers a participé à la collecte des données. Dr Lamontagne, co-directeur de recherche, a contribué à l'élaboration du projet de recherche, à la rédaction du protocole et à la révision de l'article.

4.1.1 Abrégé

Problématique : La quantification de l'intégrité du tendon d'Achille (TA) représente un défi en réadaptation. L'adoption de mesures quantitatives du TA, extraites à partir d'une image ultrasonographique (QUS), pourrait remédier à cette lacune. **Objectifs** : 1) Évaluer la fiabilité test-retest et la précision de mesures QUS du TA; 2) Déterminer le meilleur protocole de collecte de mesures QUS à employer en pratique clinique. **Méthodologie** : Un total de 23 TAs présentant des symptômes d'une tendinopathie achilléenne et 63 TAs asymptomatiques ont été évalués. Pour chaque TA, 8 images ont été enregistrées (2 visites * 2 évaluatrices * 2 images). Différents types de mesures QUS ont été prises : géométriques (épaisseur, largeur, aire), dérivées d'un histogramme des niveaux de gris et dérivées d'une matrice de co-occurrence. Une étude de généralisabilité a quantifié la fiabilité et la précision de chaque mesure QUS et une étude de décision a fait ressortir les meilleurs protocoles de prise de mesures. **Résultats** : Les mesures géométriques ont démontré une excellente fiabilité et précision. Les mesures dérivées de l'histogramme des niveaux de gris ont démontré une fiabilité et précision médiocres. Les mesures dérivées d'une matrice de co-occurrence ont démontré une fiabilité modérée à excellente et une précision variable. En pratique clinique, il est recommandé de moyenniser les résultats de trois images collectées par un évaluateur lors d'une visite. **Conclusion** : L'utilisation des mesures QUS géométriques permet de quantifier l'intégrité du TA (clinique et recherche). Davantage d'études sur les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence s'avèrent nécessaires.

Mots clés : échographie, fiabilité, mesure quantitative, musculo-squelettique, physiothérapie, précision, réadaptation, tendinopathie, tendon d'Achille, ultrasonographie.

4.1.2 Introduction

Le TA représente le tendon le plus large et le plus fort du corps humain. Il est soumis à de grandes charges tensiles, imposées lors de son élongation ou de sa contraction, qui le rendent vulnérable au développement de blessures de surutilisation. La prévalence et l'incidence de la tendinopathie achilléenne corporéale (c.-à-d. au tiers moyen du tendon) sont élevées chez les sportifs et des cas sont aussi fréquemment recensés chez des sédentaires (3, 4, 6, 7, 9, 10). L'étiologie et la pathogénèse de cette blessure ont fait l'objet de nombreuses recherches, avec des résultats inconstants (1, 9, 10). Le traitement des personnes atteintes de cette pathologie constitue un défi pour les professionnels de la réadaptation puisqu'elle est souvent récalcitrante aux traitements conservateurs (11, 13, 14).

L'imagerie par ultrasonographie (US), qui permet de visualiser l'intégrité biologique du tendon, est une modalité d'évaluation fréquemment utilisée pour l'examen de la tendinopathie achilléenne. Cette modalité est non-invasive, sécuritaire, rapide et peu coûteuse (18, 82). Lors de l'observation d'une image US, le patron fibrillaire bien organisé et uniforme des fibres de collagène d'un TA sain est mis en évidence par une alternance de bandes parallèles brillantes (hyperéchogènes) de collagène et de bandes foncées (hypoéchogènes) de matrice extracellulaire (81, 82). Le paratendon du TA sain est visualisé par une ligne brillante bien définie et ininterrompue entourant le tendon (81, 82) (figure 4.3). En présence d'une tendinopathie achilléenne corporéale, le patron fibrillaire du TA sera altéré suite à une désorganisation des fibres de collagène et à une augmentation de la quantité de matrice extracellulaire et de ténocytes (11, 25, 51). Ceci se traduira sur une image enregistrée par US par un épaissement focal du tendon, la présence de zones foncées (hypoéchogènes) intratendineuses et parfois, des contours irréguliers (81) (figure 4.3).

L'interprétation d'une image ultrasonographique du TA se fait traditionnellement de façon semi-objective : l'apparence générale de l'image est commentée à partir des différents contrastes observés (ex. : hétérogène, homogène, anomalie focale ou diffuse) et l'épaisseur maximale du TA est fréquemment mesurée. Cette interprétation est, entre autres, largement influencée par l'expérience de l'évaluateur, tant au niveau de la technique d'enregistrement qu'au niveau de la lecture d'image (26-28). Les avancées technologiques des dernières années ont permis d'améliorer l'interprétation des images ultrasonographiques du TA en progressant vers une approche plus quantitative. Une image ultrasonographique peut maintenant être fragmentée en micropixels, permettant l'extraction de valeurs numériques telles l'épaisseur moyenne, la largeur

et l'aire du tendon, ainsi que des valeurs quantifiant l'échogénicité d'une région d'intérêt dans une image (36, 123).

L'utilité des nouvelles techniques d'analyse d'images ultrasonographiques, qui scindent les images numériques en une multitude de micropixels et allouent une valeur numérique à chaque micropixel sur une échelle de gris, a été démontrée dans différentes études effectuées chez des animaux et chez des humains. Entre autres, ces techniques ont permis d'objectiver des changements dans la composition d'un muscle entraîné par rapport à un muscle non-entraîné chez des personnes âgées (34, 106, 107), ont démontré des différences dans la composition histologique des muscles sus-épineux et quadriceps chez des adultes (111) et ont été employées avec succès pour détecter les changements structurels de quatre muscles-clés chez des jeunes atteints de troubles neuromusculaires (40). Elles ont aussi permis la discrimination, avec une efficacité de 80% (38) et 83% (102), des patients atteints ou non d'une tendinopathie achilléenne et ont détecté efficacement des anomalies focales ou diffuses au TA (39).

Très peu d'études ont été effectuées afin d'évaluer la fiabilité des *mesures quantitatives extraites à partir d'images enregistrées par ultrasonographie (mesures QUS)* au TA. Même la fiabilité de la mesure QUS de l'épaisseur du TA, reconnue comme un critère clé dans le diagnostic de la tendinopathie achilléenne, a été peu recensée. À ce jour, une fiabilité test-retest des mesures QUS du TA d'un niveau modéré à bon a été observée (32, 41, 43-45). De plus, il a été clairement démontré que l'enregistrement d'une image échographique est hautement influencée par l'évaluateur et ce, même chez des ultrasonographes très expérimentés (faible fiabilité inter-évaluateur(88)). Divers facteurs tels l'angle de la sonde sur la peau ou la pression appliquée sur la sonde peuvent influencer les propriétés d'une image enregistrée et ainsi modifier les valeurs quantitatives extraites (127, 128). Des informations concernant la fiabilité, les erreurs de mesure fréquentes et les changements minimums détectables sont essentielles afin de développer des protocoles standardisés de prises de mesure nous permettant de quantifier des changements intra-tendineux observés dans une tendinopathie du TA.

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer la fiabilité et la précision de mesures QUS des TAs chez des personnes présentant des symptômes compatibles avec une tendinopathie achilléenne corporéale affectant au moins un membre inférieur et chez des personnes complètement asymptomatiques. L'objectif secondaire vise à proposer des protocoles de collectes de mesures QUS les plus fiables et précis possibles qui pourraient être utilisés ultérieurement afin de quantifier l'intégrité du TA en pratique clinique ou lors de projets de recherche. Il est anticipé que toutes les mesures QUS seront fiables et précises, et qu'un protocole de prise de mesures dans

lequel un seul évaluateur moyenne les résultats de trois images obtenues en une seule visite sera fiable et précis.

4.1.3 Méthodologie

4.1.3.1 Participants

Un groupe de 20 participants présentant des symptômes compatibles avec une tendinopathie achilléenne corporéale unilatérale ou bilatérale et un groupe de 23 participants asymptomatiques ont accepté de participer à cette étude. Les personnes présentant des symptômes compatibles avec une tendinopathie achilléenne devaient avoir des douleurs depuis plus de 4 semaines, une douleur évoquée à la palpation du tiers moyen du TA et un score au VISA-A inférieur à 100. Le questionnaire VISA-A (16), complété par tous les participants, est un instrument de mesure fiable et validé qui s'intéresse à la douleur au TA, à la fonction dans la vie quotidienne et aux activités sportives des individus atteints d'une tendinopathie achilléenne. À l'aide de huit questions, un score total est établi et est employé comme un indicateur de la sévérité de la pathologie. Les scores varient de 0 à 100, un score faible indique une plus grande sévérité. Les participants asymptomatiques ne devaient avoir aucune douleur ou histoire antérieure de douleur au TA, aucun signe observable de tendinopathie achilléenne ou atteinte à la cheville et un score au VISA-A égal à 100. Les critères généraux d'inclusion et d'exclusion des participants, ainsi que les caractéristiques spécifiques de chaque groupe, sont résumés dans la figure 4.1. Une visualisation par ultrasonographie des deux tendons de chaque participant a aussi été complétée préalablement afin de s'assurer que les participants n'avaient pas de tendinopathie insertionnelle ou de rupture complète au TA. Cette expérience fut approuvée par le comité éthique des établissements du CRIR (certificat : CRIR-557-1110) et les participants ont été entièrement informés de la nature de l'étude et ont été invités à signer un formulaire de consentement avant de participer à l'étude.

4.1.3.2 Examen clinique

Une physiothérapeute spécialisée dans le domaine musculo-squelettique ayant plus de 10 années d'expérience a complété un examen clinique. Cet examen clinique ciblait la détection des signes et symptômes typiquement présents dans une tendinopathie achilléenne corporéale. L'examen était basé sur les symptômes actuels et sur un examen physique du participant incluant l'observation d'un épaissement caractéristique parfois présent au tiers moyen du TA et une douleur évoquée à la palpation de ce tiers moyen. Une série de manœuvres de mise en tension de structures sélectives visant la reproduction des symptômes du participant a été effectuée : la

contraction résistée manuellement du triceps sural, des mouvements comme la montée unipodale unilatérale répétée et un saut unilatéral répété.

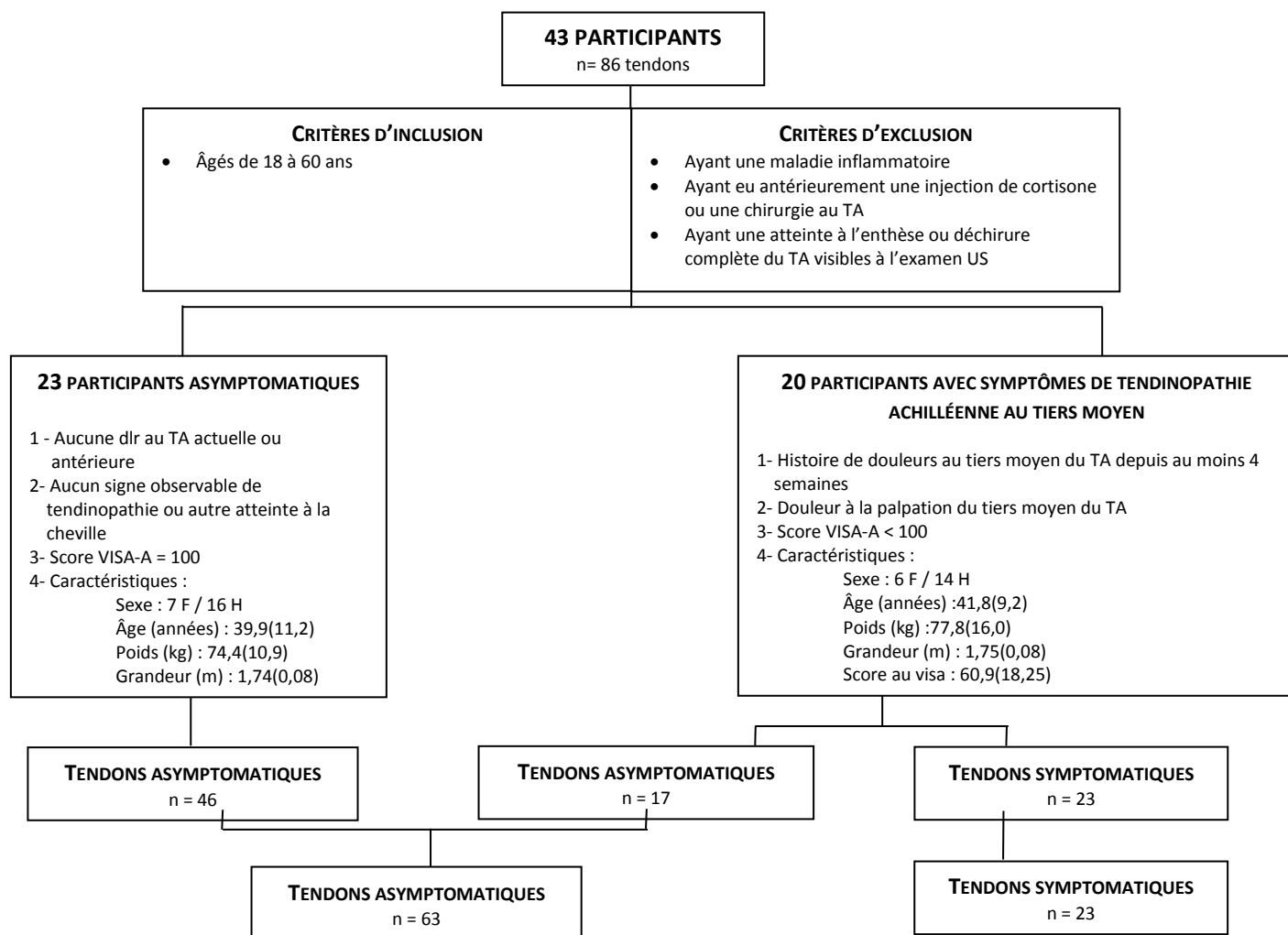


Figure 4.1. Critères généraux d'inclusion et d'exclusion et caractéristiques des participants

4.1.3.3 Enregistrement d'images du tendon d'Achille

4.1.3.3.1 Appareil et paramètres

Tous les examens ultrasonographiques ont été faits avec la machine d'US Philips HD11 1.0.6 avec une sonde linéaire de 5MHz-12MHz ayant une longueur de 5 cm (Philips Medical Systems, Bothell, WA). Lors de l'enregistrement des images, la profondeur a été fixée à 2 cm, le gain à 85 Db, la fréquence de la sonde à 12MHz et le focus toujours placé au niveau du TA. Ces paramètres ainsi que tous les autres (ex : compress, map, smooth, X-résolution, mode

trapézoïde) ont été maintenus constants pour tous les participants afin de standardiser les images enregistrées pour un même participant et entre les participants.

4.1.3.3.2 Personnes réalisant l'enregistrement des images

Une physiothérapeute (Nadeau M-J) et une résidente en physiatrie (Desrochers A) ont procédé à l'enregistrement de toutes les images du TA prévues au présent protocole. Préalablement, elles ont reçu une formation pratique d'approximativement 10 heures, fragmentée en trois sessions, sur l'examen ultrasonographique du TA offerte par un physiatre reconnu par ses pairs en ultrasonographie (Lamontagne M). Elles ont également pratiqué l'examen ultrasonographique du TA selon un protocole standardisé (voir section suivante) pendant approximativement une quinzaine d'heures.

4.1.3.3.3 Protocole d'enregistrement des images

Première séance (test) : Chaque participant a été installé en décubitus ventral avec les deux pieds pendants en bout de table et les chevilles positionnées à 5 degrés de flexion plantaire à l'aide d'une attelle (Figure 4.2b). Une fois dans cette position, l'enthèse du TA sur le calcaneum a été localisée par ultrasonographie et la peau marquée à cet endroit (Figure 4.2a). Par la suite, une autre marque, faite à une distance de 6 cm proximale à l'enthèse, permettait d'identifier la position du centre de la sonde lors de l'enregistrement par ultrasonographie de toutes les images. Ces dernières furent enregistrées à cet emplacement standardisé puisque les études précisent que l'incidence de la pathologie est élevée à ce niveau (c.-à-d., tiers moyen) (1, 9). La première évaluatrice a enregistré deux images du TA dans le plan longitudinal ainsi que deux images additionnelles dans le plan transverse. Lors de l'enregistrement de chacune de ces images, la sonde était repositionnée sur la peau et le centre de la sonde toujours aligné avec la marque sur la peau. Une fois ces quatre images enregistrées par la première évaluatrice, cette dernière effaçait toutes les marques tracées sur la peau avant que la deuxième évaluatrice répète le même protocole de collecte d'images. Une attention particulière fut portée au positionnement de la sonde sur le tendon en prenant soin d'appliquer une pression minimale de la sonde sur la peau et en déposant la sonde perpendiculairement au tendon.

Deuxième séance (retest) : Après une période de repos d'un minimum de 10 minutes, les évaluatrices répétaient la séquence de collecte d'images décrite ci-haut. Aucun changement significatif dans les mesures QUS n'était envisagé puisque chaque participant devait rester au repos entre les 2 séances.

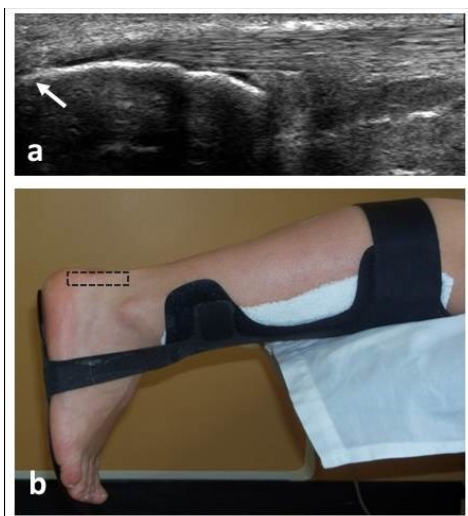


Figure 4.2 (a) Enthèse du TA, démontrée par une flèche, (b) position du sujet dans l'attelle, le rectangle pointillé représente la position de la sonde lors de l'enregistrement de l'image (a).

4.1.3.4 Analyse des images

Pour calculer différentes mesures QUS, les images enregistrées par US en format DICOM ont été converties en format JPEG. Afin de faciliter la caractérisation de l'intégrité du TA, un logiciel interactif de visualisation en 2D et d'analyse d'images développé par l'équipe de recherche à l'aide de MATLAB Image Processing Toolbox (The Mathworks, Natick, MA) a été utilisé. Chaque image à analyser sélectionnée apparaît à l'écran et une région d'intérêt (ROI) standardisée est tracée par l'opérateur (c.-à-d. la physiothérapeute et la résidente en physiatrie dans la présente étude) directement sur l'image à l'aide de marqueurs représentant des repères anatomiques qui diffèrent entre les images longitudinales et celles transversales du TA (Figure 4.3).

Pour les images en vue longitudinale, la ROI inclue une zone de 1cm de longueur, centrée au milieu de l'image capturée 6 cm proximale à l'enthèse du tendon (Figure 4.3a). Pour les images en vue transversale, la ROI est définie par le contour du tendon (Figure 4.3b). Pour les images en vues longitudinale et transversale, les contours de la ROI sont établis de façon à inclure les fibres du TA et à exclure le paratendon.

Toutes les mesures QUS sélectionnées dans la présente étude sont extraites de ces deux ROIs : épaisseur, largeur (uniquement pour les images transversales), aire (uniquement pour les images transversales), échogénicité, variance, asymétrie, aplatissement, entropie, contraste, énergie et homogénéité. Des informations supplémentaires sur les mesures QUS sont fournies dans une annexe électronique (annexe VIII de ce mémoire).

Épaisseur: En vue longitudinale, l'épaisseur moyenne de la ROI du tendon est calculée. Cent points équidistants sont respectivement tracés sur les bordures supérieures et inférieures du TA et la distance entre chaque paire de points est calculée. Les 100 mesures de distance sont ensuite moyennées et représentent l'épaisseur. En vue transversale, l'épaisseur du TA est déterminée à l'aide d'un rectangle qui englobe le tendon. La hauteur du rectangle reflète l'épaisseur maximale du tendon (Figure 4.3b et e).

Largeur : La largeur est calculée uniquement en vue transverse et elle est déterminée à l'aide du rectangle défini ci-haut qui englobe le tendon. La largeur du rectangle reflète la largeur du tendon (Figure 4.3b).

Aire : L'aire du tendon est calculée en vue transverse et elle correspond à l'aire de la région délimitée par les contours du tendon.

Pour calculer les autres mesures dans la ROI, le logiciel fragmente la ROI en plusieurs micropixels (un pixel= 0,087mm²) et une valeur numérique correspondant à une teinte de l'échelle de gris est allouée à chaque micropixel. L'échelle de gris est une échelle de couleurs reconnue en imagerie qui varie de la couleur noire=0 à la couleur blanche=255, pour un total de 256 teintes possibles sur cette échelle.

Dans un premier temps, les valeurs sur l'échelle de gris des micropixels incluses dans la ROI sont représentées dans une courbe de distribution de la fréquence des niveaux de gris présents dans la ROI (histogramme des niveaux de gris) (Figure 4.3c et f). Cette courbe de distribution permet de calculer les mesures suivantes: échogénicité, variance, coefficient d'asymétrie, coefficient d'aplatissement et entropie.

Ensuite, une matrice de co-occurrence est calculée. L'analyse des textures à l'aide de la matrice de co-occurrence est fondée sur l'occurrence répétée d'une configuration typique de pixels dans la ROI de l'image. Elle regarde combien de paires de pixels avec des valeurs spécifiques de niveaux de gris et ayant une relation spatiale spécifique et prédéfinie (distance et un angle d'orientation relative) sont présentes dans une ROI. Dans cette étude, ils ont été calculés dans quatre directions (angles=0°,45°, 90° 135°) et une distance de dix pixels a été déterminée. Les mesures indicatrices de texture suivantes sont dérivées de cette matrice : contraste, énergie et homogénéité.

Toutes les mesures QUS peuvent donc être classées en trois catégories : les *mesures dites géométriques* (épaisseur, largeur, aire), les *mesures dérivées de l'histogramme des niveaux de gris* (échogénicité, variance, asymétrie, aplatissement, entropie) et les *mesures dérivées de la matrice de co-occurrence* (contraste, énergie, homogénéité).

Il est attendu qu'un tendon sain ait une apparence plus hétérogène à cause de l'alternance de ses bandes noires et blanches, avec une plus grande étendue de valeurs sur l'échelle de gris. Au contraire, une région pathologique dans un tendon aura une apparence plus homogène et sombre, avec des valeurs sur l'échelle de gris se rapprochant plus du zéro (noir). On s'attend de retrouver dans un tendon pathologique les valeurs de mesures quantitatives suivantes : épaisseur, largeur, aire, asymétrie, aplatissement, homogénéité et énergie élevées, ainsi que échogénéicité, variance, entropie et contraste basses (33).

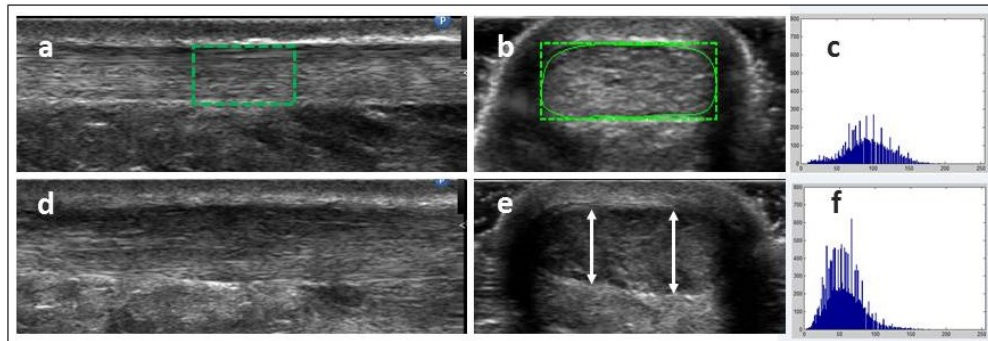


Figure 4.3 (a) ROI d'un TA sain en vue longitudinale; (b) ROI d'un TA sain en vue transversale; (c) histogramme des niveaux de gris dérivé de la ROI de l'image (b); (d) TA pathologique en vue longitudinale; (e) TA pathologique en vue transversale, les flèches indiquent l'épaisseur du TA à différents endroits dans le plan sagittal; (f) histogramme des niveaux de gris dérivé de la ROI de l'image (e).

4.1.3.5 Analyse statistique

4.1.3.5.1 Mesures de résultats

Les moyennes globales, écart-types et intervalles de confiance des résultats des 8 images obtenues pour chaque mesure QUS en coupe longitudinale et en coupe transversale ont été calculées pour toutes les images de l'ensemble des tendons (n=86), pour toutes les images des tendons symptomatiques (n=23) et pour toutes les images des tendons asymptomatiques (n=63). Un pourcentage de différence entre les moyennes des résultats de ces deux derniers groupes a aussi été calculé.

De plus, bien que cela ne soit pas l'objectif principal de la présente étude, une analyse supplémentaire visant à explorer le pouvoir de discrimination des mesures QUS a été faite. Pour ce faire, les moyennes des résultats des 8 images obtenues pour chaque mesure QUS en coupe longitudinale et en coupe transversale ont été calculées pour un sous-groupe de participants ayant des symptômes unilatéralement seulement (n=17). Des tests *t* de Student pour

échantillons appariés ont été effectués afin de comparer les résultats obtenus pour les tendons symptomatiques et asymptomatiques chez un même groupe de participants.

4.1.3.5.2 Fiabilité

La théorie de la généralisabilité a été employée afin de déterminer séparément la fiabilité des différentes mesures prises pour les tendons symptomatiques et les tendons asymptomatiques. Cette théorie repose principalement sur 2 études : l'étude-G et l'étude- D (125). Contrairement à la théorie classique de la fiabilité qui propose un terme d'erreur aléatoire unique, l'étude-G partitionne l'erreur en différentes facettes pertinentes à notre étude. L'étude-G a déterminé l'amplitude de la variance attribuée au sujet (S), à l'évaluateur (É), à la visite (V), à l'image (I), et aux erreurs aléatoires résultant des interactions entre ces différentes sources de variance (SE, SV, SI, EV, EI, VI, SEV, SEI, SVI, EVI), laissant ainsi beaucoup moins de variance inexplicée. Dans l'étude-G, la composante de la variance attribuée au sujet (S) représente la différence entre les sujets. C'est une proportion de la variance qui est libre d'erreur. L'erreur résiduelle inexplicée présente uniquement l'interaction entre toutes les sources d'erreur et correspond à la combinaison des variances des participants, évaluateurs, visites, et images (SEVI). Contrairement à la théorie classique de la fiabilité qui suppose que la fiabilité existe indépendamment du protocole de prises de mesures, l'étude-D établit la fiabilité selon des protocoles distincts de prises de mesures et fournit des informations permettant d'optimiser la fiabilité selon, par exemple, le contexte d'utilisation des mesures (ex : clinique versus recherche). Dans le présent projet, l'étude-D s'appuie sur les informations générées à partir de l'étude-G dans le but de déterminer le meilleur protocole de prises de mesures à utiliser en pratique clinique et en recherche. L'effet de différents protocoles expérimentaux sur les coefficients de fiabilité, l'erreur standard de mesure (ESM) et le CMD_{NORM} pour chaque mesure QUS a été déterminé. Puisqu'il est recensé dans les études que la fiabilité inter-évaluateurs des mesures QUS est nettement inférieure à la fidélité intra-évaluateur, l'évaluateur a été fixé dans l'étude-D. Les améliorations pouvant être obtenues en moyennant 1 à 3 images lors d'une seule visite ou en moyennant les images obtenues lors de deux visites par un seul évaluateur ont été comparées. L'étude-G et l'étude- D-permettent le calcul des coefficients de dépendabilité (Φ), allant de 0 (fiabilité nulle) à 1 (fiabilité parfaite). En règle générale, le coefficient de fiabilité (Φ) peut être interprété ainsi : fiabilité pauvre ($\Phi < 0,50$), modérée ($0,50 \leq \Phi < 0,75$), bonne ($0,75 \leq \Phi < 0,90$) et excellente ($\Phi \geq 0,90$). Cependant, il existe un certain consensus selon lequel les indices de fiabilité doivent dépasser 0,90 pour les mesures cliniques afin d'assurer une validité raisonnable (46). L'analyse de la généralisabilité a été complétée avec l'utilisation d'une version du logiciel PC GENOVA statistique, Version 2.2.

4.1.3.5.3 L'erreur standard de mesure

Parce que le coefficient de dépendabilité (Φ) peut être élevé malgré une variabilité substantielle entre les mesures, l'erreur standard de mesure (ESM) a également été rapportée. L'ESM absolue est estimée dans les mêmes unités que la principale mesure de résultat. L'ESM, qui représente la racine carrée de la variance de l'erreur, témoigne de la précision d'une mesure.

4.1.3.5.4 Changement minimum détectable

Le changement minimum détectable absolu (CMD) a été calculé pour déterminer l'ampleur de la variation absolue nécessaire pour détecter une différence qui pourrait être interprétée comme une réelle différence excédant l'erreur de mesure. Pour un niveau de confiance de 90% (valeur $z=1,65$), considérée comme étant adéquate pour la prise de décisions cliniques, le CMD a été calculé en utilisant l'équation suivante :

$$CMD_{ABS} = 1,65 \times \sqrt{2} \times ESM$$

Afin que le CMD soit indépendant de l'unité de mesure et pour faciliter son interprétation d'un point de vue clinique, le CMD a par la suite été normalisé relativement à la moyenne obtenue (CMD_{NORM}) et calculé en utilisant l'équation suivante :

$$CMD_{NORM} = (CMD / \text{moyenne globale du groupe}) \times 100.$$

Un $CMD_{NORM} \leq 15\%$ reflète une excellente précision des mesures.

4.1.4 Résultats

4.1.4.1 Mesures de résultats

Les moyennes globales, écart-types et intervalles de confiance des résultats des 8 images obtenues pour chaque mesure QUS en coupe longitudinale et en coupe transversale pour l'ensemble des tendons ($n=86$), ainsi que pour les tendons symptomatiques ($n=23$) et asymptomatiques ($n=63$) sont résumées dans le **tableau VII**. En général, des pourcentages de différence entre les deux groupes de participants (tendons symptomatiques et asymptomatiques) plus élevés sont observés dans les mesures QUS géométriques et pour la mesure QUS de l'asymétrie en vues longitudinale et transversale.

Les moyennes des valeurs de chaque mesure QUS pour les tendons symptomatiques et asymptomatiques du sous-échantillon de participants n'ayant qu'un seul tendon symptomatique ($n=17$) sont résumées dans le **tableau VIII**. En général, des différences significatives sont observées pour les mesures QUS géométriques dans les deux vues et les mesures de contraste et d'homogénéité en vue transversale.

4.1.4.2 Sources de variance

L'ampleur de chaque composante de la variance (source d'erreur), exprimée en pourcentage de la variance totale, pour chaque mesure QUS pour les tendons symptomatiques et asymptomatiques est présentée dans le **tableau IX** (pour les images enregistrées en vue longitudinale) et dans le **tableau X** (pour les images enregistrées en vue transversale).

En excluant l'erreur associée au sujet (S), l'évaluateur (E) est l'erreur systématique qui a obtenu les pourcentages de variance les plus élevés, allant jusqu'à 13,65%. Les autres erreurs systématiques (visite et image) sont négligeables et varient de 0 à 1,89 % de la variance totale. Une proportion importante de l'erreur aléatoire est attribuée aux sources de variance qui impliquent une interaction entre le sujet et l'évaluateur (SE, SEV, SEI) avec des proportions de la variance allant jusqu'à 32,87%, 39,96%, 16,29% respectivement. L'importance des autres erreurs aléatoires est moins élevée, avec des pourcentages variant de 0 à 10,76%, où 10,76% est retrouvé pour l'interaction SVI. L'erreur résiduelle inexpliquée est variable (1,50 % à 27,30%) pour l'ensemble des mesures à l'exception de l'aplatissement (21,14% à 43,93%) et l'asymétrie (22,72% à 39,22%) qui est légèrement plus élevée.

4.1.4.3 Fiabilité et précision des mesures

La fiabilité et la précision des différentes mesures QUS pour différents protocoles hypothétiques de prise de mesures sont décrites dans le **tableau XI** (pour les images en vue longitudinale) et dans le **tableau XII** (pour les images en vue transversale). Des tendances différentes dans la fiabilité et la précision des mesures sont observées pour les trois principales catégories de mesures. Bien que l'échogénicité soit une mesure dérivée de l'histogramme des niveaux de gris, elle se comporte comme les mesures géométriques.

La fiabilité et la précision des résultats du protocole dans lequel les mesures de résultats de trois images prises par un seul évaluateur en une seule visite sont moyennées (E=1, V=1, I =3) ont été comparées pour les trois grandes catégories de mesures. Ce scénario étant compatible avec la réalité d'un clinicien.

4.1.4.3.1 Mesures géométriques et échogénicité :

En général, ces mesures QUS ont démontré une fiabilité bonne à excellente, avec des coefficients de dépendabilité variant de $\Phi=0,88$ à $\Phi=0,98$ et une bonne précision avec des CMD 90%_{NORM} <15% obtenus dans la majorité des cas. Seule l'épaisseur en vue longitudinale des TAs symptomatiques a une valeur de CMD 90%_{NORM} supérieure à 15 % (CMD 90%_{NORM}=23,66%).

4.1.4.3.2 Mesures dérivées de l'histogramme des niveaux de gris (en excluant l'échogénicité):

En général, ces mesures QUS ont démontré une fiabilité faible à modérée, avec des coefficients de dépendabilité variant de $\Phi=0,33$ à $\Phi=0,79$, où la majorité des Φ sont en deçà du seuil de 0,75. Ces mesures ont aussi démontré une faible précision (à l'exception de l'entropie), avec des CMD 90%_{NORM} variant de 26,09% à 76,02%. Seule l'entropie semble se distinguer des autres mesures avec une tendance à une fiabilité légèrement meilleure que les autres mesures QUS de cette catégorie (Φ tous=0,77 sauf pour un $\Phi=0,34$) et une excellente précision (CMD 90%_{NORM} variant de 2,18% à 4,95%).

4.1.4.3.3 Mesures dérivées de la matrice de co-occurrence :

En général, ces mesures QUS ont démontré une fiabilité modérée à excellente avec des Φ variant de $\Phi=0,69$ à $\Phi=0,92$ et une précision variable, variant de 2,36% à 33,67%. Parmi ces mesures, l'homogénéité se démarque avec une bonne à excellente fiabilité ($\Phi=0,75$ à $\Phi=0,92$) et par son excellente précision avec des CMD 90%_{NORM} variant de 2,36% à 3,52%.

4.1.4.4 Effets de différents protocoles de prises de mesures

Bien que l'augmentation du nombre d'images enregistrées soit bénéfique en termes de fiabilité et précision, l'augmentation du nombre de visites présente des bénéfices encore plus substantiels dans l'ensemble des cas.

Tableau VII Moyennes, écart-types et intervalles de confiance (à un seuil de confiance de 95%) des différentes mesures de résultats (mesures QUS) pour l'ensemble des tendons, les tendons symptomatiques et les tendons asymptomatiques.

MESURE DE RÉSULTAT (MESURE QUS)											
		Tous les tendons n=86			Symptomatiques n=23			Asymptomatiques n=63			Différence entre les sympt. et asymt. (%)
COUPE LONGITUDINALE		Moyenne	Écart- Type	IC 95%	Moyenne	Écart- Type	IC 95%	Moyenne	Écart- Type	IC 95%	
GEOMÉTRIQUE	Épaisseur (cm)	0.56	0.16	0.53-0.59	0.68	0.21	0.60-0.76	0.52	0.10	0.49-0.54	31.88
HISTOGRAMME DES NIVEAUX DE GRIS	Échogénéicité (0-255)	82.37	14.44	79.31-85.42	79.32	14.22	73.51-85.13	83.48	13.32	80.19-86.77	-4.98
	Variance	618.72	216.98	572.86-664.58	654.93	213.52	567.66-742.19	605.50	160.62	565.83-645.16	8.16
	Asymétrie	0.52	0.34	0.45-0.59	0.65	0.25	0.55-0.75	0.47	0.21	0.42-0.53	38.13
	Aplatissement	3.82	1.28	3.54-4.09	4.18	1.02	3.76-4.59	3.68	0.64	3.52-3.84	13.41
MATRICE DE CO-OCCURRENCE	Entropie	6.50	0.24	6.45-6.55	6.51	0.24	6.41-6.61	6.50	0.19	6.46-6.55	0.10
	Contraste	0.64	0.13	0.61-0.67	0.61	0.11	0.57-0.66	0.65	0.11	0.62-0.68	-5.67
	Énergie	0.21	0.05	0.20-0.22	0.21	0.04	0.19-0.22	0.21	0.04	0.20-0.22	-2.76
	Homogénéité	0.76	0.03	0.76-0.77	0.77	0.02	0.76-0.77	0.76	0.02	0.75-0.77	0.82
COUPE TRANSVERSALE											
GEOMÉTRIQUE	Aire (cm ²)	0.61	0.23	0.56-0.66	0.76	0.33	0.63-0.90	0.56	0.14	0.52-0.59	36.61
	Épaisseur (cm)	0.57	0.15	0.54-0.60	0.67	0.20	0.59-0.75	0.53	0.09	0.51-0.55	26.73
	Largeur (cm)	1.32	0.16	1.28-1.35	1.37	0.19	1.29-1.44	1.30	0.13	1.27-1.33	5.30
HISTOGRAMME DES NIVEAUX DE GRIS	Échogénéicité (0-255)	90.98	13.42	88.14-93.81	86.62	14.85	80.55-92.68	92.57	10.97	89.86-95.28	-6.43
	Variance	767.57	207.20	723.77-811.36	789.63	180.44	715.88-863.37	759.51	150.15	722.44-796.59	3.96
	Asymétrie	0.54	0.25	0.49-0.60	0.63	0.20	0.55-0.71	0.51	0.20	0.46-0.56	24.15
	Aplatissement	3.61	0.83	3.43-3.78	3.78	0.75	3.48-4.09	3.55	0.58	3.40-3.69	6.68
MATRICE DE CO-OCCURRENCE	Entropie	6.74	0.15	6.71-6.77	6.73	0.11	6.68-6.78	6.74	0.12	6.71-6.77	-0.15
	Contraste	0.90	0.16	0.86-0.93	0.84	0.16	0.78-0.91	0.92	0.13	0.89-0.95	-8.33
	Énergie	0.14	0.04	0.13-0.15	0.15	0.03	0.13-0.16	0.14	0.03	0.13-0.14	5.76
	Homogénéité	0.73	0.03	0.72-0.73	0.74	0.03	0.72-0.75	0.72	0.02	0.72-0.73	1.95

Tableau VIII Moyennes, écart-types et intervalles de confiance (à un seuil de confiance de 95%) des différentes mesures de résultats (mesures QUS) pour les tendons symptomatiques et les tendons asymptomatiques des participants ayant des symptômes unilatéralement

MESURE DE RÉSULTAT (MESURE QUS)									
COUPE LONGITUDINALE		Tendons symptomatiques n=17			Tendons asymptomatiques n=17			Valeur de <i>p</i>	Différence entre les sympt. et asymt. (%)
		Moyenne	Écart-Type	IC 95%	Moyenne	Écart-Type	IC 95%		
GEOMÉTRIQUE	Épaisseur (cm)	0.71	0.22	0.61-0.82	0.57	0.13	0.51-0.64	0.01*	24.06
HISTOGRAMME DES NIVEAUX DE GRIS	Échogénéité (0-255)	76.44	13.07	70.22-82.65	78.76	14.85	71.70-85.82	0.18	-2.95
	Variance	654.94	243.20	539.34-770.55	617.95	253.09	497.64-738.26	0.31	5.99
	Asymétrie	0.65	0.24	0.54-0.76	0.55	0.28	0.42-0.68	0.08	17.60
	Aplatissement	4.13	0.86	3.72-4.54	3.95	0.83	3.56-4.34	0.39	4.44
MATRICE DE CO-OCCURRENCE	Entropie	6.50	0.26	6.37-6.62	6.47	0.25	6.35-6.59	0.48	0.43
	Contraste	0.60	0.10	0.55-0.64	0.62	0.12	0.56-0.67	0.19	-3.61
	Énergie	0.21	0.04	0.19-0.23	0.22	0.05	0.20-0.24	0.14	-4.93
	Homogénéité	0.77	0.02	0.76-0.78	0.77	0.02	0.76-0.78	0.32	0.40
COUPE TRANSVERSALE									
GEOMÉTRIQUE	Aire (cm ²)	0.82	0.35	0.65-0.98	0.64	0.21	0.54-0.74	0.02*	27.64
	Épaisseur (cm)	0.71	0.22	0.61-0.81	0.58	0.11	0.53-0.63	0.01*	22.09
	Largeur (cm)	1.38	0.20	1.28-1.47	1.32	0.16	1.25-1.40	0.14	4.15
HISTOGRAMME DES NIVEAUX DE GRIS	Échogénéité (0-255)	84.21	15.24	76.97-91.45	88.46	13.54	82.02-94.89	0.14	-4.80
	Variance	765.85	199.13	671.19-860.51	779.60	207.97	680.74-878.47	0.70	-1.76
	Asymétrie	0.63	0.21	0.54-0.73	0.56	0.22	0.45-0.66	0.08	14.13
	Aplatissement	3.85	0.83	3.45-4.25	3.59	0.72	3.24-3.93	0.10	7.28
MATRICE DE CO-OCCURRENCE	Entropie	6.73	0.13	6.67-6.79	6.73	0.16	6.65-6.80	0.94	-0.03
	Contraste	0.80	0.16	0.73-0.88	0.88	0.16	0.81-0.95	0.04*	-8.63
	Énergie	0.15	0.04	0.13-0.17	0.14	0.04	0.12-0.16	0.28	4.26
	Homogénéité	0.74	0.03	0.73-0.76	0.73	0.03	0.72-0.74	0.04*	1.65

*Tests *t* de Student pour échantillons appariés; différence significative si $p \leq 0.05$

Tableau IX Ampleur de chaque composante de la variance (source d'erreur), exprimée en pourcentage de la variance totale, pour chaque mesure QUS pour les tendons symptomatiques et asymptomatiques pour les images enregistrées en vue longitudinale.

MESURES QUS		Proportions de la variance pour les images enregistrées en vue longitudinale															Variance Totale	
		S	E	V	I	SE	SV	SI	EV	EI	VI	SEV	SEI	SVI	EVI	SEVI	Relative (%)	Absolue
GÉO	Épaisseur																	
	Sympt	82.98	2.21	0.00	0.04	0.00	0.00	0.00	0.96	0.00	0.00	6.21	3.96	1.70	0.00	1.94	100	0.04893
	Asympt	86.20	0.79	0.00	0.00	2.78	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	3.28	1.39	0.79	0.00	4.77	100	0.01007
HISTOGRAMME DES NIVEAUX DE GRIS	Échogénéicité																	
	Sympt	75.73	0.00	0.00	0.00	7.72	0.00	0.00	0.00	0.00	0.14	8.83	1.23	0.50	0.03	5.81	100	243.63398
	Asympt	85.24	0.00	0.00	0.04	3.35	1.56	0.00	0.13	0.00	0.00	3.41	0.00	0.04	0.00	6.24	100	198.61194
	Variance																	
	Sympt	35.14	1.09	0.00	0.00	32.87	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	12.22	0.00	0.00	0.00	18.68	100	80039.611
	Asympt	61.67	0.02	0.05	0.00	0.97	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	8.69	0.00	1.31	0.00	27.30	100	37903.9061
	Asymétrie																	
	Sympt	21.75	13.22	0.00	1.89	15.00	0.00	0.00	0.23	0.29	1.82	0.00	0.00	7.35	0.00	38.45	100	0.17169
	Asympt	26.84	7.56	0.00	0.00	12.67	0.00	0.00	0.00	0.41	0.08	7.25	11.03	3.93	0.00	30.23	100	0.10565
	Aplatissement																	
	Sympt	10.91	5.82	0.00	0.00	17.36	0.00	0.00	0.00	0.18	1.95	11.02	0.00	8.83	0.00	43.93	100	3.42597
	Asympt	16.31	7.26	0.00	0.00	19.12	0.52	0.26	0.00	1.09	0.00	9.32	13.43	1.91	0.00	30.78	100	1.14442
Entropie																		
Sympt	43.96	0.00	0.00	0.00	26.30	0.00	0.00	0.00	0.00	0.02	16.39	1.62	2.13	0.00	9.57	100	0.09162	
Asympt	58.75	0.16	0.16	0.02	5.66	0.00	0.00	0.04	0.00	0.00	10.20	0.00	5.52	0.00	19.49	100	0.05018	
MATRICE DE CO-OCCURRENCE	Contraste																	
	Sympt	55.25	0.00	0.00	0.00	8.05	0.00	0.00	0.40	0.51	0.00	12.79	6.96	6.05	0.00	9.99	100	0.01752
	Asympt	61.32	0.00	0.00	0.00	4.50	0.83	0.00	0.94	0.00	0.22	5.11	0.00	4.22	0.00	22.86	100	0.01802
	Énergie																	
	Sympt	40.89	0.00	0.00	0.44	19.56	0.00	0.44	0.00	0.00	0.00	17.78	0.89	0.00	0.00	20.00	100	0.00225
	Asympt	55.31	0.00	0.00	0.00	9.16	0.37	0.00	0.73	0.00	0.00	8.06	0.00	4.40	0.00	21.98	100	0.00273
Homogénéité																		
Sympt	56.25	0.00	0.00	0.00	6.25	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	12.50	4.69	7.81	0.00	12.50	100	0.00064	
Asympt	63.89	0.00	0.00	0.00	6.94	1.39	0.00	1.39	0.00	0.00	4.17	0.00	4.17	0.00	18.06	100	0.00072	

Tableau X Ampleur de chaque composante de la variance (source d'erreur), exprimée en pourcentage de la variance totale, pour chaque mesure QUS pour les tendons symptomatiques et asymptomatiques pour les images enregistrées en vue transversale.

MESURES QUS		Proportions de la variance pour les images enregistrées en vue transversale														Variance totale			
		S	E	V	I	SE	SV	SI	EV	EI	VI	SEV	SEI	SVI	EVI	SEVI	Relative (%)	Absolue	
GÉOMÉTRIQUE	Aire (CSA)																		
	Sympt	92.82	0.00	0.00	0.00	3.02	0.14	0.22	0.00	0.00	0.07	0.92	0.00	0.41	0.00	2.39	100	0.11251	
	Asympt	86.80	0.00	0.00	0.00	3.89	0.00	0.14	0.00	0.00	0.00	1.58	1.27	0.00	0.05	6.28	100	0.02212	
	Épaisseur																		
	Sympt	92.59	0.00	0.00	0.00	3.30	0.18	0.05	0.00	0.00	0.00	1.91	0.41	0.00	0.07	1.50	100	0.04397	
	Asympt	74.52	0.00	0.00	0.00	8.74	0.21	0.00	0.00	0.00	0.00	2.13	3.94	0.00	0.00	10.45	100	0.00938	
Largeur																			
	Sympt	80.40	0.00	0.00	0.00	1.98	0.00	0.19	0.00	0.00	0.38	2.07	0.00	0.00	0.00	14.98	100	0.042	
Asympt	71.00	2.28	0.09	0.00	7.31	0.00	0.00	0.00	0.14	0.00	6.75	1.58	1.63	0.05	9.17	100	0.02148		
HISTOGRAMME DES NIVEAUX DE GRIS	Échogénéicité																		
	Sympt	81.26	4.44	0.00	0.00	0.03	0.00	0.00	0.00	0.00	0.14	6.09	1.52	1.49	0.44	4.59	100	262.1381	
	Asympt	73.17	5.03	0.00	0.00	3.98	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	2.27	0.00	1.63	0.00	13.92	100	154.5946	
	Variance																		
	Sympt	31.22	13.65	0.00	0.00	9.44	0.00	0.00	0.00	0.14	0.83	26.27	5.12	4.50	0.19	8.64	100	70785.125	
	Asympt	49.92	10.05	0.00	0.00	6.72	1.40	0.00	0.00	0.00	0.03	10.67	2.77	1.95	0.00	16.51	100	37648.8539	
	Asymétrie																		
	Sympt	42.93	7.45	0.00	0.00	1.00	7.23	0.00	0.00	0.00	0.00	2.17	0.00	0.00	0.00	39.22	100	0.07414	
	Asympt	58.90	0.02	0.00	0.03	0.83	0.96	0.07	0.00	0.21	0.00	9.04	6.96	0.00	0.26	22.72	100	0.05805	
	Aplatissement																		
	Sympt	37.76	0.30	0.54	0.00	0.00	6.71	0.00	0.00	0.28	0.00	13.46	6.85	0.00	0.00	34.08	100	1.10365	
	Asympt	44.58	0.73	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	11.76	16.29	4.65	0.84	21.14	100	0.61205	
Entropie																			
Sympt	25.77	4.31	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.69	2.08	39.96	5.92	10.76	0.00	10.51	100	0.03178		
Asympt	48.80	3.61	0.00	0.00	12.30	4.21	3.61	0.00	0.19	0.23	5.74	1.80	0.00	0.00	19.52	100	0.02162		
MATRICE DE CO-OCCURRENCE	Contraste																		
	Sympt	73.82	6.78	0.00	0.00	1.33	0.00	1.42	0.00	0.00	0.00	8.33	0.09	0.00	0.40	7.83	100	0.03243	
	Asympt	59.63	2.20	0.00	0.56	4.02	3.02	0.00	0.00	0.00	0.56	5.18	3.32	2.46	0.00	19.04	100	0.02316	
	Énergie																		
	Sympt	58.18	5.45	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1.21	21.82	3.03	2.42	0.61	7.27	100	0.00165	
	Asympt	68.85	4.92	0.00	0.00	4.92	2.46	0.82	0.00	0.00	0.00	3.28	0.00	0.00	0.00	14.75	100	0.00122	
Homogénéité																			
Sympt	80.81	6.06	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	4.04	0.00	0.00	1.01	8.08	100	0.00099		
Asympt	67.21	4.92	0.00	0.00	4.92	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1.64	1.64	1.64	0.00	18.03	100	0.00061		

Tableau XI Effets de différents protocoles hypothétiques, calculés à l'aide de l'étude-D, pour chaque mesure QUS, enregistrée sur des images en vue longitudinale.

MESURE QUS En vue longitudinale				E=1						
				V=1			V=2			
				I=1	I=2	I=3	I=1	I=2	I=3	
GÉOMETRIQUE	Épaisseur	SYMPT	Φ	0.85	0.88	0.90	0.90	0.93	0.94	
			ESM	0.09	0.07	0.07	0.07	0.06	0.05	
			CMD90% _{NORM}	29.21	25.17	23.66	23.28	19.35	17.84	
	ASYMPT	Φ	0.90	0.93	0.94	0.94	0.96	0.97		
			ESM	0.03	0.03	0.02	0.02	0.02	0.02	
			CMD90% _{NORM}	14.52	11.80	10.74	10.94	8.76	7.90	
	HISTOGRAMME DES NIVEAUX DE GRIS	Échogénicité	SYMPT	Φ	0.83	0.87	0.88	0.90	0.93	0.93
				ESM	6.35	5.56	5.27	4.65	4.03	3.79
				CMD90% _{NORM}	18.68	16.36	15.51	13.69	11.84	11.16
ASYMPT			Φ	0.89	0.91	0.92	0.94	0.96	0.96	
				ESM	4.76	4.05	3.78	3.37	2.87	2.68
				CMD90% _{NORM}	13.31	11.32	10.57	9.43	8.01	7.48
Variance		SYMPT	Φ	0.69	0.76	0.79	0.81	0.86	0.88	
				ESM	157.27	131.36	121.51	111.20	92.89	85.92
				CMD90% _{NORM}	56.03	46.80	43.29	39.62	33.09	30.61
		ASYMPT	Φ	0.63	0.73	0.77	0.77	0.84	0.87	
				ESM	118.97	93.45	83.22	84.12	66.08	58.85
				CMD90% _{NORM}	45.85	36.01	32.07	32.42	25.47	22.68
Asymétrie		SYMPT	Φ	0.42	0.59	0.69	0.58	0.74	0.81	
				ESM	0.29	0.21	0.17	0.21	0.15	0.12
				CMD90% _{NORM}	104.67	74.18	60.70	75.60	53.58	43.84
		ASYMPT	Φ	0.43	0.57	0.64	0.55	0.69	0.75	
				ESM	0.24	0.18	0.15	0.18	0.14	0.12
				CMD90% _{NORM}	116.65	87.95	76.02	90.96	67.84	58.13
Aplatissement	SYMPT	Φ	0.30	0.42	0.49	0.46	0.59	0.66		
			ESM	1.50	1.15	1.00	1.06	0.81	0.71	
			CMD90% _{NORM}	83.94	64.13	55.99	59.44	45.40	39.63	
	ASYMPT	Φ	0.38	0.51	0.58	0.50	0.63	0.70		
			ESM	0.81	0.62	0.54	0.64	0.48	0.42	
			CMD90% _{NORM}	51.31	39.27	34.34	40.69	30.67	26.51	
Entropie	SYMPT	Φ	0.70	0.75	0.77	0.82	0.85	0.87		
			ESM	0.17	0.15	0.14	0.12	0.10	0.10	
			CMD90% _{NORM}	5.92	5.21	4.95	4.30	3.75	3.55	
	ASYMPT	Φ	0.65	0.74	0.77	0.78	0.85	0.87		
			ESM	0.13	0.11	0.10	0.09	0.08	0.07	
			CMD90% _{NORM}	4.79	3.85	3.48	3.39	2.72	2.46	
MATRICE DE CO - OCCURRENCE	Contraste	SYMPT	Φ	0.63	0.72	0.75	0.74	0.82	0.84	
				ESM	0.08	0.07	0.06	0.06	0.05	0.05
				CMD90% _{NORM}	30.57	25.20	23.14	23.72	19.11	17.30
		ASYMPT	Φ	0.66	0.76	0.80	0.79	0.87	0.89	
				ESM	0.08	0.06	0.05	0.06	0.04	0.04
				CMD90% _{NORM}	28.23	21.88	19.30	19.96	15.47	13.65
	Énergie	SYMPT	Φ	0.60	0.68	0.71	0.75	0.80	0.83	
				ESM	0.03	0.03	0.02	0.02	0.02	0.02
				CMD90% _{NORM}	33.74	28.73	26.85	24.39	20.63	19.21
		ASYMPT	Φ	0.64	0.74	0.78	0.78	0.85	0.88	
				ESM	0.03	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02
				CMD90% _{NORM}	34.26	27.17	24.35	24.22	19.21	17.22
Homogénéité	SYMPT	Φ	0.63	0.71	0.75	0.75	0.82	0.85		
			ESM	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	
			CMD90% _{NORM}	4.72	3.85	3.52	3.54	2.85	2.58	
	ASYMPT	Φ	0.71	0.80	0.83	0.83	0.89	0.91		
			ESM	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	
			CMD90% _{NORM}	4.45	3.50	3.12	3.15	2.48	2.21	

Tableau XII Effets de différents protocoles hypothétiques, calculés à l'aide de l'étude-D, pour chaque mesure QUS, enregistrée sur des images en vue transversale.

MESURES QUS En vue transversale				E=1					
				V=1			V=2		
				l=1	l=2	l=3	l=1	l=2	l=3
GÉOMÉTRIQUE	Aire	SYMPT	Φ	0.96	0.97	0.98	0.98	0.99	0.99
			ESM	0.07	0.05	0.05	0.05	0.04	0.03
			CMD90% _{NORM}	20.91	16.58	14.85	15.18	11.97	10.69
		ASYMPT	Φ	0.91	0.94	0.96	0.94	0.97	0.98
			ESM	0.05	0.03	0.03	0.03	0.03	0.02
			CMD90% _{NORM}	18.96	14.50	12.67	14.38	10.89	9.45
	Épaisseur	SYMPT	Φ	0.96	0.97	0.97	0.98	0.98	0.99
			ESM	0.04	0.04	0.03	0.03	0.03	0.03
			CMD90% _{NORM}	14.79	12.85	12.13	11.02	9.41	8.81
		ASYMPT	Φ	0.83	0.90	0.92	0.89	0.94	0.95
			ESM	0.04	0.03	0.03	0.03	0.02	0.02
			CMD90% _{NORM}	17.46	13.18	11.41	13.72	10.24	8.78
Largeur	SYMPT	Φ	0.82	0.89	0.92	0.90	0.94	0.96	
		ESM	0.09	0.06	0.06	0.06	0.05	0.04	
		CMD90% _{NORM}	14.69	10.98	9.42	10.44	7.80	6.69	
	ASYMPT	Φ	0.80	0.86	0.88	0.88	0.92	0.93	
		ESM	0.06	0.05	0.05	0.05	0.04	0.04	
		CMD90% _{NORM}	11.61	9.55	8.75	8.56	6.97	6.35	
HISTOGRAMME DES NIVEAUX DE GRIS	Échogénicité	SYMPT	Φ	0.85	0.89	0.90	0.91	0.94	0.95
			ESM	6.11	5.16	4.81	4.55	3.79	3.50
			CMD90% _{NORM}	16.47	13.91	12.95	12.25	10.20	9.42
		ASYMPT	Φ	0.81	0.88	0.91	0.90	0.94	0.95
			ESM	5.25	3.94	3.39	3.71	2.79	2.40
			CMD90% _{NORM}	13.23	9.93	8.56	9.35	7.02	6.05
	Variance	SYMPT	Φ	0.47	0.53	0.55	0.61	0.68	0.70
			ESM	179.83	159.58	152.23	134.27	116.89	110.49
			CMD90% _{NORM}	53.14	47.16	44.99	39.68	34.54	32.65
		ASYMPT	Φ	0.63	0.71	0.75	0.76	0.82	0.85
			ESM	112.00	92.43	84.91	82.42	67.32	61.47
			CMD90% _{NORM}	34.41	28.40	26.09	25.32	20.68	18.89
Asymétrie	SYMPT	Φ	0.47	0.60	0.66	0.64	0.75	0.80	
		ESM	0.19	0.15	0.13	0.13	0.10	0.09	
		CMD90% _{NORM}	69.88	53.98	47.51	49.41	38.17	33.59	
	ASYMPT	Φ	0.60	0.70	0.75	0.72	0.81	0.84	
		ESM	0.15	0.12	0.11	0.12	0.09	0.08	
		CMD90% _{NORM}	69.85	55.19	49.35	53.67	41.75	36.94	
Aplatissement	SYMPT	Φ	0.38	0.48	0.52	0.52	0.63	0.67	
		ESM	0.83	0.68	0.62	0.62	0.50	0.45	
		CMD90% _{NORM}	51.01	41.66	38.04	38.09	30.71	27.81	
	ASYMPT	Φ	0.45	0.57	0.63	0.56	0.68	0.74	
		ESM	0.58	0.45	0.40	0.47	0.36	0.31	
		CMD90% _{NORM}	38.08	29.68	26.29	30.68	23.42	20.44	
Entropie	SYMPT	Φ	0.27	0.32	0.34	0.40	0.47	0.50	
		ESM	0.15	0.13	0.13	0.11	0.10	0.09	
		CMD90% _{NORM}	5.17	4.58	4.37	3.82	3.34	3.16	
	ASYMPT	Φ	0.63	0.73	0.77	0.75	0.83	0.86	
		ESM	0.09	0.07	0.06	0.07	0.05	0.05	
		CMD90% _{NORM}	3.02	2.42	2.18	2.30	1.81	1.62	
MATRICE DE CO-OCCURRENCE	Contraste	SYMPT	Φ	0.81	0.85	0.87	0.88	0.92	0.93
			ESM	0.08	0.07	0.06	0.06	0.05	0.04
			CMD90% _{NORM}	21.25	18.16	17.01	15.64	13.20	12.29
		ASYMPT	Φ	0.65	0.75	0.79	0.77	0.85	0.88
			ESM	0.09	0.07	0.06	0.07	0.05	0.05
			CMD90% _{NORM}	22.63	17.82	15.90	16.89	13.17	11.67
	Énergie	SYMPT	Φ	0.62	0.67	0.69	0.75	0.79	0.81
			ESM	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02
			CMD90% _{NORM}	39.31	35.16	33.67	28.93	25.50	24.25
		ASYMPT	Φ	0.78	0.85	0.87	0.87	0.91	0.93
			ESM	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
			CMD90% _{NORM}	27.37	21.80	19.60	19.72	15.65	14.03
Homogénéité	SYMPT	Φ	0.86	0.90	0.92	0.92	0.95	0.96	
		ESM	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	
		CMD90% _{NORM}	3.61	2.92	2.65	2.55	2.07	1.87	
	ASYMPT	Φ	0.76	0.85	0.89	0.85	0.92	0.94	
		ESM	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	
		CMD90% _{NORM}	3.82	2.80	2.36	2.80	2.04	1.72	

4.1.5 Discussion

L'évaluateur constitue une source de variabilité importante

Pour l'ensemble des mesures QUS, une proportion élevée de la variance est répartie dans les sources d'erreurs aléatoires impliquant une interaction entre le sujet et l'évaluateur (SE, SEV, SEI), mettant en évidence l'interaction importante qui existe entre l'évaluateur et le participant lors de l'enregistrement d'une image par ultrasonographie. Un évaluateur peut avoir plus de difficulté à évaluer un certain sujet qu'un autre par la variabilité anatomique et physiologique des sujets (orientation oblique du tendon, faible échogénicité naturelle du sujet, contours flous du tendon, etc.) et par ses habiletés techniques et son manque d'expérience clinique l'aidant à surmonter cette situation. Il est recommandé que, dans les études longitudinales ou dans un cadre de suivi de traitements, les mesures QUS soient prises par un seul évaluateur.

Supériorité des mesures géométriques et de l'échogénicité en termes de fiabilité et précision

Les excellents résultats obtenus dans cette étude, en termes de fiabilité et de précision, des mesures QUS géométriques (épaisseur, aire, largeur) et de la mesure QUS de l'échogénicité (Φ obtenus majoritairement en haut du seuil acceptable en clinique de 0,90 et $CMD90\%_{NORM}$ obtenus <15%) sont comparables ou meilleurs à ceux obtenus dans des études similaires ciblant le TA (43-45). Il est possible que les résultats favorables obtenus dans la présente étude soient, entre autres, reliés à l'emploi du logiciel pour l'extraction des mesures QUS et au respect rigoureux du protocole standardisé. La poursuite de l'utilisation des mesures QUS géométriques, ainsi que de l'échogénicité est donc encouragée dans la quantification de l'intégrité du TA. Il est aussi intéressant de constater que les mesures QUS géométriques, excepté la largeur, discriminent bien les tendons symptomatiques des tendons asymptomatiques (c-à-d. différence significative) et que les pourcentages de différence observés entre les mesures des tendons symptomatiques et asymptomatiques excèdent les changements minimums détectables déterminés au moyen de la théorie de la généralisabilité. Dans cette étude, la mesure QUS de l'échogénicité ne permet pas de discriminer les tendons symptomatiques des asymptomatiques, mais il faut souligner que le site standardisé de la prise des mesures (6cm proximale à l'enthèse) ne correspondait pas toujours au site où le TA était le plus affecté par la tendinopathie.

Les mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris (variance, asymétrie, aplatissement, entropie) ont obtenu de pauvres résultats, en termes de fiabilité et de précision, et ne semblent pas être assez fiables et précises pour évaluer adéquatement l'intégrité du TA. Pour un protocole hypothétique dans lequel un évaluateur moyenne les résultats de trois images

enregistrées lors d'une seule visite (E=1, V=1, I=3), les coefficients de dépendabilité obtenus varient de 0,34 à 0,79, avec la majorité des mesures sous le seuil de 0,75 fixé pour confirmer une bonne fiabilité. La précision est aussi décevante (CMD90%_{NORM} variant de 26,09% à 76,02%) et ces mesures semblent peu prometteuses pour discriminer les tendons symptomatiques de ceux non-symptomatiques (c-à-d. différence non significative). L'entropie, qui se démarque par sa bonne fiabilité en général et sa grande précision, ne permet pas de discriminer les tendons symptomatiques des asymptomatiques (c-à-d. différence non significative) dans le contexte de la présente étude.

Deux équipes de recherche se sont intéressées à la fiabilité des mesures QUS dérivées d'un histogramme des niveaux de gris et ont obtenu des résultats similaires à ceux de la présente étude. L'équipe de Collinger et coll. a évalué la fiabilité et la précision de différentes mesures QUS extraites d'images longitudinales, à l'aide de la théorie de la généralisabilité, sur les tendons de la longue portion du biceps et du sus-épineux (37). La fiabilité et la précision, déterminées à l'aide de l'étude-D pour un protocole E=1, V=1, I=2 ressemblent à celles de la présente étude. Une bonne fiabilité et précision de l'épaisseur (Φ variant de 0,92 à 0,94; CMD90%_{NORM} variant de 9,42% à 14,49%) et de l'échogénicité (Φ variant de 0,79 à 0,85; CMD90%_{NORM} variant de 16,03% à 18,72%), ainsi qu'une fiabilité médiocre et faible précision de la variance, l'asymétrie et l'aplatissement ont été trouvées (Φ variant de 0,57 à 0,69; CMD90% supérieurs à 15% et allant jusqu'à 297,35%). L'entropie a démontré une fiabilité généralement modérée et une bonne précision (Φ variant de 0,64 à 0,68; CMD90% variant de 5,56% à 5,58%). Des résultats légèrement meilleurs, en termes de fiabilité, des mesures QUS ont été obtenus dans la présente étude par rapport à celle de Collinger. Il est possible qu'une meilleure fiabilité des mesures QUS au TA soit expliquée par le fait que ce tendon soit plus facile à évaluer, entre autres par sa position superficielle, son alignement et ses structures environnantes que les tendons de l'épaule. L'équipe de Nielson et coll. a évalué la fiabilité test-retest pour mesures répétées 30 fois par un seul évaluateur en une seule visite (E=1, V=1, I=30) de la variance, l'asymétrie et l'aplatissement du muscle sus-épineux (111). Cette équipe a aussi obtenu des résultats cohérents avec ceux de la présente étude, c'est-à-dire une faible fiabilité de ces mesures QUS, avec des coefficients de variation variant de 14% à 35%.

Un élément qui pourrait expliquer les résultats décevants obtenus, en termes de fiabilité et précision, pour les mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris repose sur la compréhension des bases théoriques et du calcul sous-jacent à ces différentes mesures (se référer à la section 3.6.3 de la partie « Méthodologie » et à l'annexe VIII de ce mémoire). Les mesures de l'asymétrie et de l'aplatissement sont calculées directement à partir de la forme de la

courbe de distribution de la fréquence des niveaux de gris (histogramme des niveaux de gris), alors que la variance et l'entropie sont elles aussi influencées par la forme de cette courbe. Pour sa part, la mesure QUS de l'échogénicité est une moyenne des valeurs sur l'échelle de gris de l'ensemble des pixels dans la ROI et ne tient pas compte de la forme de la courbe de distribution. L'apparence d'une structure anatomique sur une image ultrasonographique peut varier de façon significative selon l'inclinaison et la pression appliquée sur les tissus avec la sonde, tant au niveau des dimensions que de l'échogénicité de cette dernière. Les pourtours de la ROI sont sensibles à ces variations de l'échogénicité, ce qui peut changer la forme de la courbe de distribution de la fréquence des niveaux de gris, sans pour autant avoir une grande influence sur la valeur moyenne de l'échogénicité dans la ROI.

Différence de fiabilité et précision entre les images transversales et longitudinales et entre les tendons symptomatiques et asymptomatiques

De façon générale, la fiabilité et la précision des mesures QUS sont similaires entre les images transversales et longitudinales, ainsi qu'entre les tendons symptomatiques et asymptomatiques. L'une des exceptions est la mesure de l'épaisseur des TAs symptomatiques en vue longitudinale qui tend à être moins fiable (-8,58 %) et précise (-48,74 %) qu'en vue transversale. Cette différence est possiblement expliquée par le fait que la sonde, lorsqu'elle est positionnée de façon longitudinale aux fibres du TA, peut être repositionnée à des endroits différents dans le plan sagittal du tendon à chaque prise d'image (Figure 4.3(e)). En vue longitudinale, l'épaisseur mesurée est celle captée uniquement dans la tranche localisée sous la sonde et il est difficile de s'assurer d'être situé sur la tranche la plus épaisse du tendon. Il appert donc souhaitable que des mesures QUS d'épaisseur du TA soient aussi prises dans une vue transversale, à un endroit jugé pertinent à partir de la visualisation du TA dans les deux plans. De plus, puisque notre mesure QUS d'épaisseur en vue longitudinale reflète une épaisseur moyenne d'une région ciblée, il est probable que la valeur de cette dernière soit atténuée par rapport à l'épaisseur maximale contenue dans cette région, capturée dans la vue transversale du TA. À cet effet, une modification au programme d'analyse a été suggéré afin d'également extraire les valeurs minimale et maximale du TA en vue longitudinale dans le futur. Il est probable qu'une meilleure fiabilité soit obtenue si la valeur maximale est utilisée puisque davantage de variabilité risque d'être mise en évidence entre les sujets.

Promesse de la matrice de co-occurrence en imagerie quantitative par US

La matrice de co-occurrence est une méthode d'analyse de l'image qui tient compte de l'organisation spatiale des pixels, comparativement à l'histogramme des niveaux de gris qui tient seulement compte de la valeur des pixels sur l'échelle de gris et non de la position des pixels

dans l'image et de l'interaction avec les pixels avoisinants (36, 123, 124). La présente étude a obtenu des résultats semblables à l'étude de Collinger et coll. (37), c'est-à-dire une meilleure fiabilité des mesures QUS dérivées de la matrice de co-occurrence par rapport à la fiabilité des mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris. Cette meilleure fiabilité est possiblement expliquée par le fait que la matrice de co-occurrence étudie des paires de pixels et non la valeur isolée du niveau de gris de chacun des pixels. Un moyennage des résultats est fait lors de l'extraction des résultats à l'aide de la matrice de co-occurrence.

Bien que des différences significatives dans les mesures QUS de l'homogénéité et du contraste aient été trouvées entre les tendons symptomatiques et asymptomatiques, le pourcentage de différence entre les deux groupes est en-deçà du changement minimum détectable déterminé, laissant supposer que la différence actuellement observée pourrait être causée par l'erreur de mesure. À la lumière de ces résultats, ces mesures semblent peu, voire non, discriminatives bien qu'il soit important de souligner que les mesures ont été prises à un site standardisé dans la présente étude. Ce site standardisé ne correspondait pas toujours au site où le TA était le plus affecté par la tendinopathie. Des études supplémentaires sont nécessaires.

Suggestion d'un protocole pour la collecte de mesures QUS en pratique clinique

Bien que l'apport d'une ou de plusieurs visite(s) additionnelle(s) ait un effet bénéfique sur la fiabilité et la précision, il est difficile d'envisager plus d'une visite d'évaluation pendant laquelle les images seraient enregistrées dans un contexte clinique. Des contraintes de productivité sont à considérer, un patient qui consulte en physiothérapie ne doit pas être exposé à une intensité de traitement sous-optimale par un prolongement de la période d'évaluation. Un protocole dans lequel le moyennage de résultats de trois images collectées par un évaluateur unique lors d'une seule visite apparaît comme un bon compromis. L'applicabilité clinique des mesures QUS est intéressante puisque le temps nécessaire pour les enregistrer est, selon ce dernier protocole, d'au plus 10 minutes.

Limites de l'étude

La présente étude comporte plusieurs limites qui méritent d'être discutées. L'usage d'un guide attaché à la sonde visant à éviter l'inclinaison de cette dernière aurait possiblement pu augmenter quelque peu la fiabilité (102, 127, 128), mais le but de cette étude était de recréer de la façon la plus fidèle possible des conditions cliniques, avec le moins de contraintes ajoutées. Dans un contexte d'une étude de fiabilité, une prise de mesure à un endroit standardisé et identique pour l'ensemble des participants est à privilégier (6 cm proximale à l'enthèse du TA dans la présente étude). Par contre, pour cette raison, la prise de mesures des tendons symptomatiques

n'a pas été nécessairement faite au niveau précis de la pathologie et pourrait avoir minimisé la variance entre les tendons pathologiques et sous-estimé la fiabilité et la précision des mesures.

Deux tâches distinctes, toutes deux dépendantes de l'évaluateur, doivent être exécutées dans l'obtention d'une mesure QUS. La première tâche est l'obtention de l'image ultrasonographique (acquisition de l'image) et la deuxième est la lecture de l'image obtenue afin d'y extraire les valeurs quantitatives désirées. Bien que la difficulté puisse être reliée à la partie « acquisition de l'image » dans cette étude, il est aussi possible que l'erreur soit associée à la partie « analyse de l'image ». La délimitation de la ROI est tracée par l'évaluateur et des contours parfois flous sur un TA rendent cette tâche difficile. Dans cette étude, il est impossible de dissocier l'erreur reliée à l'enregistrement de l'image et à celle reliée à l'analyse de l'image puisque chacune des évaluatrices a évalué seulement ses propres images. Des études ultérieures sont nécessaires pour évaluer la fiabilité de la partie lecture de l'image.

4.1.6 Conclusion

Cette étude s'est intéressée à la fiabilité de trois types de mesures QUS : les mesures QUS géométriques, les mesures QUS dérivées d'un histogramme des niveaux de gris et les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence. Bien que des études supplémentaires de validité soient nécessaires, les résultats favorables des mesures QUS géométriques encouragent la poursuite de leur utilisation. Ces mesures pourraient être employées lors d'un suivi longitudinal afin de capturer l'évolution de la sévérité d'une tendinopathie achilléenne et d'un suivi de traitement en pratique clinique ou en recherche en réadaptation. Les mesures QUS géométriques pourraient aussi être utiles dans un contexte transversal afin de comparer des individus entre eux ou selon des normes établies en pratique clinique ou dans des études à venir. Il est cependant impératif qu'une emphase particulière soit portée sur le respect d'un protocole standardisé rigoureux dans l'acquisition des images ultrasonographiques pour atteindre un niveau de fiabilité et de précision acceptable. De plus, la mesure de l'épaisseur du TA a avantage à être prise en vue transversale.

En ce qui concerne les mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris, à la lumière des résultats obtenus dans cette étude, l'usage de ces mesures QUS pour évaluer l'intégrité du TA est à reconsidérer. Enfin, les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence sont prometteuses et des études supplémentaires sur cette méthode émergente de l'analyse de l'image sont nécessaires.

4.1.7 Remerciements

Marie-Josée Nadeau a reçu une bourse d'études à la M.Sc de l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec(OPPQ). Amélie Desroches a reçu une bourse de l'Association québécoise des médecins du sport(AQMS). Dr Dany Gagnon est un chercheur-boursier supporté par le Fonds de la recherche du Québec-santé (FRQS). Un merci spécial à Dominic Véronneau de chez Ortho Action pour son prêt de l'attelle employée pour immobiliser la cheville. Remerciements à Cynthia Appleby et Hakim Mecheri pour leur assistance dans la collecte et l'analyse des données.

4.2 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES À L'ÉTUDE

Des informations concernant les participants faisant partie du groupe des tendons symptomatiques sont fournies dans le tableau XIII. L'intensité de la douleur maximale est celle ressentie dans la semaine précédant l'évaluation. Pour la montée unipodale unilatérale, le saut bipodal et le saut unipodal, le nombre de répétitions possibles sans douleur a été noté.

Tableau XIII Caractéristiques des participants du groupe des tendons symptomatiques

Participant	Côté symptomatique	ANAMNÈSE ET DONNÉES SUBJECTIVES					DONNÉES OBJECTIVES						QUESTIONNAIRE
		Histoire	Durée des symptômes (nombre de mois)	Traitements reçus	Intensité de la douleur maximale et activité pratiquée	Durée de la douleur matinale (minutes)	Épaississement caractéristique	Douleur à la palpation du tiers moyen du TA	Mouvement résisté de flexion plantaire en isométrie	Montée unipodale unilatérale	Saut bipodal	Saut unipodal	Score au VISA-A
1	G	Dlr apparue avec ↑volume course. État amélioré depuis arrêt course il y a 12mois.	26	Voltaren topique	7/10 Course	30	non	Oui	Positif	2	4	3	65
2	G	Dlr apparue 2 jours post-marathon. Stable depuis.	12	Anti-inflammatoires Talonnettes	5/10 course	5	Oui léger	Oui	Négatif	10	10	10	53
3	D	Dlr apparue avec ↑entraînement soccer. Stable depuis.	120	Anti-inflammatoires Physio (qqes séances)	3/10 Course	5	Oui léger	Oui	Positif	6	10	1	78
4	G	Dlr apparue progressivement Stable depuis.	36	Physio (qqes séances)	4/10 Marche	5	Oui léger	Oui	Négatif	1	0	0	31
5	D	Dlr vive apparue en faisant aérobie. Amélioration légère depuis.	2	Physio (qqes séances) Chiro (qqes séances)	9/10 Marche	100	Oui léger	Oui	Négatif	1	0	0	14

6	D	Dlr apparue en courant. Stable depuis	12	Aucun	3/10 Faux mt cheville	0	Non	Oui	Positif	7	1	0	80
7	G	Dlr apparue avec début entrainement à la course. Stable depuis.	14	Chiro (10 séances)	8/10 Hockey	30	Oui léger	Oui	Négatif	2	0	0	54
8	G	Dlr apparue avec début entrainement à la course. Stable depuis.	6	Physio (3 séances)	3/10 Am	50	Oui léger	Oui	Négatif	10	10	9	77
9	B D>G	Dlr apparue avec début entrainement à la course. Stable depuis.	G=24 D=5	Aucun	2/10 marche	0	D=oui léger G=non	Oui	Négatif	10 Bilat	10	10 Bilat	58
10	G	Dlr vive apparue lors d'un sprint. Stable depuis.	108	Physio (qques séances) Anti-inflammatoires	8/10 Corde à danser	5	non	Oui	Positif	1	1	0	61
11	G	Dlr apparue avec début entrainement à la course. Stable depuis.	84	Physio (10 séances)	2/10 Course	5	Oui modéré	Oui	Négatif	1	0	0	81
12	D	Dlr apparue avec entrainement hockey cossom. Stable depuis	7	Physio (3 séances)	7/10 Escaliers	5	Non	Oui	Négatif	1	0	0	50
13	D	Dlr apparue de façon progressive avec « ultimate freesbe ». État se détériore depuis 12 mois	48	Voltaren topique	3/10 Course	5	Oui léger	Oui	Négatif	10	10	10	68
14	B D>G	Dlr apparue progressivement Stable depuis.	120	Physio (6 séances)	D=3/10 G=1/10 AM	5	D=oui léger G=non	Oui	Négatif	10 Bilat	10 Bilat	10 Bilat	71
15	G	Dlr apparue suite à une randonnée pédestre. Stable depuis.	24	Aucun	2/10 Danse	0	Oui léger	Oui	Négatif	10	10	4	70
16	B G>D	Dlr apparue avec ↑entrainement soccer. Stable depuis.	D=36 G=12	Physio (10 séances)	3/10 Debout Statique	0	G=Oui léger D=Non	Oui	Négatif	10 Bilat	10 Bilat	10 Bilat	60

17	G	Dlr vive apparue en courant. Stable depuis.	4	Physio (3 séances) Acupuncture (2 séances) Voltaren topique	6.5/10 AM	5	Oui sévère	Oui	Négatif	10	10	1	43
18	D	Dlr apparue avec ↑volume course. Stable depuis.	11	Physio (10 séances)	9/10 Éliptique	5	Oui modéré	Oui	Négatif	10	10	6	66
19	G	Dlr apparue avec ↑volume course. Stable depuis.	4	Aucun	6/10 Ski de fond	0	Oui modéré	Oui	Positif	10	10	4	79
20	G	Dlr apparue avec ↑volume course. Stable depuis.	1,5	Acupuncture (2 séances)	1/10 AM	5	Non	Oui	Négatif	8	10	7	68

CHAPITRE 5 : DISCUSSION

Les travaux de recherche effectués dans ce mémoire découlent de la problématique suivante : il est difficile d'objectiver l'intégrité biologique du TA en pratique clinique et lors de projets de recherche clinique. Afin de tenter de remédier à ce problème, une nouvelle méthode d'évaluation de l'intégrité biologique du TA a été proposée en utilisant l'imagerie musculo-squelettique par US. Cette dernière permet l'obtention de mesures QUS du TA. La première étape dans le processus du développement d'une nouvelle méthode d'évaluation consiste à évaluer la fiabilité et la précision des mesures obtenues à l'aide de cette méthode.

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer la fiabilité test-retest et la précision des mesures QUS au TA enregistrées par un évaluateur unique chez des TAs présentant des symptômes compatibles avec une tendinopathie achilléenne corporéale et chez des TAs asymptomatiques. L'objectif secondaire était de proposer des protocoles de collectes de mesures QUS fiables et précis qui pourraient être utilisés ultérieurement afin de quantifier l'intégrité du TA en pratique clinique et lors de projets de recherche clinique.

Puisque les résultats en lien avec ce projet d'études à la maîtrise ont été présentés et discutés dans l'article scientifique de ce mémoire (voir chapitre 4 : Résultats), ils seront uniquement brièvement rappelés et commentés dans la première section de cette discussion. Dans les sections suivantes, les implications des résultats sur la pratique clinique en physiothérapie, les limites des travaux de recherche et les perspectives et avenues de recherches futures seront abordées.

5.1 PRINCIPAUX CONSTATS DES TRAVAUX DE RECHERCHE

Les constats généraux des travaux de recherche, en lien avec les objectifs et hypothèses de l'étude de ce projet de maîtrise, seront d'abord relatés. Ensuite, la fiabilité et la précision des diverses mesures QUS seront adressées, selon leur catégorie de mesures: les mesures QUS géométriques, les mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris et les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence.

5.1.1 Constats généraux

L'évaluateur constitue une source de variabilité importante

Il est bien établi dans les études que l'ultrasonographie est une modalité d'évaluation largement influencée par la personne responsable de l'enregistrement des images (26-28). Les connaissances et les habiletés techniques de cette dernière, combinées à son expérience, influencent la qualité d'une image enregistrée. De plus, l'efficacité de l'évaluateur peut être influencée par son état personnel de fatigue et de vigilance. Les résultats trouvés dans cette étude sont cohérents avec cette constatation puisque les sources de variance les plus importantes étaient en lien avec l'évaluateur. Non seulement, il est souhaitable que les mesures QUS soient enregistrées par un seul évaluateur, mais la grande variabilité des mesures QUS attribuée aux facettes impliquant une interaction entre le sujet (S) et l'évaluateur (E) suggèrent qu'un même évaluateur aura lui-même un niveau variable de fiabilité et de précision dans la collecte des mesures QUS. Il est possible qu'un évaluateur ait plus de difficulté à évaluer un certain sujet par rapport à un autre, expliquée par la variabilité anatomique et physiologique des sujets (contours flous des tendons, faible échogénéicité naturelle, etc.).

Résultats similaires obtenus, en termes de fiabilité et de précision, entre les mesures QUS des tendons symptomatiques et asymptomatiques

De façon générale, pour les mesures QUS géométriques, la fiabilité et la précision des mesures sont similaires (différence entre les groupes <15%) entre les tendons présentant des symptômes compatibles avec une tendinopathie achilléenne corporéale et les tendons asymptomatiques. Quant aux mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris, elles ont un faible niveau de fiabilité et de précision, donc il n'y a pas d'intérêt à s'y intéresser davantage, nonobstant l'échogénéicité (différence entre les groupes : fiabilité $\Delta < 5\%$; précision $\Delta = 32\%$). Finalement, de façon générale, pour les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence, la fiabilité et la précision des mesures sont similaires entre les deux groupes (fiabilité : $\Delta < 22\%$; précision : $\Delta < 12\%$). Cependant, cette constatation doit être nuancée considérant différents facteurs tels l'inégalité de la taille des échantillons et le fait que la ROI n'est pas nécessairement au site de la pathologie (voir section 5.3 Limites des travaux de recherche).

Résultats similaires, en termes de fiabilité et de précision, entre les mesures QUS obtenues dans les images en vue longitudinale et en vue transversale

De façon générale, pour les mesures QUS géométriques, la fiabilité des mesures est similaire (fiabilité : $\Delta < 8\%$) entre les images enregistrées en vues longitudinale et transversale. Quant à la précision des mesures QUS géométriques, une différence significative entre les images en vue

longitudinale et transversale de l'épaisseur des tendons symptomatiques est notée (précision : $\Delta = 49\%$) et mérite d'être abordée spécifiquement. La mesure QUS de l'épaisseur en vue longitudinale des tendons symptomatiques est moins précise qu'en vue transversale. Cette inégalité n'est pas retrouvée dans les tendons asymptomatiques (précision : $\Delta < 6\%$). Ceci est possiblement expliqué par le fait que la sonde, lorsqu'elle est positionnée de façon longitudinale aux fibres du TA, peut être placée à différents endroits sur la largeur du TA, pour chaque image (Figure 5.1c). En vue longitudinale, il est très difficile de se placer exactement vis-à-vis la tranche du TA où l'épaisseur est maximale. Dans un tendon asymptomatique, l'épaisseur est relativement constante sur toute sa largeur (Figure 5.1a), tandis que dans un tendon symptomatique, l'épaisseur peut varier considérablement (Figure 5.1b). Dans une vue transversale, le problème ne se pose pas puisque le logiciel employé dans l'extraction des mesures QUS mesure l'épaisseur maximale du TA, à l'aide du rectangle tracé autour de la ROI et capture généralement l'épaisseur maximale indépendamment de localisation spécifique.

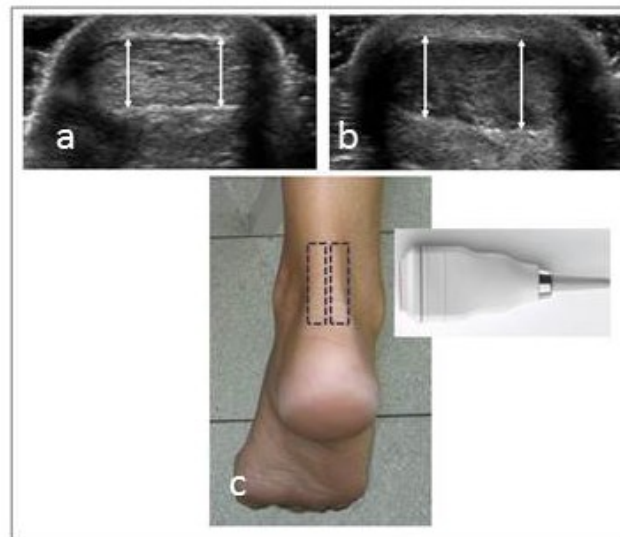


Figure 5.1 (a) TA sain en vue transversale, les flèches indiquent l'épaisseur du TA prise à différentes largeurs (différents endroits) sur le TA; (b) TA pathologique en vue transversale, les flèches indiquent l'épaisseur du TA prise à différentes largeurs sur le TA. La flèche de droite sur l'image représente l'épaisseur maximale du TA; (c) Position longitudinale de la sonde sur le TA. On note que la sonde peut être placée à différents niveaux (différentes largeurs) sur le TA.

La figure 5.1(c) est adaptée du site internet fr.wikipedia.org/wiki/tendon_d'Achille.

Quant aux mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris, elles ont un faible niveau de fiabilité et de précision, donc il n'y a pas d'intérêt à s'y intéresser davantage, nonobstant l'échogénicité (fiabilité : $\Delta < 3\%$; précision : $\Delta < 20\%$). Finalement, de façon générale,

pour les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence, la fiabilité et la précision des mesures est similaire entre les deux groupes (fiabilité : $\Delta < 19\%$; précision : $\Delta < 25\%$).

Suggestions de protocoles de collecte de mesures QUS à adopter afin d'optimiser la fiabilité et la précision des mesures QUS

Un avantage indiscutable de l'analyse des données à l'aide de la théorie de la généralisabilité est la possibilité, grâce aux résultats rassemblés dans l'étude-G, de bâtir des protocoles de collecte de mesures hypothétiques à l'aide de l'étude-D et de constater les gains en fiabilité et précision obtenus en modifiant certains paramètres de ces protocoles hypothétiques. Dans l'étude effectuée dans le cadre de ce mémoire, il a été observé que deux visites avaient un effet bénéfique sur la fiabilité et la précision des mesures QUS. Idéalement, le protocole à adopter serait celui dans lequel les valeurs de mesures QUS obtenues dans six images ultrasonographiques collectées lors de deux visites par un évaluateur unique seraient moyennées ($E=1, V=2, I=3$).

Dans un contexte clinique, où des mesures QUS seraient employées pour quantifier l'intégrité d'un TA, dans le cadre d'un suivi de traitements en physiothérapie par exemple, il est difficile d'envisager deux visites d'évaluation avec un patient. Des contraintes de productivité sont à considérer, un patient qui consulte en physiothérapie ne doit pas être victime d'une intensité de traitement sous-maximale par un prolongement de la période d'évaluation. Des questions se posent alors. Qu'est-ce qui est acceptable, en termes de fiabilité et précision des mesures QUS? Puis-je tolérer une fiabilité et une précision de mes mesures QUS un peu moins grande, au profit d'une d'optimisation du temps de traitement avec un patient? La réponse à cette interrogation est positive, bien qu'elle doive être nuancée. La fiabilité et la précision des mesures QUS, dans un contexte de traitement en physiothérapie, sont moins cruciales que celles d'une mesure qui évaluerait le débit sanguin lors d'une chirurgie cardiaque par exemple. En physiothérapie, la conséquence d'une erreur de mesure n'est pas dramatique et personne ne devrait mourir. Une tolérance plus accrue à l'erreur est donc permise. Un protocole intéressant qui assure une fiabilité et précision acceptables des mesures QUS tout en assurant une productivité clinique optimale est celui dans lequel les résultats obtenus dans trois images lors d'une seule visite par un seul évaluateur sont moyennés ($E=1, V=1, I=3$).

Dans un contexte de recherche, les mesures QUS pourraient être employées comme mesure de résultat pour évaluer l'efficacité d'une modalité de traitement pour la tendinopathie achilléenne corporéale (suivi longitudinal), par exemple. Dans un tel cas, lorsque l'on sait que les résultats d'une étude peuvent avoir une influence sur le choix des traitements d'une génération de

physiothérapeutes et ainsi affecter une grande population de patients, la possibilité d'enregistrer des images lors de deux visites est envisageable et même souhaitable, particulièrement si aucune contrainte budgétaire n'existe.

5.1.2 Fiabilité et précision des différentes mesures QUS

Les résultats, en termes de fiabilité et de précision, des trois catégories de mesures sont analysés dans cette section. Afin de faciliter la discussion, seuls les résultats obtenus pour le protocole hypothétique dans lequel un évaluateur unique moyenne les résultats de trois images enregistrées lors d'une même visite pour une mesure QUS donnée ($E=1$, $V=1$, $I=3$) seront retenus. Pour les coefficients de dépendabilité et de corrélation intra-classe, le seuil fixé pour parler d'une bonne fiabilité est de 0,75, mais pour une fiabilité acceptable en clinique, on considère plutôt un seuil de 0,90(46). En ce qui concerne les coefficients de variation, le seuil de 16% témoigne d'une bonne fiabilité, acceptable en clinique(117). Pour la précision, un CMD_{NORM} inférieur ou égal à 15% reflète une excellente précision des mesures.

5.1.2.1 Les mesures QUS géométriques sont fiables et précises

La fiabilité et la précision des mesures QUS géométriques (épaisseur, aire et largeur) est excellente, avec des coefficients de dépendabilité (Φ) obtenus majoritairement en haut du seuil acceptable en clinique de 0,90. La précision de ces mesures est aussi bonne avec des changements minimaux détectables normalisés variant de 8,75% à 14,85%. Seule la mesure QUS de l'épaisseur en vue longitudinale des tendons symptomatiques présente une précision sous-optimale, tel que discuté.

Les résultats favorables des mesures géométriques au TA, en termes de fiabilité et précision, sont comparables ou meilleurs à ceux obtenus dans d'autres études, dans lesquelles des coefficients de variation et des coefficients de corrélation intra-classe ont été employés pour évaluer la fiabilité test-retest (CV variant de 1,1% à 10,8%; ICC variant de 0,45 à 0,87)(41-45, 100). Il est possible que les meilleurs résultats obtenus dans la présente étude soient, entre autres, reliés à l'emploi du logiciel pour l'extraction des mesures QUS ou au respect rigoureux du protocole standardisé.

5.1.2.2 L'emploi des mesures QUS dérivées d'un histogramme des niveaux de gris pour quantifier l'intégrité de la structure biologique du TA est à reconsidérer

Mis à part la mesure QUS de l'échogénicité, qui a obtenu des excellents niveaux de fiabilité et de précision, avec des coefficients de dépendabilité (Φ) obtenus majoritairement en haut du seuil

acceptable en clinique de 0,90 et une bonne précision avec des changements minimaux détectables normalisés variant de 8,56% à 15,51%, les mesures QUS dérivées d'un histogramme des niveaux de gris (variance, asymétrie, aplatissement, entropie) ont obtenu de pauvres résultats, en termes de fiabilité et de précision. Les coefficients de dépendabilité, pour les mesures QUS dérivées d'un histogramme des niveaux de gris, varient de 0,34 à 0,79, avec la majorité des mesures sous le seuil de 0,75 fixé pour confirmer une bonne fiabilité. La précision des mesures QUS de cette catégorie est aussi décevante ($CMD90\%_{NORM}$ variant de 26,09% à 76,02%), à l'exception de l'entropie qui se démarque par son excellente précision ($CMD90\%_{NORM}=2,18\%$ à 4,95%).

Il est à noter que l'entropie est un peu particulière puisqu'elle a obtenu des bons coefficients de dépendabilité ($\Phi=0,77$) pour la majorité des mesures, sauf pour un seul coefficient de $\Phi=0,34$ (groupe des tendons symptomatiques en vue transversale). C'est cependant l'excellente précision de l'entropie qui retient l'attention dans cette catégorie de mesures, avec des $CMD90\%_{NORM}$ variant de 2,18% à 4,95%. Dans ce contexte, nous avons cherché à mieux comprendre ces constats paradoxaux. Pour ce faire, nous sommes retournés aux données initiales capturées. Nous avons calculé chez les tendons symptomatiques en vue transversale des coefficients de variation moyens de 1,2% entre les images enregistrées pour un même participant et de 1,7% entre les images enregistrées entre les participants. Ce constat laisse croire que cette mesure ne permet pas de discriminer adéquatement les participants. De ce fait, le coefficient de dépendabilité demeure peu informatif et cette mesure pourrait être requestionnée dans le présent contexte.

Les résultats obtenus dans cette étude sont comparables avec ceux de deux autres études ayant étudié la fiabilité et la précision des mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris. L'équipe de Collinger a étudié la fiabilité et la précision de mesures QUS extraites d'images longitudinales visant à évaluer l'intégrité biologique des tendons de l'épaule suivants : longue portion du biceps (LPB) et sus-épineux (SÉ) (37). Dans un protocole $E=1$, $V=1$, $I=2$, la fiabilité et la précision des mesures de l'échogénicité sont bonnes (LPB : $\Phi=0,79$ et $CMD90\%_{NORM}=18,72\%$; SÉ : $\Phi=0,85$ et $CMD90\%_{NORM}=16,03\%$). La fiabilité des autres mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris (variance, asymétrie, aplatissement, entropie) est modérée (Φ variant de 0,57 à 0,69) et la précision est inacceptable (en excluant l'entropie) qui se démarque par sa bonne précision, avec des $CMD90\%_{NORM}$ majoritairement tous au-dessus de 15% et allant jusqu'à 297,35%. Encore une fois l'entropie se démarque par sa grande précision ($CMD90\%_{NORM}$: (LPB)=5,56% et (SÉ)=5,58%). Il est possible que les résultats légèrement meilleurs obtenus dans l'étude dont il est question dans ce mémoire soient, entre autres, reliés au

fait que les images du TA sont plus faciles à enregistrer que celles de la LPB et du SÉ. Le TA est plus superficiel, moins recouvert de tissus adipeux et n'a pas de couche musculaire à sa superficie. De plus, le TA est plus rigide que les tendons de l'épaule qui se déforment plus facilement. L'équipe de Nielson et coll. a trouvé des coefficients de variation pour des mesures QUS répétées 30 fois du muscle sus-épineux collectées par un évaluateur pour des images en vue longitudinale et transversale lors d'une seule visite (111). L'échogénicité a obtenu des coefficients de variation de 7% et 5%, alors que les autres mesures QUS évaluées (variance, asymétrie, aplatissement) varient de 14% à 35%.

Des conclusions peuvent être tirées, à la lumière des résultats obtenus dans l'ensemble des études s'étant intéressées à la fiabilité et la précision des mesures QUS dérivées d'un histogramme des niveaux de gris (échogénicité, variance, asymétrie, aplatissement, entropie). Premièrement, les bonnes fiabilité et précision de la mesure QUS échogénicité encouragent la poursuite de son utilisation. L'emploi des mesures QUS dérivées d'un histogramme des niveaux de gris suivantes pour quantifier l'intégrité de la structure biologique du TA est à reconsidérer : variance, asymétrie, aplatissement et entropie.

Un élément qui pourrait expliquer les divers résultats obtenus, en termes de fiabilité et précision, pour cette catégorie de mesures repose sur la compréhension des bases théoriques et du calcul sous-jacents aux différentes mesures QUS. Il convient de se rappeler que les mesures de l'asymétrie et de l'aplatissement sont calculées selon la forme de la courbe de distribution et que la variance et l'entropie sont influencées par la forme de cette courbe. Pour sa part, la mesure QUS de l'échogénicité ne tient pas compte de la forme de la courbe. La position et l'inclinaison de la sonde, ainsi que la pression exercée sur la sonde, peuvent changer dramatiquement l'apparence d'une structure anatomique sur une image ultrasonographique, tant au niveau des dimensions que de l'échogénicité de cette dernière. Les pourtours de la ROI sont encore plus sensibles à ces modifications de l'échogénicité et peuvent changer la forme de la courbe de distribution, sans pour autant avoir une grande influence sur la valeur moyenne de l'échogénicité dans la ROI.

5.1.2.3 Les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence pour évaluer l'intégrité de la structure biologique du TA sont prometteuses

En général, les mesures QUS extraites d'une matrice de co-occurrence (contraste, énergie, homogénéité) ont obtenu de bons résultats en termes de fiabilité dans l'étude dont il est question dans ce mémoire. Les coefficients de dépendabilité varient de 0,69 à 0,92, où la majorité d'entre eux sont supérieurs au seuil de 0,75. La précision de cette catégorie de mesures est variable pour

chaque mesure. Le contraste a des $CMD90\%_{NORM}$ variant de 15,90 à 23,14%, un peu au-dessus du seuil limite d'une précision acceptable de 15%. L'énergie est un peu moins précise (19,60% à 33,67%) alors que l'homogénéité est très précise (2,36% à 3,52%).

Les mesures QUS extraites de la matrice de co-occurrence employées dans cette étude ont été développées par l'équipe de Collinger et coll. (37) et leur utilisation pour quantifier l'intégrité tendineuse n'a été recensée que dans l'équipe de Collinger et coll. (33). Les résultats obtenus dans notre étude sont comparables aux siens. Dans un protocole (E=1, V=1, I=2), Collinger et coll. ont obtenu une bonne fiabilité dans la majorité des cas, avec des coefficients de dépendabilité variant de 0,71 à 0,83, où la majorité d'entre eux sont supérieurs au seuil de 0,75. La précision est variable pour l'ensemble des mesures de cette catégorie, les $CMD90\%_{NORM}$ varient de 5,83% à 47,77%.

A la lumière des résultats obtenus dans l'ensemble des études recensées, il appert que les mesures dérivées de la matrice de co-occurrence sont plus fiables et précises que celles dérivées d'un histogramme des niveaux de gris. Il est possible que cette meilleure fiabilité soit due au fait que des paires de pixels soient regardées et non la valeur isolée de la teinte de gris de chacun des pixels. En ce qui concerne la précision, il est important de comprendre que celle-ci pourrait être influencée par le fait que dans une matrice de co-occurrence, ce sont des paires de pixels qui sont étudiées. La distance séparant les deux pixels d'une paire, ainsi que l'orientation entre les deux pixels de cette paire sont déterminées par l'évaluateur. Dans cette étude, 4 directions ont été considérées (0, 45, 90, 135 degrés) et une distance de 10 pixels a été choisie. Il est donc possible que la précision des mesures soit affectée par le choix des paramètres établis dans la matrice de co-occurrence, sans affecter la fiabilité des mesures QUS. Des études supplémentaires sur la matrice de co-occurrence sont nécessaires afin de mieux comprendre si le choix d'une direction unique (ex; 90 degrés), ainsi qu'une distance moins grande sont plus appropriés. Cette étude plus ciblée de paires de pixels dans une direction unique aura peut-être un effet sur la précision des mesures QUS.

5.2 IMPLICATIONS DES RÉSULTATS SUR LA PRATIQUE CLINIQUE

L'US est une modalité d'évaluation connaissant un engouement récent avec l'apparition d'appareils plus performants et de sondes de meilleure qualité. L'apparente facilité de cette méthode d'évaluation peut occasionner de nombreuses erreurs dans l'interprétation des images, surtout chez un échographe débutant. Pour cette raison, il est important de baser cette pratique sur des données probantes. La diffusion des résultats des études concernant l'US est très

importante, surtout dans le contexte fébrile actuel dans lequel de nombreux professionnels de la santé s'initient à cette pratique. Que ce soit dans le monde médical, dans lequel de nombreux médecins s'intéressent à l'US ou dans un contexte clinique en physiothérapie.

Une réflexion sur l'implication des résultats obtenus dans l'étude réalisée dans le cadre de ce projet de maîtrise sur la pratique clinique s'impose. Actuellement, à l'exception de l'épaisseur, l'utilisation des mesures QUS est limitée dans le monde de l'imagerie médicale mais les mesures QUS seront sûrement appelées à être employées davantage dans le futur. Cette étude de fiabilité constitue donc la première étape dans un processus visant à évaluer les qualités psychométriques de différentes mesures QUS au TA. Ainsi, ces mesures QUS émergentes ne seront pas employées en pratique clinique avant l'achèvement de ces travaux, mis à part pour l'épaisseur, dont la validité est déjà bien établie.

Les mesures QUS, pour lesquelles de bonnes qualités psychométriques auront été établies, pourraient être employées lors d'un suivi longitudinal afin de capturer l'évolution de la sévérité d'une tendinopathie achilléenne et d'un suivi de traitement en pratique clinique ou en recherche en réadaptation. Les mesures QUS pourraient aussi être utiles dans un contexte transversal afin de comparer des individus entre eux ou selon des normes établies en pratique clinique ou dans des études à venir.

Certaines recommandations peuvent cependant être émises dès maintenant, à la lumière des résultats obtenus au cours de cette étude, sur la façon de procéder lors de la collecte de mesures QUS au TA. Ces recommandations pourront être transmises, dans un contexte d'enseignement de l'US. Puisque la mesure de l'épaisseur est déjà couramment employée, il est important de se rappeler que la fiabilité de cette mesure a été déterminée à l'aide de mesures extraites par le logiciel d'analyse développé par l'équipe de recherche. La fiabilité de la mesure QUS de l'épaisseur ne doit pas être extrapolée si une méthodologie similaire n'est pas employée pour son calcul.

Concrètement, l'obtention d'une mesure QUS visant à quantifier l'intégrité biologique du TA requiert l'exécution de deux tâches distinctes : l'acquisition et l'analyse de l'image. Des conseils relatifs à chacune de ces tâches seront abordés.

5.2.1 Acquisition de l'image

- Les images doivent être enregistrées par un évaluateur unique lorsque des prises de mesures QUS sont envisagées dans un suivi longitudinal.

- Un protocole standardisé de collecte de mesures doit être rigoureusement respecté, autant dans un contexte de recherche qu'en pratique clinique. Ce protocole doit minimalement inclure les recommandations suivantes :
 - l'angle de la cheville doit être maintenu constant, idéalement à l'aide d'une attelle à la cheville et reproduit pour chaque collecte de mesures QUS;
 - la position de la sonde doit être déterminée à partir d'un repère anatomique identifié sur une image ultrasonographique (enthèse du TA ou aspect proximal du calcanéum);
 - Les paramètres de la machine doivent être gardés constants et identiques à chaque séance d'enregistrement de mesures QUS;
 - Une attention particulière doit être portée à la technique (pression minimale et inclinaison perpendiculaire de la sonde) afin de s'assurer que l'échogénicité varie le moins possible, en particulier aux pourtours de la ROI.

- Le protocole d'acquisition des images à favoriser pour optimiser la fiabilité et la précision des mesures QUS est le suivant : la collecte de 3 images en vue longitudinale et en vue transversale, au site de la pathologie, par un évaluateur unique, lors d'une seule visite, en prenant soin de repositionner la sonde à chaque fois.

5.2.2 Analyse de l'image

- S'assurer de bien tracer les contours de la ROI à l'intérieur du paratendon.
- L'emploi du logiciel, développé pour cette étude, afin d'extraire les mesures QUS géométriques et la mesure QUS de l'échogénicité optimise la fiabilité et précision.
 - S'assurer de mesurer l'épaisseur du TA autant en vue transversale que longitudinale.
 - Identifier l'épaisseur maximale sur une image en vue longitudinale et non seulement l'épaisseur moyenne.
- Les mesures dérivées d'un histogramme des niveaux de gris (excepté la mesure QUS de l'échogénicité) sont peu pertinentes pour quantifier l'intégrité biologique d'un TA.
- Il n'est pas recommandé, à la lumière des évidences scientifiques actuellement disponibles, d'employer les mesures dérivées de la matrice de co-occurrence pour quantifier l'intégrité biologique d'un TA.

5.3 LIMITES DES TRAVAUX DE RECHERCHE

Les limites sont inévitables dans un projet de recherche et celui-ci ne fait pas exception à la règle. Cependant, les limites identifiées dans ce projet n'invalident en rien les résultats obtenus et leur identification ne pourra qu'être bénéfique lors de la préparation de futures études ciblant la fiabilité et la précision des mesures QUS.

Les mesures QUS des tendons symptomatiques n'ont pas été prises précisément dans la zone pathologique

Dans le contexte d'une étude de fiabilité, il est souhaitable que la prise des mesures soit faite dans un endroit standardisé et identique pour l'ensemble des participants. L'endroit choisi dans cette étude fut préalablement fixé à 6cm proximale à l'enthèse du TA puisque dans les études, l'incidence de la tendinopathie achilléenne corporeale est élevée à ce niveau (1, 9). Cette localisation standardisée pourrait ne pas correspondre à l'endroit le plus atteint du TA et ainsi avoir minimisé la variance entre les tendons pathologiques et sous-estimé la fiabilité et la précision des mesures dans la présente étude.

Tel que détaillé dans la section méthodologie, des images ont été enregistrées en vue longitudinale à 3 et 6cm proximale à l'enthèse et en vue transversale à 4, 5, 6 et 7 cm proximale à l'enthèse. Des images ont ainsi été enregistrées pour la totalité de la région où sont retrouvées les tendinopathies achilléennes corporeales. Des analyses ultérieures seront faites aux sites précis de la tendinopathie dans le but d'évaluer la validité des mesures QUS.

Taille de l'échantillonnage inégale dans les deux groupes

Puisqu'une grande taille d'échantillon est souhaitable dans le contexte d'une étude de fiabilité, les deux tendons de chaque participant ont été inclus dans l'étude. Ceci a donc entraîné une inégalité de la taille des échantillons : $n= 63$ (tendons asymptomatiques) et $n=23$ (tendons symptomatiques). De plus, les mesures QUS géométriques ont démontré une plus grande variabilité dans le groupe des tendons symptomatiques. Une mise en garde se doit d'être faite car on serait porté à croire qu'une grande variabilité dans un petit échantillon peut optimiser la fiabilité sur un plan mathématique. En revanche, la définition et le traçage des contours sur des images de tendons pathologiques est beaucoup plus difficile techniquement que sur des images de tendons sains. Cette difficulté technique peut avoir un effet négatif sur la fiabilité des mesures.

La fiabilité des deux tâches reliées à l'obtention d'une mesure QUS (acquisition et analyse de l'image) ne peut pas être dissociée

Chaque évaluatrice a évalué ses propres images et puisque les deux tâches sont influencées par l'évaluateur, elles peuvent avoir un impact sur la fiabilité. La facette évaluateur ne permet pas de dissocier l'erreur associée à la prise de mesures de celle liée à la lecture de l'image pour un évaluateur. Pour tenter de remédier à ce problème, les évaluatrices ont regardé des images ensemble avant le début des analyses et ont convenu sur la façon de procéder.

Un dispositif déposé sur la sonde qui diminue l'inclinaison de la sonde aurait pu être employé

La majorité des experts en US n'emploient pas de tel dispositif dans l'évaluation du TA. Le but de cette étude était de reproduire de la façon la plus fidèle possible un contexte clinique et d'éviter les éléments ajoutés, moins accessibles pour les cliniciens. Les évaluatrices ont pratiqué leur technique de maniement de la sonde avant le début des collectes et elles ont porté une attention particulière à l'inclinaison de celle-ci. De plus, l'usage d'un tel cube contribue minimalement à optimiser la fiabilité (127, 128).

Le rectangle tracé autour de la ROI dans une vue transversale peut surestimer l'épaisseur d'un TA

Tel qu'expliqué dans la section méthodologie, cette problématique était connue au début de l'étude. Une vigilance constante a été maintenue lors de l'analyse des images, chaque image a été observée attentivement afin de s'assurer que le problème ne se présentait pas. Dans aucune des images enregistrées, le problème n'a été rencontré. Des modifications ont cependant été apportées au logiciel pour remédier à cette situation dans des analyses futures.

5.4 PERSPECTIVES ET AVENUES DE RECHERCHE À POURSUIVRE

La majorité des mesures QUS sont émergentes et plusieurs avenues de recherche demeurent à explorer. Dans un premier temps, une suite logique aux travaux entamés dans le cadre de ce mémoire est la poursuite d'études visant à bien établir toutes les qualités psychométriques des mesures QUS extraites à l'aide du logiciel. Une fois les qualités psychométriques bien établies de cette méthode d'évaluation, de nouvelles avenues de recherche pourront être explorées à moyen et à long- terme.

5.4.1 Court terme

- **Études de validité des mesures QUS pour le TA**

La validité des mesures QUS dans l'évaluation de la tendinopathie achilléenne corporeale sera déterminée prochainement à l'aide des images déjà enregistrées. La validité de construit sera évaluée au moyen de corrélations établies entre les mesures QUS et les résultats obtenus par divers outils de mesure employés couramment dans l'évaluation de la tendinopathie achilléenne corporeale : questionnaire ViSA-A, examen ultrasonographique par un physiatre expert en US (à l'aide d'une échelle de cotation (voir annexe VII)), examen clinique. Des études porteront aussi sur la sensibilité aux changements des mesures en fonction du temps.

- **Études visant à vérifier si des facteurs propres aux caractéristiques des individus, telles l'épaisseur, l'aire et la largeur de leur tendon ont une influence sur la fiabilité et la précision des mesures QUS**

La fiabilité et la précision des mesures QUS pourrait être influencée par une plus grande superficie de la ROI entraînée par un tendon plus large ou épais. Dans une telle situation, le nombre plus élevé de micro-pixels présents à l'intérieur de la ROI pourrait, par exemple, modifier ou accroître la variabilité entre les valeurs des micro-pixels et ainsi influencer la fiabilité et la précision de la mesure QUS. Or, il a été déterminé dans la présente étude, que la fiabilité et la précision des mesures QUS entre les tendons symptomatiques (donc possiblement épaissis) et asymptomatiques était similaire pour les mesures QUS géométriques (différence entre les groupes <15%) et pour les mesures QUS dérivées de la matrice de co-occurrence (fiabilité : $\Delta < 22\%$; précision : $\Delta < 12\%$). Quant aux mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris, elles ont un faible niveau de fiabilité et de précision, et semblent d'intérêt limité, nonobstant l'échogénicité (différence entre les groupes : fiabilité $\Delta < 5\%$; précision $\Delta = 32\%$). Cependant, l'inégalité de la taille des échantillons et le fait que la ROI n'est pas nécessairement au site de la pathologie, donc à l'endroit le plus épais du tendon (voir section 5.3 Limites des travaux de recherche) doivent être considérés. C'est pourquoi la différence de fiabilité des mesures QUS entre des tendons plus épais (symptomatiques) et plus minces, par exemple, sera évaluée dans une étude prochaine au site le plus épaissi du tendon.

- **Études visant l'établissement de normes dans les mesures QUS au TA**

Des études tentant d'établir des valeurs-seuils de détection entre les tendons symptomatiques et asymptomatiques seront effectuées.

- **Études de fiabilité et de validité sur d'autres tendons**

L'étude de fiabilité des mesures QUS au TA effectuée dans le cadre de ce mémoire pourra servir de modèle pour des études similaires nous permettant d'évaluer la fiabilité et la validité des mesures QUS pour d'autres tendons (par exemple, le tendon rotulien ou le tendon commun des muscles épicondyliens).

- **Compréhension accrue de la matrice de co-occurrence**

Non seulement des études de validité doivent être effectuées sur les mesures QUS extraites d'une matrice de co-occurrence, mais des études visant à optimiser l'utilisation de cette méthode d'analyse de l'image spécifiquement pour le TA sont nécessaires. Dans l'étude effectuée dans le cadre de la maîtrise, une distance de 10 pixels et 4 orientations (0°, 45°, 90°, 130°) ont été retenues dans l'étude des paires de pixels. Il est possible que l'on ait extrait trop d'information de la matrice et qu'une distance moins grande et que le choix de 2 directions seulement soient suffisantes. Dans les prochaines études, il sera pertinent de faire varier les paramètres de la distance et de la direction entre les pixels pour mieux comprendre leur impact sur la fiabilité et la précision des mesures QUS. Cette compréhension accrue de ces paramètres est nécessaire afin de poursuivre des études de validité.

- **Évaluer la fiabilité inter-machine des mesures QUS**

L'étude en question dans ce mémoire a été effectuée avec une machine d'US de grande qualité, offrant une nette qualité de l'image. De plus, une sonde avec une résolution élevée a été employée. Dans un contexte où des physiothérapeutes utiliseraient des mesures QUS pour objectiver l'intégrité de la structure biologique du TA, il est peu probable que la machine d'US employée soit aussi performante que celle employée dans l'étude présente, qui est assez dispendieuse. Des études de fiabilité des mesures QUS au TA devraient être faites sur une machine un peu moins coûteuse qui pourrait, de façon réaliste, être employée dans un contexte clinique. De plus, dans l'optique où les résultats concernant la validité des mesures QUS au TA sont bons, une accessibilité pour tous au logiciel développé par l'équipe de recherche est envisagée.

5.4.2 Moyen et long terme

Une fois les qualités psychométriques bien établies des mesures QUS dans l'évaluation de l'intégrité biologique du TA, de multiples possibilités d'études sont envisageables.

- **Études portant sur les méthodes novatrices de traitement et les traitements conservateurs**

Les mesures QUS pourraient être employées comme mesures principales de résultat dans des essais cliniques randomisés visant à vérifier l'efficacité de diverses méthodes novatrices de traitement (ex.: thérapie par ondes de choc extracorporelles) de la tendinopathie achilléenne. Une étude visant à évaluer l'efficacité du plasma riche en plaquettes dans le traitement de la tendinopathie achilléenne corporéale est d'ailleurs envisagée. Les mesures QUS pourraient aussi être employées comme mesure de résultat dans des études ayant pour but d'évaluer l'efficacité de différentes approches de traitement conservatrices pour la tendinopathie achilléenne corporéale. Par exemple, pour vérifier l'efficacité des frictions transverses de Cyriax ou tenter d'établir le meilleur protocole de renforcement dans le traitement des tendinopathies achilléennes corporéales.

- **Études visant à mieux comprendre l'étiologie de la tendinopathie achilléenne corporéale**

L'étiologie de la tendinopathie achilléenne corporéale n'est pas entièrement scientifiquement comprise. Des études visant à éclaircir le développement de la pathologie et les mécanismes sous-jacents à l'apparition de la douleur dans une tendinopathie achilléenne corporéale sont nécessaires. Une étude observationnelle longitudinale auprès d'une population à risque (ex : une équipe de soccer, un club de course à pied) dans laquelle tous les joueurs auraient une évaluation de l'intégrité de la structure biologique de leurs deux TAs, à l'aide des mesures QUS, en pré et post saison pourrait être effectuée. Les changements observés dans l'intégrité biologique, ainsi que dans la symptomatologie au TA (apparition ou changements dans la douleur ressentie au TA) fourniraient des renseignements intéressants dans la compréhension de l'évolution de la tendinopathie achilléenne corporéale.

De plus, comme la tendinopathie peut être asymptomatique, une étude dans laquelle les mesures QUS serviraient à la détection des tendinopathies achilléennes corporéales, avant l'apparition des symptômes, dans une population à risque pourrait être effectuée. Les gens ainsi ciblés recevraient un programme personnalisé d'exercices et un suivi longitudinal serait effectué dans le but de vérifier l'évolution de la pathologie.

CHAPITRE 6 : CONCLUSION

Ce projet de maîtrise constitue la première étape dans un processus visant à établir les qualités psychométriques d'une méthode d'évaluation novatrice de l'intégrité de la structure biologique du TA au moyen de l'US. Ainsi, cette étude a permis d'évaluer la fiabilité et la précision de trois catégories de mesures QUS au TA : géométriques, dérivées d'un histogramme des niveaux de gris, dérivées d'une matrice de co-occurrence. Les mesures QUS géométriques ont démontré une excellente fiabilité et précision, encourageant la poursuite de leur utilisation. En ce qui concerne les mesures QUS dérivées de l'histogramme des niveaux de gris, à la lumière des résultats obtenus dans cette étude, l'usage de ces mesures QUS pour évaluer l'intégrité de la structure biologique du TA est à reconsidérer. Enfin, les mesures QUS dérivées d'une matrice de co-occurrence sont prometteuses et des études supplémentaires sur cette méthode émergente de l'analyse de l'image sont nécessaires.

L'objectif secondaire de cette étude était de proposer des protocoles de collectes de mesures QUS les plus fiables et précis possibles qui pourraient être utilisés ultérieurement en pratique clinique et lors de projets de recherche. Les résultats de cette étude ont démontré que le protocole d'acquisition des images à favoriser pour optimiser la fiabilité et la précision des mesures QUS est le suivant : la collecte de 3 images en vue longitudinale et en vue transversale, au site de la pathologie, par un évaluateur unique, lors d'une seule visite, en prenant soin de repositionner la sonde à chaque fois.

Plusieurs perspectives et avenues de recherche demeurent à explorer suite aux résultats des travaux présentés dans cet ouvrage. À court terme, la poursuite logique est d'établir la validité des mesures QUS dans l'évaluation de l'intégrité de la structure biologique du TA. De plus, des études visant à optimiser l'emploi de la matrice de co-occurrence dans l'analyse d'images ultrasonographiques du TA sont nécessaires. Enfin, suite à l'établissement de l'ensemble des qualités psychométriques des mesures QUS dans l'évaluation de l'intégrité de la structure biologique du TA, plusieurs opportunités de recherche seront à explorer à moyen et long termes. Par exemples, les mesures QUS du TA pourront servir de mesure de résultats dans des essais cliniques randomisés visant à établir l'efficacité de méthodes de traitement novatrices ou conservatrices pour la tendinopathie achilléenne corporéale. Les mesures QUS pourraient aussi être employées lors d'un suivi longitudinal afin de capturer l'évolution de la sévérité d'une tendinopathie achilléenne et d'un suivi de traitement en pratique clinique. Enfin, les mesures QUS pourraient être utiles dans un contexte transversal afin de comparer des individus entre eux ou

dans un but de dépistage précoce de la tendinopathie achilléenne, selon des normes établies en pratique clinique ou dans des études à venir.

En conclusion, l'évaluation de l'intégrité de la structure biologique du TA au moyen des mesures QUS constitue une approche nouvelle et prometteuse. Les travaux entrepris dans le cadre de ce mémoire contribueront à l'avancement des connaissances en lien avec la quantification de l'intégrité du TA et aideront à baser cette pratique sur des données probantes dans le futur.

CHAPITRE 7 : BIBLIOGRAPHIE

1. Maffulli N, Sharma P, Luscombe KL. Achilles tendinopathy: aetiology and management. *JRSM*. 2004;97(10):472-6.
2. Tudor-Locke C, Bassett Jr DR. How many steps/day are enough? *Sports Medicine*. 2004;34(1):1-8.
3. Kvist M. Achilles tendon injuries in athletes. *Sports Medicine*. 1994;18(3):173-201.
4. Krolo I, Višković K, Ikić Đ, Klarić-Ćustović R, Marotti M, Cicvara T. The risk of sports activities—the injuries of the Achilles tendon in sportsmen. *Collegium antropologicum*. 2007;31(1):275-8.
5. Ziltener J-L. Lésions du tendon d'Achille chez le «sportif»: étiologie et prise en charge. *Rhumatologie*. 2011;286(10):595-603.
6. De Jonge S, Van den Berg C, De Vos R, van der Heide H, Weir A, Verhaar J, et al. Incidence of midportion Achilles tendinopathy in the general population. *BJSM online*. 2011;45(13):1026-8.
7. Lopes AD, Junior MLCH, Yeung SS, Costa LOP. What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? *Sports Medicine*. 2012;42(10):891-905.
8. Sobhani S, Dekker R, Postema K, Dijkstra P. Epidemiology of ankle and foot overuse injuries in sports: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2012.
9. Alfredson H, Lorentzon R. Chronic achilles tendinosis. *Sports Medicine*. 2000;29(2):135-46.
10. Rolf C, Movin T. Etiology, histopathology, and outcome of surgery in achillodynia. *Foot & ankle international*. 1997;18(9):565-9.
11. Alfredson H, Cook J. A treatment algorithm for managing Achilles tendinopathy: new treatment options. *BJSM online*. 2007;41(4):211-6.
12. Åström M. Partial rupture in chronic achilles tendinopathy: A retrospective analysis of 342 cases. *Acta Orthopaedica*. 1998;69(4):404-7.
13. McShane JM, Ostick B, McCabe F. Noninsertional Achilles tendinopathy: pathology and management. *Current sports medicine reports*. 2007;6(5):288-92.
14. Magnussen RA, Dunn WR, Thomson AB. Nonoperative treatment of midportion Achilles tendinopathy: a systematic review. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2009;19(1):54-64.
15. Wijesekera NT, Chew NS, Lee JC, Mitchell AW, Calder JD, Healy JC. Ultrasound-guided treatments for chronic Achilles tendinopathy: an update and current status. *Skeletal radiology*. 2010;39(5):425-34.
16. Robinson J, Cook JL, Purdam C, Visentini P, Ross J, Maffulli N, et al. The VISA-A questionnaire: a valid and reliable index of the clinical severity of Achilles tendinopathy. *BJSM online*. 2001;35(5):335-41.
17. Fornage B. Achilles tendon: US examination. *Radiology*. 1986;159(3):759-64.
18. Brasseur J, Zeitoun-Eiss D, Renoux J, Bach G. Apport de l'échographie dans l'exploration du pied et de la cheville. EMC. Elsevier Masson SAS, Paris), Podologie; 2010.
19. Brasseur J. Apport de l'échographie dans l'exploration du pied et de la cheville. 2002.
20. Bianchi S, Martinoli C, Gaignot C, De Gautard R, Meyer J-M, editors. *Ultrasound of the ankle: anatomy of the tendons, bursae, and ligaments*. Seminars in musculoskeletal radiology; 2005: Copyright© 2005 by Thieme Medical Publishers, Inc., 333 Seventh Avenue, New York, NY 10001, USA.
21. Leung JL, Griffith JF. Sonography of chronic Achilles tendinopathy: a case-control study. *J Clin Ultrasound*. 2008;36(1):27-32.
22. Dong Q, Fessell DP. Achilles tendon ultrasound technique. *American journal of roentgenology*. 2009;193(3):W173-W.

23. Fahlström M, Alfredson H. Ultrasound and Doppler findings in the Achilles tendon among middle-aged recreational floor-ball players in direct relation to a match. *BJSM online*. 2010;44(2):140-3.
24. Åström M, Gentz C-F, Nilsson P, Rausing A, Sjöberg S, Westlin N. Imaging in chronic achilles tendinopathy: a comparison of ultrasonography, magnetic resonance imaging and surgical findings in 27 histologically verified cases. *Skeletal radiology*. 1996;25(7):615-20.
25. Sharma P, Maffulli N. Biology of tendon injury: healing, modeling and remodeling. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*. 2006;6(2):181.
26. Hertzberg BS, Kliewer MA, Bowie JD, Carroll BA, DeLong DH, Gray L, et al. Physician Training Requirements in Sonography How Many Cases Are Needed for Competence? *American Journal of Roentgenology*. 2000;174(5):1221-7.
27. Krupinski EA. Computer-aided Detection in Clinical Environment: Benefits and Challenges for Radiologists1. *Radiology*. 2004;231(1):7-9.
28. Gellhorn AC, Carlson MJ. Inter-Rater, Intra-Rater, and Inter-Machine Reliability of Quantitative Ultrasound Measurements of the Patellar Tendon. *Ultrasound in medicine & biology*. 2013.
29. Archambault JM, Wiley JP, Bray RC, Verhoef M, Wiseman DA, Elliott PD. Can sonography predict the outcome in patients with achillodynia? *J Clin Ultrasound*. 1998;26(7):335-9.
30. Tsouli SG, Xydis V, Argyropoulou MI, Tselepis AD, Elisaf M, Kiortsis DN. Regression of Achilles tendon thickness after statin treatment in patients with familial hypercholesterolemia: an ultrasonographic study. *Atherosclerosis*. 2009;205(1):151-5.
31. Filippucci E, Aydin SZ, Karadag O, Salaffi F, Gutierrez M, Direskeneli H, et al. Reliability of high-resolution ultrasonography in the assessment of Achilles tendon enthesopathy in seronegative spondyloarthropathies. *Ann Rheum Dis*. 2009;68(12):1850-5.
32. O'Connor PJ, Grainger AJ, Morgan S, Smith K, Waterton J, Nash A. Ultrasound assessment of tendons in asymptomatic volunteers: a study of reproducibility. *European radiology*. 2004;14(11):1968-73.
33. Collinger JL, Fullerton B, Impink BG, Koontz AM, Boninger ML. Validation of greyscale-based quantitative ultrasound in manual wheelchair users: relationship to established clinical measures of shoulder pathology. *American journal of physical medicine & rehabilitation/Association of Academic Physiatrists*. 2010;89(5):390.
34. Sipila S, Suominen H. Ultrasound imaging of the quadriceps muscle in elderly athletes and untrained men. *Muscle & nerve*. 1991;14(6):527-33.
35. Pillen S, van Keimpema M, Nievelstein RA, Verrips A, van Kruijsbergen-Raijmann W, Zwarts MJ. Skeletal muscle ultrasonography: visual versus quantitative evaluation. *Ultrasound in medicine & biology*. 2006;32(9):1315-21.
36. Castellano G, Bonilha L, Li L, Cendes F. Texture analysis of medical images. *Clinical radiology*. 2004;59(12):1061-9.
37. Collinger JL, Gagnon D, Jacobson J, Impink BG, Boninger ML. Reliability of quantitative ultrasound measures of the biceps and supraspinatus tendons. *Academic radiology*. 2009;16(11):1424.
38. Bashford GR, Tomsen N, Arya S, Burnfield JM, Kulig K. Tendinopathy discrimination by use of spatial frequency parameters in ultrasound B-mode images. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*. 2008;27(5):608-15.
39. Tuthill TA, Rubin JM, Fowlkes JB, Jamadar DA, Bude RO. Frequency analysis of echo texture in tendon. *Ultrasound in medicine & biology*. 1999;25(6):959-68.

40. Pillen S, Verrips A, Van Alfen N, Arts I, Sie L, Zwarts M. Quantitative skeletal muscle ultrasound: diagnostic value in childhood neuromuscular disease. *Neuromuscular Disorders*. 2007;17(7):509-16.
41. Wearing SC, Grigg NL, Hooper SL, Smeathers JE. Conditioning of the Achilles tendon via ankle exercise improves correlations between sonographic measures of tendon thickness and body anthropometry. *Journal of Applied Physiology*. 2011;110(5):1384-9.
42. Alfredson H, Zeisig E, Fahlström M. No normalisation of the tendon structure and thickness after intratendinous surgery for chronic painful midportion Achilles tendinosis. *BJSM online*. 2009;43(12):948-9.
43. Schmidt W, Schmidt H, Schicke B, Gromnica-Ihle E. Standard reference values for musculoskeletal ultrasonography. *Ann Rheum Dis*. 2004;63(8):988-94.
44. Fredberg U, Bolvig L, Andersen NT, Stengaard-Pedersen K. Ultrasonography in evaluation of Achilles and patella tendon thickness. *Ultraschall in der Medizin*. 2008;29(1):60-5.
45. Brushøj C, Henriksen B, Albrecht-Beste E, Hölmich P, Larsen K, Nielsen MB. Reproducibility of ultrasound and magnetic resonance imaging measurements of tendon size. *Acta Radiologica*. 2006;47(9):954-9.
46. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of clinical research: Pearson/Prentice Hall*; 1993.
47. Schweitzer ME, Karasick D. MR imaging of disorders of the Achilles tendon. *American Journal of Roentgenology*. 2000;175(3):613-25.
48. Padhiar N, Al-Sayegh H, Chan O, King J, Maffulli N. Pennation angle of the soleus in patients with unilateral Achilles tendinopathy. *Disability & Rehabilitation*. 2008;30(20-22):1640-5.
49. Tan SC, Chan O. Achilles and patellar tendinopathy: current understanding of pathophysiology and management. *Disability & Rehabilitation*. 2008;30(20-22):1608-15.
50. Daftary A, Adler RS. Sonographic evaluation and ultrasound-guided therapy of the Achilles tendon. *Ultrasound quarterly*. 2009;25(3):103-10.
51. Khan KM, Cook JL, Bonar F, Harcourt P, Åstrom M. Histopathology of common tendinopathies. *Sports Medicine*. 1999;27(6):393-408.
52. Carr A, Norris S. The blood supply of the calcaneal tendon. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 1989;71(1):100-1.
53. Lagergren C, Lindholm Å. Vascular distribution in the Achilles tendon; an angiographic and microangiographic study. *Acta Chirurgica Scandinavica*. 1959;116(5-6):491.
54. Schmidt-Rohlfing B, Graf J, Schneider U, Niethard F. The blood supply of the Achilles tendon. *International orthopaedics*. 1992;16(1):29-31.
55. Mitchell A, Lee J, Healy J. The use of ultrasound in the assessment and treatment of Achilles tendinosis. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 2009;91(11):1405-9.
56. Öhberg L, Lorentzon R, Alfredson H. Neovascularisation in Achilles tendons with painful tendinosis but not in normal tendons: an ultrasonographic investigation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2001;9(4):233-8.
57. Maffulli N. Overuse tendon conditions: time to change a confusing terminology. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1998;14(8):840-3.
58. Scott A, Khan K, Roberts C, Cook J, Duronio V. What do we mean by the term "inflammation"? A contemporary basic science update for sports medicine. *BJSM online*. 2004;38(3):372-80.
59. Emerson C, Morrissey D, Perry M, Jalan R. Ultrasonographically detected changes in Achilles tendons and self reported symptoms in elite gymnasts compared with controls—An observational study. *Manual therapy*. 2010;15(1):37-42.

60. Comin J, Cook JL, Malliaras P, McCormack M, Calleja M, Clarke A, et al. The prevalence and clinical significance of sonographic tendon abnormalities in asymptomatic ballet dancers: a 24-month longitudinal study. *BJSM online*. 2013 Jan;47(2):89-92. PubMed PMID: 23064082. English.
61. Malliaras P, Voss C, Garau G, Richards P, Maffulli N. Achilles tendon shape and echogenicity on ultrasound among active badminton players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2012;22(2):149-55.
62. Pang BS, Ying M. Sonographic Measurement of Achilles Tendons in Asymptomatic Subjects Variation With Age, Body Height, and Dominance of Ankle. *Journal of ultrasound in medicine*. 2006;25(10):1291-6.
63. Cook JL, Bass S, Black J. Hormone therapy is associated with smaller Achilles tendon diameter in active post-menopausal women. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2007;17(2):128-32.
64. Akturk M, Ozdemir A, Maral I, Yetkin I, Arslan M. Evaluation of Achilles tendon thickening in type 2 diabetes mellitus. *Experimental and clinical endocrinology & diabetes*. 2007;115(02):92-6.
65. Giacomozzi C, D'Ambrogio E, Uccioli L, Macellari V. Does the thickening of Achilles tendon and plantar fascia contribute to the alteration of diabetic foot loading? *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2005;20(5):532-9.
66. Arya S, Kulig K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. *Journal of Applied Physiology*. 2010;108(3):670-5.
67. Åström M. On the nature and etiology of chronic achilles tendinopathy: Department of Orthopaedics, Malmö University Hospital, Lund University; 1997.
68. Welsh R, Clodman J. Clinical survey of Achilles tendinitis in athletes. *Canadian Medical Association Journal*. 1980;122(2):193.
69. Rothschild C. Running Barefoot or in Minimalist Shoes: Evidence or Conjecture? *Strength & Conditioning Journal*. 2012;34(2):8-17.
70. Gibbon W, Cooper J, Radcliffe G. Sonographic incidence of tendon microtears in athletes with chronic Achilles tendinosis. *BJSM online*. 1999;33(2):129-30.
71. Nicol A, McCurdie I, Etherington J. Use of ultrasound to identify chronic Achilles tendinosis in an active asymptomatic population. *Journal of the Royal Army Medical Corps*. 2006;152(4):212-6.
72. Fredberg U, Bolvig L. Significance of Ultrasonographically Detected Asymptomatic Tendinosis in the Patellar and Achilles Tendons of Elite Soccer Players A Longitudinal Study. *The American journal of sports medicine*. 2002;30(4):488-91.
73. Paavola M, Kannus P, Paakkala T, Pasanen M, Järvinen M. Long-term prognosis of patients with Achilles tendinopathy an observational 8-year follow-up study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2000;28(5):634-42.
74. Khan K, Forster B, Robinson J, Cheong Y, Louis L, Maclean L, et al. Are ultrasound and magnetic resonance imaging of value in assessment of Achilles tendon disorders? A two year prospective study. *BJSM online*. 2003;37(2):149-53.
75. Van Snellenberg W, Wiley J, Brunet G. Achilles tendon pain intensity and level of neovascularization in athletes as determined by color Doppler ultrasound. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2007;17(5):530-4.
76. Andersson G, Danielson P, Alfredson H, Forsgren S. Nerve-related characteristics of ventral paratendinous tissue in chronic Achilles tendinosis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2007;15(10):1272-9.
77. Alfredson H, Thorsen K, Lorentzon R. In situ microdialysis in tendon tissue: high levels of glutamate, but not prostaglandin E2 in chronic Achilles tendon pain. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*. 1999;7(6):378-81.

78. Magee DJ. Orthopaedic physical assessment: Elsevier Health Sciences; 2008.
79. Hutchison A-M, Evans R, Bodger O, Pallister I, Topliss C, Williams P, et al. What is the best clinical test for Achilles tendinopathy? *Foot and Ankle Surgery*. 2013;19(2):112-7.
80. Paavola M, Paakkala T, Kannus P, Järvinen M. Ultrasonography in the differential diagnosis of Achilles tendon injuries and related disorders: A comparison between pre-operative ultrasonography and surgical findings. *Acta radiologica*. 1998;39(6):612-9.
81. Jacobson JA. Fundamentals of musculoskeletal ultrasound: Elsevier Health Sciences; 2007.
82. Bianchi S, Martinoli C. Ultrasound of the musculoskeletal system: Springer; 2007.
83. Díaz JFJ, Rey GA, Matas RB, De La Rosa FJB, Padilla EL, Vicente JGV. New technologies applied to ultrasound diagnosis of sports injuries. *Advances in therapy*. 2008;25(12):1315-30.
84. Schie J, Bakker E, Weeren Pv. ULTRASONOGRAPHIC EVALUATION OF EQUINE TENDONS: A QUANTITATIVE IN VITRO STUDY OF THE EFFECTS OF AMPLIFIER GAIN LEVEL, TRANSDUCER-TILT, AND TRANSDUCER-DISPLACEMENT. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. 1999;40(2):151-60.
85. Fornage B. The hypoechoic normal tendon. A pitfall. *Journal of ultrasound in medicine*. 1987;6(1):19-22.
86. Alfredson H. The chronic painful Achilles and patellar tendon: research on basic biology and treatment. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2005;15(4):252-9.
87. Magnusson SP, Beyer N, Abrahamsen H, Aagaard P, Neergaard K, Kjaer M. Increased cross-sectional area and reduced tensile stress of the Achilles tendon in elderly compared with young women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2003;58(2):B123-B7.
88. Ying M, Yeung E, Li B, Li W, Lui M, Tsoi C-W. Sonographic evaluation of the size of Achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle. *Ultrasound in medicine & biology*. 2003;29(5):637-42.
89. Connell D, Cooperberg P, Lloyd-Smith D. Sonography of the Achilles tendon and adjacent bursae. *American Journal of Roentgenology*. 1988;151(1):127-31.
90. Shields M, Gorber SC, Tremblay MS, editors. Methodological issues in anthropometry: Self-reported versus measured height and weight. *Proceedings of Statistics Canada Symposium*; 2008.
91. Yang X, Li Y, Ma G, Hu X, Wang J, Cui Z, et al. [Study on weight and height of the Chinese people and the differences between 1992 and 2002]. *Zhonghua liu xing bing xue za zhi= Zhonghua liuxingbingxue zazhi*. 2005;26(7):489-93.
92. Koivunen-Niemelä T, Parkkola K. Anatomy of the Achilles tendon (tendo calcaneus) with respect to tendon thickness measurements. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 1995;17(3):263-8.
93. Strocchi R, De Pasquale V, Guizzardi S, Govoni P, Facchini A, Raspanti M, et al. Human Achilles tendon: morphological and morphometric variations as a function of age. *Foot & Ankle International*. 1991;12(2):100-4.
94. Magnusson SP, Kjaer M. Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *European journal of applied physiology*. 2003;90(5-6):549-53.
95. Maffulli N, Waterston SW, Squair J, Reaper J, Douglas S. Changing incidence of Achilles tendon rupture in Scotland: a 15-year study. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 1999;9(3):157-60.
96. Hansen P, Aagaard P, Kjaer M, Larsson B, Magnusson SP. Effect of habitual running on human Achilles tendon load-deformation properties and cross-sectional area. *Journal of applied physiology*. 2003;95(6):2375-80.
97. Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Neergaard K, Kjaer M, Magnusson S. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2002;12(2):90-8.

98. Westh E, Kongsgaard M, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Hansen M, Kjær M, et al. Effect of habitual exercise on the structural and mechanical properties of human tendon, in vivo, in men and women. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2008;18(1):23-30.
99. Kongsgaard M, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson S. Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *Journal of Applied Physiology*. 2005;99(5):1965-71.
100. Kallinen M, Suominen H. Ultrasonographic measurements of the Achilles tendon in elderly athletes and sedentary men. *Acta Radiologica*. 1994;35(6):560-3.
101. Fredberg U, Bolvig L, Lauridsen A, Stengaard-Pedersen K. Influence of acute physical activity immediately before ultrasonographic measurement of Achilles tendon thickness. *Scandinavian journal of rheumatology*. 2007;36(6):488-9.
102. van Schie H, De Vos R, De Jonge S, Bakker E, Heijboer M, Verhaar J, et al. Ultrasonographic tissue characterisation of human Achilles tendons: quantification of tendon structure through a novel non-invasive approach. *BJSM online*. 2010;44(16):1153-9.
103. Mathieson JR, Connell D, Cooperberg P, Lloyd-Smith D. Sonography of the Achilles tendon and adjacent bursae. *American Journal of Roentgenology*. 1988;151(1):127-31.
104. Syha R, Peters M, Birnesser H, Niess A, Hirschmueller A, Dickhuth H, et al. Computer-based quantification of the mean Achilles tendon thickness in ultrasound images: effect of tendinosis. *BJSM online*. 2007;41(12):897-902.
105. Impink BG, Gagnon D, Collinger JL, Boninger ML. Repeatability of ultrasonographic median nerve measures. *Muscle & nerve*. 2010;41(6):767-73.
106. Sipilä S, Suominen H. Quantitative ultrasonography of muscle: detection of adaptations to training in elderly women. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1996;77(11):1173-8.
107. Sipilä S, Suominen H. Muscle ultrasonography and computed tomography in elderly trained and untrained women. *Muscle & nerve*. 1993;16(3):294-300.
108. Scholten R, Pillen S, Verrips A, Zwarts M. Quantitative ultrasonography of skeletal muscles in children: normal values. *Muscle & nerve*. 2003;27(6):693-8.
109. Pillen S, Scholten R, Zwarts M, Verrips A. Quantitative skeletal muscle ultrasonography in children with suspected neuromuscular disease. *Muscle & nerve*. 2003;27(6):699-705.
110. Nielsen PK, Jensen BR, Darvann T, Jørgensen K, Bakke M. Quantitative ultrasound image analysis of the supraspinatus muscle. *Clinical Biomechanics*. 2000;15:S13-S6.
111. Nielsen PK, Jensen BR, Darvann T, Jørgensen K, Bakke M. Quantitative ultrasound tissue characterization in shoulder and thigh muscles—a new approach. *BMC musculoskeletal disorders*. 2006;7(1):2.
112. Docking S, Daffy J, van Schie H, Cook J. Tendon structure changes after maximal exercise in the Thoroughbred horse: Use of ultrasound tissue characterisation to detect in vivo tendon response. *The Veterinary Journal*. 2012.
113. Docking S, van Schie J, Daffy J, Rosengarten S, Cook J. BILATERAL CHANGES IN UNILATERAL ACHILLES TENDINOPATHY QUANTIFIED USING ULTRASOUND TISSUE CHARACTERISATION. *BJSM online*. 2013;47(9):e2-e.
114. Rosengarten S, Docking S, van Schie J, Daffy J, Cook J. TENDON RESPONSE IN ACHILLES TENDON OF AUSTRALIAN FOOTBALL PLAYERS USING ULTRASOUND TISSUE CHARACTERISATION. *BJSM online*. 2013;47(9):e2-e.
115. van Schie H, Docking S, Daffy J, Praet S, Rosengarten S, Cook J. ULTRASOUND TISSUE CHARACTERISATION, AN INNOVATIVE TECHNIQUE FOR INJURY-PREVENTION AND MONITORING OF TENDINOPATHY. *BJSM online*. 2013;47(9):e2-e.

116. Reimers CD, Schlotter B, Eicke BM, Witt TN. Calf enlargement in neuromuscular diseases: a quantitative ultrasound study in 350 patients and review of the literature. *Journal of the neurological sciences*. 1996;143(1):46-56.
117. Martin LG, A. Méthodes statistiques appliquées à la psychologie: traitement de données avec Excel. Trois-Rivières:SMG., editor2004.
118. Brennan P, Silman A. Statistical methods for assessing observer variability in clinical measures. *BMJ: British Medical Journal*. 1992;304(6840):1491.
119. Gustavsson T, Liang Q, Wendelhag I, Wikstrand J, editors. A dynamic programming procedure for automated ultrasonic measurement of the carotid artery. *Computers in Cardiology 1994; 1994: IEEE*.
120. O'Connor PJ, Rankine J, Gibbon WW, Richardson A, Winter F, Miller JH. Interobserver variation in sonography of the painful shoulder. *J Clin Ultrasound*. 2005 Feb;33(2):53-6. PubMed PMID: 15674840. English.
121. Donner A, Eliasziw M. Sample size requirements for reliability studies. *Statistics in medicine*. 1987;6(4):441-8.
122. Bennell K, Talbot R, Wajswelner H, Techovanich W, Kelly D, Hall A. Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Australian Journal of physiotherapy*. 1998;44:175-80.
123. Bharati MH, Liu JJ, MacGregor JF. Image texture analysis: methods and comparisons. *Chemometrics and intelligent laboratory systems*. 2004;72(1):57-71.
124. Haralick RM, Shanmugam K, Dinstein IH. Textural features for image classification. *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on*. 1973 (6):610-21.
125. Roebroek ME, Harlaar J, Lankhorst GJ. The application of generalizability theory to reliability assessment: an illustration using isometric force measurements. *Physical Therapy*. 1993;73(6):386-95.
126. Haley SM, Fragala-Pinkham MA. Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Physical Therapy*. 2006;86(5):735-43.
127. Larivière C, Gagnon D, De Oliveira Jr E, Henry SM, Mecheri H, Dumas J-P. Reliability of Ultrasound Measures of the Transversus Abdominis: Effect of Task and Transducer Position. *PM&R*. 2013;5(2):104-13.
128. Lariviere C, Gagnon D, De Oliveira Jr E, Henry SM, Mecheri H, Dumas J-P. Ultrasound Measures of the Lumbar Multifidus: Effect of Task and Transducer Position on Reliability. *PM&R*. 2013.

ANNEXE I
Certificat d'éthique

Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, lors de sa réunion du 14 décembre 2010, le projet de recherche CRIR-557-1110 intitulé:

« **Quantitative Ultrasonographic Measures of the Achilles Tendon: A Preliminary Study Among Individuals with a Tendinopathy and Healthy Matched-Counterparts** ».

Présenté par: **Dany Gagnon, Ph.D., pht**
Martin Lamontagne, MD, FRCPC
Marie-Josée Nadeau, pht

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :

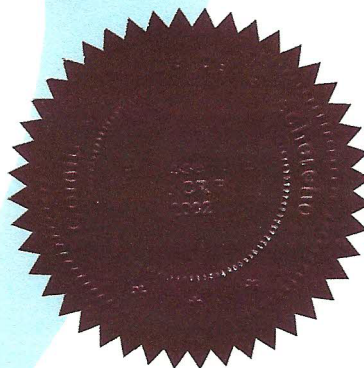
- Lettre d'introduction datée du 28 novembre 2010 ;
- Formulaire A daté du 24 novembre 2010 ;
- Formulaire de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, daté du 2 décembre 2010, mentionnant que le projet est acceptable sur le plan de la convenance institutionnelle ;
- Grille d'évaluation scientifique du projet de recherche datée du 21 novembre 2010 ;
- Protocole de recherche intitulé « **Quantitative Ultrasonographic Measures of the Achilles Tendon: A Preliminary Study Among Individuals with a Tendinopathy and Healthy Matched-Counterparts** » ;
- Formulaire de consentement au projet de recherche (version du 11 avril 2011);
- Document intitulé « **Participant(e)s recherché(e)s- sujets avec douleur au Tendon d'Achille** » (version du 11 avril 2011);
- Document intitulé « **Participant(e)s recherché(e)s- sujets contrôles** (version du 11 avril 2011)
- Curriculum vitae du Dr Martin Lamontagne.

Ce projet se déroulera dans les sites du CRIR suivants : Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal.

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;

4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.



[Redacted signature]
Me Michel T. Giroux
Président du CÉR

Date d'émission
11 avril 2011

Certificat d'éthique (Renouvellement)

Pour fins de renouvellement, le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, selon la procédure d'évaluation accélérée en vigueur, a examiné le projet de recherche CRIR-557-1110 intitulé :

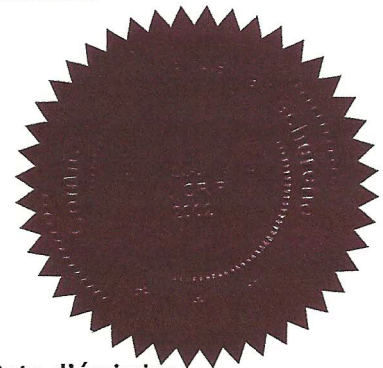
« **Quantitative Ultrasonographic Measures of the Achilles Tendon: A Preliminary Study Among Individuals with a Tendinopathy and Healthy Matched-Counterparts** ».

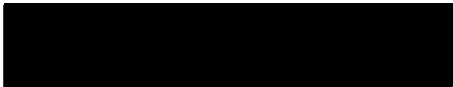
Présenté par: **Dany Gagnon, Ph.D., pht**
Martin Lamontagne, MD, FRCPC
Marie-Josée Nadeau, pht

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Ce projet se déroule dans le site du CRIR suivant : **Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal.**

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.




Me Michel T. Giroux
Président du CÉR

Date d'émission
20 avril 2012

ANNEXE II
Formulaire de consentement

Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche

TITRE DU PROJET

Imagerie quantitative par ultrasonographie du tendon d’Achille : Une étude préliminaire chez des individus ayant une tendinopathie et des individus sains appariés

[Quantitative Ultrasonographic Measures of the Achilles Tendon: A Preliminary Study Among Individuals with a Tendinopathy and Healthy Matched-Counterparts]

RESPONSABLES

Dany Gagnon, Ph.D, pht

Chercheur, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Laboratoire de pathokinésiologie

Professeur adjoint, École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal (www.readap.umontreal.ca)

Martin Lamontagne, MD, FRCPC

Physiatre, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM)

Professeur adjoint de clinique, Faculté de médecine, Université de Montréal

Marie-Josée Nadeau, pht,

Étudiante, Maîtrise en sciences de la réadaptation (MSc), École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal (www.readap.umontreal.ca)

PRÉAMBULE

Nous vous invitons à participer à un projet de recherche visant principalement à déterminer si les mesures de résultats obtenues grâce à l’imagerie quantitative par ultrasonographie du tendon d’Achille peuvent être suffisamment utiles (critères : fiabilité, précision et capacité discriminative) afin d’être rapidement intégrées à la pratique clinique en physiothérapie, particulièrement lors du suivi d’individus ayant une tendinopathie du tendon d’Achille.

Avant d’accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de consulter, de comprendre et de considérer attentivement l’ensemble des renseignements présentés dans ce formulaire.

Le présent formulaire de consentement vous explique le but, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients de cette étude, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles aux chercheurs et aux autres membres du personnel affectés au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS

L'intégrité du tendon d'Achille est fréquemment perturbée puisque ce tendon figure parmi les plus longs et les plus forts du corps humain, tout en étant l'un des moins bien vascularisés. À ce jour, les physiothérapeutes ne disposent d'aucune mesure objective permettant de directement caractériser l'intégrité biologique du tendon d'Achille *in vivo*. L'imagerie quantitative par ultrasonographie, une approche émergente en physiothérapie, pourrait corriger cette lacune. Aucune étude n'a établi les qualités psychométriques de mesures du tendon d'Achille obtenues par l'imagerie quantitative par ultrasonographie, et aucun protocole de mesure standardisé n'a été suggéré en pratique clinique.

Donc, l'objectif de ce projet vise 1) à quantifier la fidélité (inter-session et inter-juge) et la précision (erreur de mesure) des mesures de résultats obtenues grâce à l'imagerie quantitative par ultrasonographie du tendon d'Achille chez des individus ayant une tendinopathie et des individus sains appariés et 2) à vérifier si des différences significatives existent entre ces deux groupes d'individus pour les mesures de résultats étudiées.

Cette étude permettra de mieux connaître les qualités psychométriques des mesures de résultats obtenues grâce à l'imagerie quantitative par ultrasonographie du tendon d'Achille. À partir des résultats obtenus, il deviendra possible de déterminer si l'imagerie quantitative par ultrasonographie doit être intégrée à la pratique clinique en physiothérapie, particulièrement lors du suivi d'individus ayant une tendinopathie du tendon d'Achille.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION

Votre participation à ce projet requiert votre présence à une seule séance d'évaluation. Cette séance d'évaluation se déroulera au Laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles situé au Centre de recherche au 4^e étage de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal.

Cette séance d'évaluation sera séparée en trois parties distinctes (Durée : maximum 2 heures) :

Partie 1 : Évaluation clinique

(Durée maximale = 40 minutes incluant le consentement)

Une fois le consentement obtenu, une évaluation clinique sera réalisée. D'abord, des données socio-démographiques et, lorsqu'indiqué, l'historique de la tendinopathie du tendon d'Achille seront colligées. Ensuite, différentes mesures de vos pieds, chevilles et jambes seront notées (ex : longueur des pieds, hauteur des arches plantaires) et quelques tests cliniques (ex : amplitudes articulaires passive et active de la cheville). Finalement, un questionnaire sur la douleur au tendon d'Achille sera rempli par chaque participant.

Partie 2 : Prise des images du tendon d'Achille #1

(Durée maximale = 30 minutes)

Dans un deuxième temps, des images de vos tendons d'Achille seront enregistrées par deux physiothérapeutes (#1 et #2). Pour ce faire, vous devrez vous coucher sur le ventre sur une table de traitement à hauteur ajustable. Un coussin ayant un angle de 20° sera placé sous la partie distale de la première jambe évaluée afin de positionner votre genou en légère flexion. Par la suite, le ou la physiothérapeute positionnera la sonde de l'appareil d'imagerie sur le tendon d'Achille de votre jambe évaluée. Le ou la physiothérapeute observera à l'écran l'image obtenue afin d'optimiser les paramètres de l'image et de déterminer la position optimale de la sonde. Avant d'enregistrer les images du tendon d'Achille, un marqueur petit métallique, servant de référence sur les images enregistrées, sera placé sur la peau. Un minimum de neuf images de votre tendon d'Achille sera enregistré dans les plans transversal et longitudinal de ce dernier. La même séquence sera répétée sur l'autre jambe. Une fois cette séquence complétée par le ou la physiothérapeute #1, le ou la physiothérapeute #2 répètera cette dernière en suivant le même protocole.

Partie 3 : Prise des images du tendon d'Achille #2

(Durée maximale = 30 minutes)

Finalement, suite à une période de repos d'au moins 10 minutes, la partie 2 décrite précédemment sera répétée par les mêmes physiothérapeutes et en s'assurant de respecter le même ordre et le même protocole.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Il est probable que vous ne retirerez aucun avantage personnel en participant à ce projet. Par ailleurs, vous aurez contribué à l'avancement de la science dans le domaine de l'évaluation quantitative par ultrasonographie du tendon d'Achille.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous expose qu'à des risques minimaux et que des mesures sont prises pour amoindrir ces risques. Par exemple, le fait d'être couché sur le ventre pendant une période prolongée pourrait devenir inconfortable. Si tel est le cas, une pause sera accordée et vous pourrez vous

asseoir ou vous lever debout pendant quelques minutes. Par ailleurs, il pourrait arriver que certains participants réagissent au gel utilisé afin d'optimiser le couplage entre la sonde et la peau. Advenant cette situation, une lotion calmante sera appliquée sur la peau. Si l'irritation devait persister plus de 24 heures, vous devrez aviser les responsables du projet et un médecin devra être consulté.

Il est aussi entendu que votre participation au projet n'affectera pas les soins et les services que vous recevez ou recevrez de l'établissement (Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal).

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Il n'y a aucun risque additionnel associé à l'imagerie par ultrasonographie utilisée dans cette étude. Il se peut que l'évaluation en laboratoire provoquent tout au plus une certaine fatigue bien que celle-ci devrait être que temporaire. Par ailleurs, les déplacements occasionnés peuvent constituer un inconvénient pour certaines personnes.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL

S'il y a lieu, vous acceptez que les personnes responsables de ce projet aient accès à votre dossier médical de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal ou d'un autre établissement de santé au besoin afin de recueillir certaines données sur l'histoire de votre tendinopathie du tendon d'Achille (date de la première consultation, principaux signes et symptômes, rapport d'imagerie), vos antécédents et sur les traitements que vous recevez ou avez déjà reçus.

CONFIDENTIALITÉ

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du Laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourrait être consulté par une personne mandatée par le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, qui adhère à une politique de stricte confidentialité. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée aux fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que lors de présentation des résultats de cette recherche, rien ne pourra permettre de vous identifier.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET ET PERSONNES RESSOURCES

On devra répondre, à votre satisfaction, à toute question que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toute information ou question, vous pourrez communiquer avec monsieur Dany Gagnon, pht, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation), responsable du projet, au numéro de téléphone [REDACTED] ou par courriel à l'adresse : [REDACTED] ou avec Josée Gauthier (assignation temporaire) ou Marie-Thérèse Larramée, pht, M.Sc. agente de planification et programmation en recherche à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal au [REDACTED]

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au [REDACTED] ou par courriel à l'adresse : [REDACTED]

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous aurez droit à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal s'il y a lieu. En cas de retrait de votre part, les documents écrits vous concernant seront détruits à moins d'indication contraire de votre part.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs et les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Une somme totale de 40\$ vous sera remise afin de compenser les dépenses encourues par votre participation à ce projet de recherche (ex : frais reliés aux déplacements, stationnement et repas).

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tel que présenté dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision et je sais qu'une copie de ce formulaire figurera dans mon dossier médical.

- J'accepte d'être contacté (e) dans le futur par le même chercheur principal pour d'autres études dans un domaine de recherche connexe :

- non
- oui (pour une durée d'un an) *
- oui (pour une durée de deux ans) *
- oui (pour une durée de cinq ans) *

* *Notez que si vous cochez l'une de ces trois cases, vos coordonnées personnelles seront conservées par le chercheur principal pour la période à laquelle vous avez consenti.*

- J'accepte que les données recueillies au cours de cette étude soient utilisées pour d'autres projets demeurant en lien (domaine de recherche connexe) avec le présent projet.

oui non

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

Nom du participant

Signature

Fait à Montréal, le _____, 20_____.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné (e), _____, certifie

(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;

(b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;

(c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;

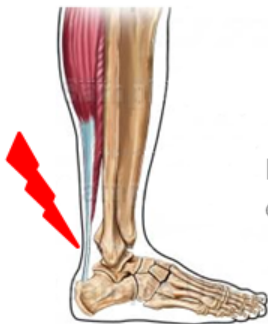
et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à Montréal, le _____ 20__.

ANNEXE III
Affiches de recrutement

PROJET DE RECHERCHE :
Imagerie quantitative par ultrasonographie du tendon d'Achille :
Une étude préliminaire chez des individus ayant une
tendinopathie et des individus sains



PRINCIPAUX CRITÈRES DE SÉLECTION:

- ▶ Être âgé entre 18 ans et 60 ans
- ▶ Avoir de la douleur au tendon d'Achille à la palpation ou lors d'activités physiques depuis au moins 6 semaines
- ▶ Disponible pour participer à une séance d'évaluation en laboratoire (Durée= maximum 2 heures)

ENDROIT:

Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal
Laboratoire d'Imagerie (4^{ième} étage)
6300 Darlington, Montréal H3S 2J4

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE:

Une somme totale de \$40 est offerte afin de compenser les dépenses encourues par votre participation

Pour information(s) ou si vous êtes intéressé à participer, contactez:

Dany Gagnon, phd, PhD Marie-Josée Madeau, phd, candidate à la MSc	Dany Gagnon, phd, PhD Marie-Josée Madeau, phd, candidate à la MSc	Dany Gagnon, phd, PhD Marie-Josée Madeau, phd, candidate à la MSc	Dany Gagnon, phd, PhD Marie-Josée Madeau, phd, candidate à la MSc	Dany Gagnon, phd, PhD Marie-Josée Madeau, phd, candidate à la MSc	Dany Gagnon, phd, PhD Marie-Josée Madeau, phd, candidate à la MSc	Dany Gagnon, phd, PhD Marie-Josée Madeau, phd, candidate à la MSc	Dany Gagnon, phd, PhD Marie-Josée Madeau, phd, candidate à la MSc
--	--	--	--	--	--	--	--



PARTICIPANT(E) RECHERCHÉ(E)

PROJET DE RECHERCHE :

**Imagerie quantitative par ultrasonographie du tendon d'Achille :
Une étude préliminaire chez des individus ayant une
tendinopathie et des individus sains**



ÉTAPE 2 : PERSONNES EN BONNE SANTÉ RECHERCHÉES

PRINCIPAUX CRITÈRES DE SÉLECTION:

- ▶ Être âgé entre 18 ans et 60 ans
- ▶ Aucune douleur musculosquelettique aux jambes
- ▶ Disponible pour participer à une séance d'évaluation en laboratoire (Durée= 2 1/2 heures)

ENDROIT:

Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal
Laboratoire de pathokinésiology (4^{ème} étage)
6300 Darlington, Montréal H3S 2J4



INDEMNITÉ COMPENSATOIRE:

Une somme totale de \$40 est offerte afin de compenser les dépenses encourues par votre participation

Pour information(s) ou si vous êtes intéressé à participer, contactez:

Dany Gagnon, phd, PhD
IRGLM-4^{ème} étage

Dany Gagnon, phd, PhD
IRGLM-4^{ème} étage

Dany Gagnon, phd, PhD
IRGLM-4^{ème} étage

Dany Gagnon, phd, PhD
IRGLM-4^{ème} étage

Dany Gagnon, phd, PhD
IRGLM-4^{ème} étage

Dany Gagnon, phd, PhD
IRGLM-4^{ème} étage

Dany Gagnon, phd, PhD
IRGLM-4^{ème} étage

Dany Gagnon, phd, PhD
IRGLM-4^{ème} étage

Dany Gagnon, phd, PhD
IRGLM-4^{ème} étage

ANNEXE IV
Questionnaire VISA-A

The VISA-A questionnaire: An index of the severity of Achilles tendinopathy

IN THIS QUESTIONNAIRE, THE TERM PAIN REFERS SPECIFICALLY TO PAIN IN THE ACHILLES TENDON REGION

1. For how many minutes do you have stiffness in the Achilles region on first getting up?

100 mins

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 0 mins

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

POINTS

2. Once you are warmed up for the day, do you have pain when stretching the Achilles tendon fully over the edge of a step? (keeping knee straight)

strong severe pain

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 no pain

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

POINTS

3. After walking on flat ground for 30 minutes, do you have pain within the next 2 hours? (If unable to walk on flat ground for 30 minutes because of pain, score 0 for this question).

strong severe pain

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 no pain

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

POINTS

4. Do you have pain walking downstairs with a normal gait cycle?

strong severe pain no pain

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

POINTS

5. Do you have pain during or immediately after doing 10 (single leg) heel raises from a flat surface?

strong severe pain no pain

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

POINTS

6. How many single leg hops can you do without pain?

0 10

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

POINTS

7. Are you currently undertaking sport or other physical activity?

0 Not at all

4 Modified training ± modified competition

7 Full training ± competition but not at same level as when symptoms began

10 Competing at the same or higher level as when symptoms began

POINTS

8. Please complete EITHER A, B or C in this question.

- If you have **no pain while undertaking Achilles tendon loading sports** please complete **Q8a only**.
- If you have **pain while undertaking Achilles tendon loading sports but it does not stop you from completing the activity**, please complete **Q8b only**.
- If you have **pain that stops you from completing Achilles tendon loading sports**, please complete **Q8c only**.

A. If you have **no pain while undertaking Achilles tendon loading sports**, for how long can you train/practise?

NIL	1-10 mins	11-20 mins	21-30mins	>30 mins	POINTS
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	7	14	21	30	

OR

B. If you have some pain while undertaking **Achilles tendon loading sport**, but it does not stop you from completing your training/practice for how long can you train/practise?

NIL	1-10 mins	11-20 mins	21-30mins	>30 mins	POINTS
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	4	10	14	20	

OR

C. If you have **pain that stops you from completing your training/practice in Achilles tendon loading sport**, for how long can you train/practise?

NIL	1-10 mins	11-20 mins	21-30mins	>30 mins	POINTS
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	2	5	7	10	

TOTAL SCORE (/100) %

VISA-A questionnaire

SUJET #

PROJET

Imagerie quantitative par échographie du tendon d'Achille

1. For how many minutes do you have stiffness in the Achilles region on first getting up? / Pendant combien de temps avez-vous de la raideur dans la région du tendon d'Achille après le réveil?

100 mins

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

0 min

2. Once you are warmed up for the day, do you have pain when stretching the Achilles tendon fully over the edge of a step? (keeping the knee straight)/Lorsque vous êtes échauffé pour la journée, avez-vous de la douleur en étirant le tendon d'Achille complètement sur le rebord d'une marche? (en gardant le genou étendu)

Strong severe pain/
Douleur sévère

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

No pain/
Aucune douleur

3. After walking on flat ground for 30 minutes, do you have pain within the next 2 hours? (If unable to walk on flat ground for 30 minutes because of pain, score 0 for this question.) / Après avoir marché sur un terrain plat pendant 30 minutes, avez-vous de la douleur durant les 2 heures suivantes? (Si vous êtes incapable de marcher sur un terrain plat pendant 30 minutes, cochez 0 pour cette question.)

Strong severe pain/
Douleur sévère

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

No pain/
Aucune douleur

4. Do you have pain walking downstairs with a normal gait cycle? / Avez-vous de la douleur quand vous descendez les escaliers avec un patron de marche normal?

Strong severe pain/
Douleur sévère

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

No pain/
Aucune douleur

5. Do you have pain during or immediately after doing 10 (single leg) heel raises from a flat surface? / Avez-vous de la douleur pendant ou immédiatement après avoir fait 10 élévations sur la pointe du pied (sur une jambe) sur une surface plane?

Strong severe pain/
Douleur sévère

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

No pain/
Aucune douleur

6. How many single leg hops can you without pain? / Combien de sauts sur une jambe pouvez vous faire sans douleur?

Strong severe pain or
unable / Douleur sévère
ou incapable

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	1	2	3	4	XX	6	7	8	9	10

No pain/
Aucune douleur

7. Are you currently undertaking sport or other physical activity?/ Pratiquez-vous présentement un sport ou une activité physique?

NOT AT ALL/ Aucun	<input type="checkbox"/>	0
MODIFIED TRAINING ± MODIFIED COMPETITION/ Entraînement ± compétition modifiés	<input type="checkbox"/>	4
FULL TRAINING ± COMPETITION BUT NOT AT SAME LEVEL AS WHEN SYMPTOMS BEGAN/ Entraînement ± compétition complets mais pas au même niveau que lorsque les symptômes ont commencé.	<input type="checkbox"/>	7
COMPETING AT THE SAME OF HIGHER LEVEL AS WHEN SYMPTOMS BEGAN/ Compétition à un niveau égal ou plus élevé que lorsque les symptômes ont débuté.	<input type="checkbox"/>	10

8. Please complete EITHER A, B or C in this question./ Svp complétez SOIT A, B ou C dans cette question.

- ◆ If you have **no pain while undertaking Achilles tendon loading sports** please complete **Q8a only**./ *Si vous n'avez pas de douleur lorsque vous pratiquez des sports sollicitant le tendon d'Achille, svp complétez seulement Q8a.*
- ◆ If you have **pain while undertaking Achilles tendon loading sports but it does not stop you from completing the activity**, please complete **Q8b only**./ *Si vous avez de la douleur lorsque vous pratiquez des sports sollicitant le tendon d'Achille sans qu'elle ne vous empêche de terminer l'activité, svp compléter seulement Q8b.*
- ◆ If you have **pain which stops you from completing Achilles tendon loading sports**, please complete **Q8c only**./ *Si vous avez de la douleur qui vous empêche de terminer les activités sportives sollicitant le tendon d'Achille, svp complétez seulement Q8c.*

A. If you have **no pain while undertaking Achilles tendon loading sports**, for how long can you train/ practise?/ *Si vous n'avez pas de douleur lorsque vous pratiquez des sports sollicitant le tendon d'Achille, pendant combien de temps pouvez-vous vous entraîner/ pratiquer?*

Nil	1-10 mins	11-20 mins	21-30 mins	> 30 mins
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	7	14	21	30

OR/ OU

B. If you have **some pain while undertaking Achilles tendon loading sport**, but it does not stop you from completing your training/ practice, for how long can you train/ practise?/ *Si vous avez de la douleur lorsque vous pratiquez des sports sollicitant le tendon d'Achille sans qu'elle ne vous empêche de terminer l'activité/ l'entraînement, pendant combien de temps pouvez-vous vous entraîner/ pratiquer?*

Nil	1-10 mins	11-20 mins	21-30 mins	> 30 mins
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	4	10	14	20

OR/ OU

C. If you have **pain that stops you from completing your training/ practice in Achilles tendon loading sport**, for how long can you train/ practise?/ *Si vous avez de la douleur qui vous empêche de terminer vos entraînements/ activités sollicitant le tendon d'Achille, pendant combien de temps pouvez-vous vous entraîner/ pratiquer?*

Nil	1-10 mins	11-20 mins	21-30 mins	> 30 mins
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	2	5	7	10

TOTAL SCORE

xxi

/100

ANNEXE V
Généralités de l'ultrasonographie

Matériel d'ultrasonographie

Sonde

La sonde est une composante importante de l'imagerie par US. Une sonde est désignée en mégahertz (MHz) par l'amplitude des fréquences des ondes de son qu'elle produit. La fréquence de la sonde doit être adaptée à la profondeur de la structure étudiée (19). Plus la fréquence est élevée, plus la résolution (la définition) de l'image est bonne mais moins l'onde pénétrera profondément. Une sonde de basse fréquence sera employée pour une évaluation optimale des structures profondes (81). Une sonde à haute fréquence, d'au moins 10MHz est utilisée pour les structures superficielles (22). La plage utilisée en US de la cheville et du pied se situe entre 9 et 13 MHz (19).

Des sondes linéaires et curvilinéaires existent. Avec une sonde linéaire, l'onde est propagée parallèlement à la surface de la sonde. La sonde linéaire est indispensable pour l'étude de l'appareil locomoteur. Ce type de sonde facilite l'étude des éléments parallèles au plan cutané et en particulier les tendons (19).

Matériel d'interposition

Un bon matériel d'interposition (gel) est indispensable à un bon examen. S'il y a un espace d'air entre la sonde et la peau, une grande réflexion de l'onde se produit et presque plus d'énergie ne pénètre les tissus. Un gel épais aide à l'optimisation de l'image et une quantité importante doit être appliquée. Il existe aussi des pads de gel (stand-off pads) et des poches à eau adaptables sur la sonde. Le gel absorbe les reliefs (par exemple, les malléoles) et il évite les compressions qui déforment les structures étudiées et effacent l'œdème à l'origine des zones hypoéchogènes pathologiques. Le gel élargit aussi le champ d'entrée du faisceau ultrasonore, en utilisant toute la largeur de la sonde plaquée contre la peau (19).

Appareil

La qualité de l'appareil joue un rôle important sur la clarté des images en offrant une meilleure définition des contours des régions hypoéchogènes. Une étude démontre une amélioration dans la visualisation des blessures musculo-squelettiques à l'aide de machines plus récentes (83).

De nouvelles technologies sont aussi disponibles. Le « extended-field-of-view »(EFOV) permet une vue panoramique de l'image plus large que la sonde. Le « compound imaging » permet l'obtention d'une image à l'aide de multiples angles d'insonation, réduisant ainsi l'effet d'anisotropie (section 2.3.10) et permettant une meilleure définition des tendons. Le « tissu

harmonic imaging » est utile dans l'évaluation des structures profondes. Le Doppler puissance couleur donne de l'information sur le flux sanguin. L'imagerie en trois dimensions permet l'accumulation d'images successives pour former des volumes et est pratique dans la visualisation des calcifications. Il existe aussi maintenant des machines portatives à US (19, 50, 83).

Paramètres de l'appareil d'ultrasonographie

L'image doit être optimisée en ajustant certains paramètres : le gain, la profondeur et le focus. Le gain est ajusté par une roulette, il augmente ou diminue la brillance de l'image. Le gain a une influence substantielle sur une image ultrasonographique car une petite variation dans le gain aura un impact considérable et modifiera l'apparence de l'échogénicité de la région étudiée (84). La profondeur est réglée à l'aide d'un bouton, on l'ajuste jusqu'à ce que la structure à évaluer soit visible sur l'écran. Le focus est ajusté par des petites flèches sur le bord de l'écran. Il faut en réduire le nombre au minimum et les placer vis-à-vis la structure d'intérêt sur l'écran. La focalisation des échos doit être parfaitement adaptée à la structure étudiée (18).

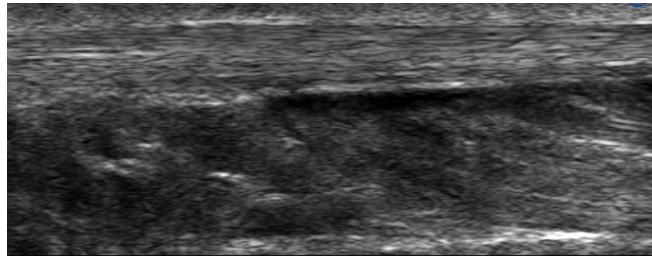
Lecture d'une image ultrasonographique

La sonde est placée sur la peau et selon sa position, elle détermine les plans d'imagerie (transversal ou longitudinal) et les structures qui seront imagées, localisées directement sous la sonde. Lorsqu'une sonde linéaire est utilisée, une image rectangulaire apparaîtra sur l'écran. Les structures superficielles, en contact avec la sonde seront situées en haut de l'image, alors que les structures profondes seront en bas de l'écran. Une vue longitudinale donnera l'image d'un tendon regardé s'il était coupé dans le sens de la longueur, alors qu'une vue transversale donnera l'image d'un tendon coupé en tranches. Habituellement, par convention, le côté proximal de la structure sera à gauche de l'écran et le distal à droite (81).

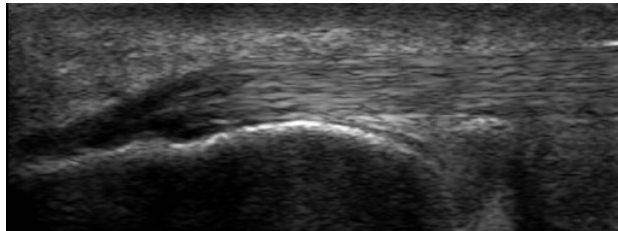
ANNEXE VI
Apparence caractéristique à l'ultrasonographie
de structures saines et pathologiques

Apparence caractéristique de diverses structures anatomiques SAINES à reconnaître sur des images ultrasonographiques typiques de tendons d'Achille

Muscle : Les muscles sont relativement hypoéchogènes. Ils apparaissent noirs, avec de belles lignes blanches brillantes de fascias délimitant les cloisons intramusculaires. On voit sur l'image ci-bas les fibres distales du muscle soléaire s'insérant sur le tendon d'Achille.



Calcanéum : La surface d'un os est très hyperéchogène, avec un ombrage acoustique derrière. On voit sur l'image ci-bas l'insertion du tendon d'Achille sur le calcanéum.



Bourse rétrocalcaneéenne : Une bourse est visible sur une image ultrasonographique seulement si elle contient du liquide. Dans ce cas, elle sera d'apparence noire, hypoéchogène. Dans des conditions normales, une bourse ne contient pas de liquide, mais chez environ 35% (21) des bourses saines, une petite quantité de liquide, jusqu'à 3 millilitres, est trouvée. La présence de liquide dans cette bourse n'est donc pas nécessairement pathologique (21).

Bourse rétro-achilléenne : Il n'y a normalement pas de liquide dans cette bourse. Elle n'est donc pas visible sur une image ultrasonographique si elle n'est pas pathologique.

Tendon du plantaire grêle : Ce tendon mince situé à l'aspect médial du tendon d'Achille, il est absent chez 20 % des individus (22). Il peut être vu directement en médial du tendon d'Achille, mais est vu plus clairement lors des ruptures complètes du tendon d'Achille (81).

Pad graisseux de Kager : Cette structure est typiquement tachetée au niveau de l'échogénéité, mais il existe une grande variabilité entre les individus (55). Il peut être isoéchogène à hétérogène (22). Il est situé en profondeur par rapport au TA.

Apparence caractéristique de diverses structures anatomiques PATHOLOGIQUES à reconnaître sur les images ultrasonographiques typiques de tendons d'Achille

Rupture totale du TA: Une modification hétérogène de la structure tendineuse, avec perte de la structure fibrillaire, s'accompagnant de la perte du parallélisme des bords des tendons sera observée (19). Les fibres seront complètement discontinuées, avec présence d'un espace anéchogène séparant les deux bouts tendineux et une extrémité sera parfois rétractée (19). Un tendon intact du plantaire grêle peut nous induire en erreur, il ne doit pas être considéré comme des fibres intactes du tendon d'Achille.

Rupture partielle du TA: Un épaissement du TA de plus de 1 cm dans le plan antéro-postérieur ou une anomalie marquée telle une crevasse hypoéchogène ou anéchogène indiquent une déchirure partielle (18, 22). Elles sont rares au niveau du corps du TA, elles se retrouvent majoritairement à la partie basse du tendon, au contact du versant postérieur du calcanéum (18, 19).

Calcifications : Elles sont hyperéchogènes, interrompant l'onde ultrasonore (19). Bien qu'elles soient rares (21), il est important de les détecter car elles constituent une contre-indication aux frictions transverses (19).

Péritendinite : Un épaissement local isoéchogène des tissus mous ou un halo circonférentiel hypoéchogène autour du tendon (55) indiquent une périépendinite (20, 22). Un paratendon de plus de 2mm d'épaisseur est considéré comme épaissi (21).

Enthésopathie : Une multitude de trouvailles incluant un épaissement du TA, du liquide dans la bourse rétrocalcaneenne, une proéminence osseuse au calcanéum postéro-supérieur. Du liquide dans la bourse rétro-achilléenne peut aussi être observé dans ce syndrome (19, 22).

Bursite : Une bourse est visible sur une image ultrasonographique seulement si elle contient du liquide. Dans ce cas, elle sera d'apparence noire, hypoéchogène (19, 20).

Muscle infiltré de gras : L'infiltration de gras dans les muscles semble être responsable de l'augmentation de la réflexion des échos, donnant une apparence plus brillante et diffuse au muscle à l'examen par US (34, 106, 107).

ANNEXE VII
Échelles de gradation

Divers modèles d'échelles de gradation

Exemple 1 : Archambault et coll., 1998 (29)

- Grade 1 : Tendon d'apparence normale
bordures parallèles et écho texture homogène
- Grade 2 : Tendon élargi
bordures courbées et écho texture homogène
- Grade 3 : Tendon ayant une région hypoéchogène avec ou sans épaissement du tendon
région noire à l'intérieur du tendon, avec ou sans bordures courbées

Exemple 2 : Tsouli et coll., 2009 (30)

- Grade 1 : Normal
Structure fibrillaire du tendon préservée
- Grade 2 : Diffus
Patron d'échogénéité hétérogène
- Grade 3 : Xanthomes
Lésions hypoéchogènes focales

Exemple 3 : Pillen et coll., 2006 (35)

- Grade 1 : normal
- Grade 2 : increase in muscle echointensity while bone echo was still distinct
- Grade 3 : marked increase in muscle echointensity and a reduced bone echo
- Grade 4 : very high muscle echointensity and complete loss of bone echo

Exemple 4 : O'Connor et coll., 2004 (32)

- Grade 0 : normal tendon, uniform normal striated echo pattern throughout the tendon
- Grade 1 : area of reduced reflectivity occupying up to 25% of the transverse area of the tendon
- Grade 2 : area of reduced reflectivity occupying 25-50% of the transverse area of the tendon
- Grade 3 : area of reduced reflectivity occupying 50-75 % of the transverse area of the tendon
- Grade 4 : area of reduced reflectivity occupying more than 75% of the transverse area of the tendon

Exemple 5 : Filippucci et coll., 2009 (31)

Table 1 Greyscale and power Doppler findings of enthesopathy at the Achilles tendon insertion into the calcaneal bone

Issue	Technique/observation
Tendon echogenicity	Loss of the typical “fibrillar” echotexture Focal hypoechoic areas with loss of fibrillar echotexture* Calcifications appearing as intratendineous hyperechoic spots*
Tendon size	Tendon thickness was measured at the insertion of the deeper margin into the calcaneal bone (score 0: <5.3 mm; score 1: between 5.3 and 6.3; score 2: higher than 6.3 mm)
Tendon vascularity	Intratendineous power Doppler signal.*
Enteseal echogenicity	Circumscribed hypoechoic areas with loss of fibrillar echotexture* Calcifications appearing as intratendineous hyperechoic spots*
Enteseal vascularity	Power Doppler signal of the enthesis*
Bursal size	Bursal enlargement is defined as an increase in diameter of the bursa, with well defined, compressible, anechoic or hypoechoic area inside (score 0: less than 2 mm; score 1: between 2–4 mm; score 2: higher than 4 mm)
Bursal vascularity	Power Doppler signal within the bursa*
Bone profile	Calcaneal bony cortex irregularities not including definite enthesophytes nor bone erosions* Calcaneal enthesophytes; new bone formation at enthesis–bone junction* Calcaneal bone erosions; discontinuity of the bone profile seen in two perpendicular planes (score 0: no bone erosions; score 1: between 0.1 and 2 mm; score 2: higher than 2 mm)

*Scoring system ranging from 0 to 2: 0: none; 1: mild–moderate; 2: severe.

Exemple 6 : Collinger et coll., 2010 (33)

- 0 : normal (hyperechoic, fibrillar echotexture)
- 1 : mild tendinosis (heterogeneous echotexture with ill-defined hyperechoic regions)
- 2 : severe tendinosis (diffuse abnormal hypoechogenicity, but without tendon volume loss)
- 3 : intrasubstance abnormality (focal, well-defined, hypoechoic or anechoic area not extending to either the bursal or the articular tendon surface)
- 4 : partial-thickness tendon tear (focal, well-defined, hypoechoic or anechoic area extending to either the bursal or the articular tendon surface)
- 5 : focal full-thickness tendon tear (focal, well-defined, hypoechoic or anechoic area extending to both the bursal and articular tendon surfaces with tendon volume loss)
- 6 : massive full-thickness tear (nonvisualization of tendon with retraction)

Exemple 7 : Sipilä et coll., 1991(34)

Discerning fasciae (real-time = RFa, compound = CFa):

1. Fasciae not discernible
2. Fasciae poorly discerned
3. Fasciae moderately discerned
4. Fasciae sharply discerned

Intramuscular septa formation (real-time = RS, compound = CS):

1. No septa formation
2. Poor septa formation
3. Moderate septa formation
4. Sharp septa formation

Intramuscular echo intensity (real-time = RM, compound = CM):

1. Echo poor intramuscular structure
2. Small echogenicity
3. Moderately increased echogenicity
4. Strongly increased echogenicity

Discerning femur (real-time = RFe, compound = CFe):

1. Femur not discernible
 2. Femur poorly discerned
 3. Femur moderately discerned
 4. Femur sharply discerned
-

ANNEXE VIII
Article complémentaire

L'information fournie dans cette annexe est extraite d'un article méthodologique en préparation.

**Characterizing tendon integrity using quantitative measures computed from
ultrasound images**

Gildas Thiolon, Dany Gagnon, Marie-Josée Nadeau, Hakim Mecheri

OUTCOME MEASURES

For each image recorded, a specific region of interest (ROI) within the most observable problematic portion of the AT was first selected. In the transverse plane, the ROI corresponded to the cross-sectional area of the Achilles tendon at 7 cm from its insertion into the calcaneum (thickest region) whereas the ROI in the longitudinal plane corresponded to a 1cm wide sample of the Achilles tendon that was centered at this point (7 cm) for this participant. To delimit these ROIs we select several points on the border of the AT from which we compute a spline encompassing the AT. For the longitudinal view the ROI is narrowed to 1cm wide. Thereafter, for each of these ROIs, a histogram of the gray scale intensity distribution of all micropixels ($0,0057\text{mm}^2$) encompassed within the ROI was generated (expressed in percentage) and thereafter various spatial and texture outcome measures were computed. Within this ROI, we propose to compute three subgroups of measures using mostly geometrical, statistical or texture analysis characteristics. In order to calculate some of these characteristic we compute the smallest rectangle encompassing the ROI's spline. We tag it as the Recorded Region.

Geometrical measures

These measures are primarily obtained by investigating the shape of the ROI.

Thickness mean

In order to compute the thickness mean of the ROI we count the number of pixel inside of it then we divide the result by the width of the tendon. To get the measure in mm we multiply the results by the side length of one pixel ($0,075188\text{mm}$).

Thickness max

We select the Recorded region (the rectangle encompassing the ROI). Its height corresponds to, the thickness max of the tendon. We have to multiply the result by the side length of a pixel to get the results in mm.

Roi-area

The Area of our tendon, it's equal to the number of pixel inside the spline cropping the tendon times the square of the dimension of one pixel (pixel area= $0,005653\text{mm}^2$).

Rec-area

We select the Recorded region (the rectangle encompassing the ROI). To compute its area we multiply its dimension (corresponding to the thickness max and wideness of the AT) by the area of one pixel.

Statistical parameters

The following parameters deal with gray level intensity and the image histogram.

Echogenicity

The echogenicity of a biological tissue is its ability to reflect the ultrasound. And the intensity of the echo recorded by the probe for an area is displayed using gray level. So the echogenicity of an area such as a tendon can be calculated using the mean of the gray level of this area.

Formula 1: *Echogenicity* = \bar{x}

According to this definition the echogenicity of an ultrasound image can range between 0 (black) and 255 (white).

Variance and standard deviation

The variance and the standard deviation (STD) represent the deviation of the gray level of the selected area from the mean value obtained.

$$\text{Formula 2: } STD = \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

For picture ROI, the standard deviation is included between 0 (constant image) and 128 (50% of pixels with the value 0 and 50% with the value 255). The variance, which equals the square value of the STD, follows a comparable trend and can vary between 0 and 65536.

Skewness and kurtosis

Skewness and kurtosis are both statistical tools which study the shape of the probability density function of a distribution.

The skewness of a picture reflects the asymmetry of the gray level distribution around the mean.

$$\text{Formula 3: Skewness} = \frac{\frac{1}{n} * \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{\left(\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}\right)^3}$$

It returns which side of the mean the distribution of gray level will lean on. If the pixel are normally distributed, the skewness will be 0. And if the probability density function is higher on the left of the mean the skewness will be negative, vice-versa the skewness will be positive for a probability density function superior on the right.

The kurtosis of a picture reflects the flatness of the gray level distribution around the mean.

$$\text{Formula 4: Kurtosis} = \frac{\frac{1}{n} * \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2\right)^2}$$

It returns a coefficient representing how peaky the probability density function's curb is. More a distribution will be diffuse more the kurtosis will be low , vice-versa more the distribution will be concentrated around is mean higher the kurtosis will be. Thus the kurtosis will reach the value 1, its minimum, for a diffuse image presenting all 256 gray levels in the same proportion. . And it will tend toward infinite for a constant image

Both the skewness and the kurtosis study the shape of the histogram of the gray scale intensity distribution and they are calculated using somewhat comparable formulas.

The Entropy

The entropy is the measure of the randomness of a picture that is used to characterize the texture of our tendon. It's computed thanks to the histogram and this expression:

$$\text{Formula 5: Entropy} = - \sum_{i=0}^{255} p(i) * \log_2(p(i))$$

With p(i) the histogram value in frequency for each level of gray. More a picture will present different level of gray more it will be untidy and higher the entropy will be. It is maximum (entropy=8) for a picture presenting all 256 level of gray in same proportion. Whereas it is 0 for a constant image.

Texture analysis:

The texture of a tendon is characterized by its collagen matrices which are distributed in fibers. In order to analyse this structure we study the connectivity between the pixels of the ultrasound images.

Co-occurrence Matrix:

Before calculating the measures analyzing the texture we need to compute a co-occurrence matrix from our picture which records how many times a combination of 2 gray levels will occur in our ROI.

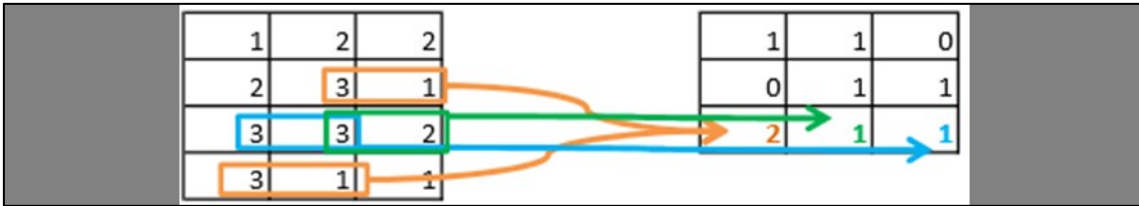


Figure 1: Co-occurrence matrix

Contrast

The contrast is the difference of co-occurrence between the values of the GLCM. It is computed thanks to this expression:

$$\text{Formula 6: Contrast} = \sum_{i=1}^{\text{rows}} \left(\sum_{j=1}^{\text{columns}} |i - j|^2 * p(i, j) \right)$$

With I and j the rows and columns of GLCM and p(i,j) the value of the GLCM cell in frequency (divided by the sum of the GLCM's cells). It measures the difference of intensity between a pixel and its neighbor. Contrast reaches its minimum, 0, for a constant image. It's maximum for a picture where white pixel only touch Black ones. So the contrast has as a upper limit the square of the size of the GLCM (number of colors).

Energy

The energy of a GLCM represents the smoothness of an image; it is computed with the formula:

$$\text{Formula 7: } \text{Energy} = \sum_{i=1}^{\text{rows}} \left(\sum_{j=1}^{\text{columns}} p(i, j)^2 \right)$$

More a GLCM will have different values, less its energy will be high. It means that if a picture presents the same patterns with the same connectivity between gray levels more its energy will be high. The energy of an image is included zero and one for a constant picture.

Homogeneity

The homogeneity of a GLCM represents the difference between its elements and the elements of the diagonal. It's computed with the next formulas:

$$\text{Formula 8: } \text{Homogeneity} = \sum_{i=1}^{\text{rows}} \left(\sum_{j=1}^{\text{columns}} \frac{p(i, j)}{1 + |i - j|} \right)$$

More a picture will presents large area of same color more its homogeneity will be high. It differs from energy because the large areas have to be of the same color for homogeneity. The energy of an image is included zero and one for a diagonal GLCM(constant image).

ANNEXE IX
Abrégés et affiches présentés et reliés au projet

Affiche 1

Présentée dans le cadre du congrès : **OPPQ 360°**, Québec, Canada

30 novembre et 1^{er} décembre 2012

Affiches 2 et 3

Présentées dans le cadre du congrès : **XXXII World congress of sports medicine**, Rome, Italie

27 au 30 septembre 2012

Introduction

Tendinopathie Achilléenne

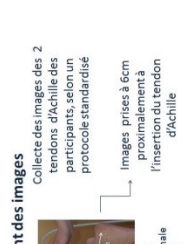
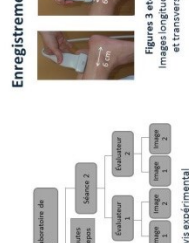
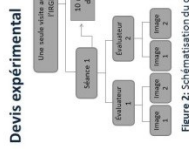
- Incidence élevée dans la population
- Récalcitrante au traitement conservateur
- Étiologie inconnue
- Les méthodes traditionnelles d'évaluation en physiothérapie ne permettent pas l'objectivation de l'intégrité de la structure biologique du tendon d'Achille

Imagerie par Ultrasonographie

- C'est une méthode sécuritaire
- Subjectivement, des différences sont généralement observées entre les tendons sains et les pathologiques sur une image
- L'imagerie quantitative par ultrasonographie (IQ) consiste à extraire des mesures objectives dans une région d'intérêt (ROI) d'une image
- Les qualités psychométriques des mesures quantitatives prises par ultrasonographie au tendon d'Achille sont peu étudiées

Objectifs

- Évaluer la fidélité test-retest et le changement minimal détectable des mesures quantitatives prises par ultrasonographie.
- Établir le meilleur protocole de prise de mesures à adopter en pratique clinique



Méthodologie (2)

Enregistrement des images

Collecte des images des 2 tendons d'Achille des participants selon un protocole standardisé

Images prises à 6cm proximale à l'insertion du tendon d'Achille

Figures 3 and 4: Images longitudinale et transversale

Mesures quantitatives pour images transversales

Figure 5: Tendon sain

Figure 6: Tendon pathologique

Figure 7: Tendon sain

Figure 8: Tendon pathologique

La ROI est ici délimitée par le contour du tendon

Mesures quantitatives pour images longitudinales

Figure 9: Tendon sain

Figure 10: Tendon pathologique

Une ROI de 2cm, délimitée par les bordures du tendon, est tracée à l'aide d'un logiciel d'analyse d'images (Matlab)

- Épaisseur moyenne: moyennée sur toute la longueur de la ROI (avec 100 valeurs d'épaisseur établies dans la ROI)
- Échogénéricité de la ROI: fragmentation de la ROI en pixels (0,087mm²/pixel). Tous les pixels seront attribués d'une valeur de échelle de gris (noir à blanc=255) et seront moyennés.
- Épaisseur maximale: correspond à la hauteur d'un rectangle tracé autour du tendon
- Échogénéricité moyenne: méthode similaire à celle calculée en vue longitudinale
- Aire de la ROI

Résultats (2)

Tableau 3: Sommaire du changement de la fiabilité test-retest et du changement minimal détectable en fonction du nombre d'images prises (E=1) par un seul physiothérapeute (E=1) lors d'une séance visite (E=1)

	Protocoles d'évaluation clinique testés			
	E=1 I=1	E=1 I=2	E=1 I=3	E=1 I=4
Images longitudinales				
Épaisseur	0,89	0,92	0,93	0,94
MDC _{90%}	21,5%	18,2%	17,0%	16,4%
Échogénéricité	0,88	0,91	0,92	0,92
MDC _{90%}	14,5%	12,5%	11,8%	11,4%
Images transversales				
Épaisseur	0,93	0,95	0,96	0,97
MDC _{90%}	16,5%	13,0%	11,7%	10,9%
Échogénéricité	0,84	0,90	0,92	0,93
MDC _{90%}	13,7%	10,8%	9,6%	8,9%
Aire	0,95	0,97	0,98	0,98
MDC _{90%}	19,5%	15,1%	13,4%	12,4%

Conclusion

- L'excellente fiabilité test-retest et le faible seuil de CMD des mesures prises par IQ au tendon d'Achille (épaisseur, échogénéricité, aire) supportent leur utilisation en pratique clinique et en recherche.
- Lorsque l'épaisseur ou l'échogénéricité est utilisée comme mesure, le calcul d'une valeur moyenne obtenue à partir de 3 ou 4 images enregistrées par un seul physiothérapeute lors d'une seule visite est recommandé.
- La capacité de ces mesures d'IQU afin d'identifier un tendon d'Achille sain d'un autre atteint d'une tendinopathie sera vérifiée ultérieurement (validité discriminative).
- L'IQU permettra de quantifier l'intégrité du tendon d'Achille in vivo lors d'un futur essai clinique randomisé visant à vérifier l'efficacité de différentes approches thérapeutiques pour les tendinopathies de ce tendon.

Remerciements

Cette étude a profité du soutien financier de l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPQ) et des fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) par le biais d'un contrat de recherche. Les auteurs de Pathologie a été financé en partie par la Fondation pour l'innovation du Canada (FCI) et l'Institut de recherche en santé et sécurité au travail du Québec (IRSST).

Statistiques

- La Théorie de la généralisabilité a été utilisée afin de déterminer la fiabilité test-retest:
 - Étude-G: attribue l'erreur de mesure à différentes facettes (participant, évaluateur, visite, image) et à leurs interactions
 - Étude-D: teste différents protocoles hypothétiques de prise de mesures afin d'établir le meilleur protocole à adopter en pratique clinique
- Le coefficient de dépendabilité (D), qui varie de 0 (fiabilité nulle) à 1 (fiabilité parfaite), reflète la fiabilité test-retest des mesures
 - Un D>0,90 reflète une excellente fiabilité des mesures.
- Le seuil de changement minimal détectable (CMD_{90%}), établi avec un niveau de confiance fixé à 90% et exprimé en pourcentage ((CMD absolu/moyenne groupe)x100), confirme une différence de mesure surpassant celle potentiellement associée à une erreur de mesure.
 - Un CMD_{90%} (%) >15% reflète une excellente précision des mesures.

Résultats (1)

Mesures quantitatives	Moyennes (écart-types)
Épaisseur L6 (cm)	0,56 (0,16)
Échogénéricité L6	82,367 (14,44)
Épaisseur T6 (cm)	0,57 (0,15)
Échogénéricité T6	90,976 (13,42)
Aire T6 (cm ²)	0,61 (0,23)

Tableau 2: Moyennes et écarts-types des différentes mesures quantitatives.

Méthodologie (1)

Participants

	Avec symptômes de Tendinopathie Achilléenne au tiers moyen	Sans symptômes de Tendinopathie Achilléenne au tiers moyen
Sexe	6F/14H	7F/16H
Âge (années)	41,8(9,2)	39,9(11,2)
Poids (KG)	71,8(16,0)	74,4(10,9)
Grandeur (m)	1,75(0,08)	1,74(0,08)

Tableau 1: Caractéristiques des participants

DO ACHILLES TENDON LENGTH AND SOLEUS INSERTION ANGLE DIFFER BETWEEN PERSONS WITH OR WITHOUT CLINICAL SYMPTOMS OF ACHILLES TENDINOPATHY?

A Desrochers, D Gagnon, M-J Nadeau, M Lamontagne

Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, Montréal, Québec, CANADA

AIM OF THE STUDY: To determine if absolute and relative Achilles tendon (AT) length and soleus muscle fiber insertion angles onto the AT differ between persons with or without clinical symptoms of AT tendinopathy.

MATERIALS & METHODS: Persons with (N=14) and without (N=14) clinical symptoms of AT tendinopathy participated in a laboratory assessment during which longitudinal ultrasound images of the AT and soleus muscle fiber insertions onto the AT were recorded, respectively. For each of these structures, a physiatrist and a physiotherapist each recorded three images while participants remained standing for a total of six images per participant. The absolute AT length reflects the distance between the most distal part of its insertion on the calcaneus and the distal musculotendinous junction of the soleus. The relative AT length represents the absolute AT length normalized against the length of the lower leg segment. The soleus muscle insertion angle reflects the mean angle formed between the longitudinal axis of the AT and the axis formed by three visually identifiable soleus muscle striations on each image. All images were analysed using a MatLab program. Student t-tests for independent samples were performed to verify if differences existed between groups.

RESULTS: Similar absolute (7.4 ± 1.3 cm vs 7.0 ± 1.6 cm; $p=0.48$) and relative ($15.9 \pm 3.1\%$ vs $16.0 \pm 3.4\%$; $p=0.47$) AT length, as well as similar soleus muscle fibers insertion angles onto the Achilles tendon ($13.3 \pm 2.7^\circ$ vs $13.3 \pm 3.4^\circ$; $p=0.96$), were measured between persons with symptoms of AT tendinopathy and healthy controls, respectively.

CONCLUSIONS: AT length and soleus muscle fiber insertion angles onto the AT do not solely contribute to the pathomechanics of AT tendinopathy. Others factors, such as passive extensibility of the AT or foot biomechanics, may need to be considered.

PSYCHOMETRIC PROPERTIES OF ACHILLES TENDON LENGTH AND SOLEUS FIBER INSERTION ANGLE MEASURES OBTAINED BY QUANTITATIVE ULTRASOUND IMAGING

M-J Nadeau, D Gagnon, A Desrochers, M Lamontagne

Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, Montréal, Québec, CANADA

AIM OF THE STUDY: To determine the reliability and the minimal detectable changes (MDC) of the AT length and of the soleus fiber insertion angle obtained by quantitative musculoskeletal ultrasound imaging.

MATERIALS & METHODS: A physiatrist (E=1) and a physiotherapist (E=2) captured ultrasound images with a linear transducer of the AT length and of the soleus fiber insertions among persons with clinical symptoms of Achilles tendinopathy (N=14) and healthy persons (N=14) using a standardized protocol. Each examiner captured 3 images (I=3) of the overall AT tendon length using reference marker placement and of the soleus fiber insertion into the AT while persons were standing. The AT length reflects the distance between the distal part of its insertion on the calcaneus and the distal musculotendinous junction of the soleus. The soleus muscle insertion angle reflect the mean angle formed between the longitudinal axis of the AT and the axis formed by 3 visually identifiable soleus muscle striations on each image. The generalizability theory was applied to compute reliability using the coefficient of dependability (Φ) for a random study design protocol.

RESULTS: The AT length was 7.5 ± 1.4 cm (range: 3.9-10.6cm) whereas the soleus fiber insertion angle was $13.7^\circ \pm 4.9^\circ$ (range: 3.1-34.3°). Averaging the measures obtained from 3 images (I=3) taken by a single evaluator (E=1 and E=2) yielded reliability coefficients of 0.96 and 0.72 as well as relative MDCs of 8.6% and 51.0% for the AT length and the soleus fiber insertion angle, respectively.

CONCLUSIONS: Reliable and precise AT length measures can be obtained using quantitative ultrasound imaging. Measures of the soleus fiber insertion angles, that demonstrate poor reliability and precision, may be improved if images were recorded under a static loading condition. Hence, the use of the AT length as a measure in research protocol is indicated.

PSYCHOMETRIC PROPERTIES OF ACHILLES TENDON LENGTH AND SOLEUS FIBER INSERTION ANGLE MEASURES OBTAINED BY QUANTITATIVE ULTRASOUND IMAGING

Marie-Josée Nadeau, PT, MSc (candidate)^{1,2}; Dany Gagnon, PT, PhD^{1,2};
Amélie Desrochers MD³; Martin Lamontagne, MD^{2,3}



¹École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Montreal, Quebec, Canada
²Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Grand Montréal
³Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Montreal, Quebec, Canada



RELEVANCE

Achilles Tendinopathy

- Achilles tendinopathy is a frequently encountered injury in sports medicine and rehabilitation.
- Achilles tendinopathy often progressed into a chronic condition (i.e., resistant to treatment) that may slow down, even prevent, rapid return to sport, especially among elite athletes.
- Etiologies and pathomechanics of Achilles tendinopathy are still misunderstood and anatomical differences have been suggested as possible risk factors.
- Considerable variations in the distal insertion of the soleus muscle into the Achilles tendon (AT) have been observed during surgical repairs of the AT and magnetic resonance imaging studies of this region.
- A paucity of studies have investigated these anatomical variations

Quantitative Ultrasound Imaging:

- Quantitative ultrasound imaging is a promising non-invasive technique to develop evidence-based data required for a better understanding of the pathomechanics of musculoskeletal impairment frequently affecting the AT.
- The use of quantitative ultrasound imaging (QUSI) allows to measure numerous potential biomarkers, including the AT length and the angle of the soleus muscle fiber insertions.
- Test-retest reliability and minimal detectable change of the AT tendon length and the soleus muscle fiber insertion angle have not yet been determined.

OBJECTIVE

To determine the test-retest reliability and the minimal detectable changes of the AT length and of the soleus fiber insertion angle obtained by quantitative musculoskeletal ultrasound imaging

METHODS (1)

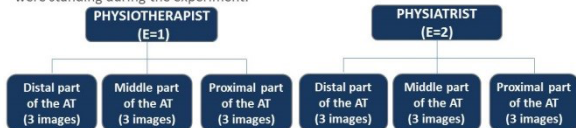
Participants

- Persons with (N=14) and without (N=14) clinical symptoms of Achilles tendinopathy participated in laboratory assessment

CLINICAL SYMPTOMS OF TENDINOPATHY	NO CLINICAL SYMPTOM OF TENDINOPATHY
GENDER 10M / 4F	GENDER 10M / 4F
AGE 41.9±10.2 years	AGE 39.1±11.6 years
HEIGHT 1.8±0.1 m	HEIGHT 1.7±0.1 m
WEIGHT 80.4±18.1 kg	WEIGHT 75.4±12.1 kg
CLINICAL SYMPTOMS 57.4±19.6 on the VISA-A	CLINICAL SYMPTOMS 100 on the VISA-A

Experimental Protocol

- A physiotherapist (E=1) and a physiatrist (E=2) captured ultrasound longitudinal images of the Achilles tendon (AT) and of the soleus muscle at the affected lower extremity (*experimental group*) and at the non-affected lower extremity (*control group*) according to a standardized testing protocol. Images were recorded using a Phillips HD11 1.0.6 ultrasound machine with a 5-12 MHz 50 mm linear array transducer (depth= 2cm; gain= 85). Subjects were standing during the experiment.



- ACHILLES TENDON LENGTH:** A total of six longitudinal images of the distal, middle and proximal portions of the AT were recorded following the placement of thin metallic markers on the skin (Figure 1). Images were then merged together on the computer to obtain a full view of the region (Figure 2).
- SOLEUS FIBER INSERTION ANGLE:** Three longitudinal images of the distal insertion of the soleus muscle into the AT were taken by each evaluator. The insertion angle was then determined using the mean of three measures on each image (figure 3).

METHODS (2)

Outcome Measures:

All outcome measures were analyzed using a Matlab program.

- Absolute Achilles Tendon Length:** Distance between the most distal part of its insertion on the calcaneus and the distal musculotendinous junction of the soleus.
- Soleus Muscle Insertion Angle:** Mean angle formed between the longitudinal axis of the AT and the axis formed by three visually identifiable soleus muscle striations on each image.

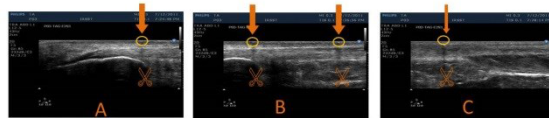


Figure 1: Ultrasound images of the distal (A), middle (B) and proximal (C) portions of the Achilles tendon

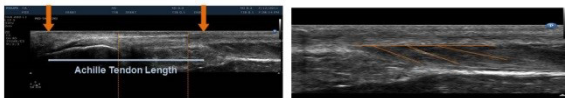


Figure 2: Ultrasound image of the Achilles tendon

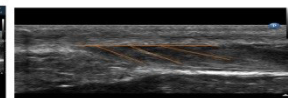


Figure 3: Soleus fiber insertion angle

Statistics

- The **Generalizability Theory** was applied to compute reliability using the **coefficient of dependability (Φ)** for a random study design protocol.
- The coefficient of dependability (Φ) ranges from 0 (*null reliability*) to 1 (*perfect reliability*) and can be interpreted as the Intraclass Correlation Coefficient (ICC) of the Classical Reliability Theory.
- The **Absolute Minimal Detectable Change (MDC)** was computed to determine the magnitude of change needed to detect a difference that could be interpreted as a real difference: $MDC = 1.65 \times \sqrt{2} \times SEM$ (Standard Error of Measurement)
- The **Relative MDC** was used to facilitate the interpretation in a clinical perspective: $MDC_{relative}(\%) = (MDC_{absolute} / \text{Mean}_{overall}) \times 100$

RESULTS

SOLEUS FIBER INSERTION ANGLE

RESULT
• 13.7±4.9° (range: 3.1-34.3°)
RELIABILITY COEFFICIENT (3 Images taken by a single evaluator)
• Φ= 0.72
RELATIVE MDC
• 51.0%

ACHILLES TENDON LENGTH

RESULT
• 7.5±1.4 cm (range: 3.9-10.6 cm)
RELIABILITY COEFFICIENT (3 Images taken by a single evaluator)
• Φ= 0.96
RELATIVE MDC
• 8.6%

DISCUSSION AND CONCLUSIONS

Achilles Tendon Length

- Reliable and precise AT length measures can be obtained using quantitative ultrasound imaging only for the AT.
- The use of the AT length as a key outcome measure in research protocol is indicated.

Soleus Muscle Insertion Angle

- Measures of the soleus fiber insertion angles, that demonstrate poor reliability and precision, may be improved if images were recorded under a static loading condition.
- The normal postural oscillation (i.e., contraction-elongation cycle) in a quasi-static standing position may induce changes in the soleus insertion angles onto the AT between images.
- Since the soleus muscle is maintained in a neutral position in standing, its curvilinear aspect makes it difficult to precisely compute the muscle fiber insertion angles into the AT.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study is supported in part by the Association québécoise des médecins du sport (AQMS) and by the Fonds de la recherche en santé et sécurité au travail du Québec (FRSQ). The equipment and material needed for the work completed at the Pathokinesiology Laboratory were financed in part by the Canada Foundation for Innovation (CFI) and the Institut de recherche en santé et sécurité au travail du Québec (IRSST). Dany Gagnon holds a Junior 1 Research Career Awards from the FRSQ and Marie-Josée Nadeau holds a scholarship from the Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ).

DO ACHILLES TENDON LENGTH AND SOLEUS MUSCLE INSERTION ANGLE DIFFER BETWEEN PERSONS WITH OR WITHOUT CLINICAL SYMPTOMS OF ACHILLES TENDINOPATHY?

Amélie Desrochers, MD¹; Dany Gagnon, PT, PhD^{2,3}; Marie-Josée Nadeau, PT, MSc (candidate)^{2,3}; Martin Lamontagne, MD^{1,2}



¹ Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Montreal, Quebec, Canada
² École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Montreal, Quebec, Canada
³ Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Grand Montréal



RELEVANCE

Achilles Tendinopathy:

- The Achilles tendon (AT) is one of the largest and strongest tendons in the human body while being poorly vascularized.
- Many individuals will unfortunately be affected by a tendinopathy at the AT that may have deleterious consequences on functional capacity and may hamper societal participation.
- Achilles tendinopathy are challenging to treat in clinical practice, especially among athletes at a high risk of re-injury when returning to sport.
- It is suggested that the length of the Achilles tendon and the angle of the soleus muscle fiber insertion onto the AT may contribute to jeopardize the integrity of the AT.

Quantitative Ultrasound Imaging:

- Quantitative ultrasound imaging is a promising non-invasive technique to develop evidence-based data required for a better understanding of the pathomechanics of musculoskeletal impairment frequently affecting the AT.
- The use of quantitative ultrasound imaging (QUSI) allows to measure numerous potential biomarkers, including the AT length and the angle of the soleus muscle fiber insertions.
- No studies have established the psychometric properties of QUSI measurements of the AT length and soleus muscle fiber insertion angles onto the AT.

OBJECTIVE

To determine if the absolute and relative **Achilles tendon length** and **soleus muscle fibers insertion angles** onto the AT differ between persons with or without clinical symptoms of Achilles tendinopathy.

METHODS (1)

Participants

Persons with (N=14) and without (N=14) clinical symptoms of Achilles tendinopathy participated in a laboratory assessment:

INDIVIDUALS WITH CLINICAL SYMPTOMS OF ACHILLES TENDINOPATHY

GENDES
• 10M / 4F
AGE
• 41.9±10.2 years
HEIGHT
• 1.8±0.1m
WEIGHT
• 80.4±18.1 kg
CLINICAL SYMPTOMS
• 57.4±19.6 on the VISA-A

INDIVIDUALS WITHOUT CLINICAL SYMPTOM OF ACHILLES TENDINOPATHY

GENDES
• 10M / 4F
AGE
• 39.1±11.6 years
HEIGHT
• 1.7±0.1m
WEIGHT
• 75.4±12.1 kg
CLINICAL SYMPTOMS
• 100 on the VISA-A

Experimental Protocol

- Longitudinal images of the AT and of the soleus muscle at the affected (**experimental group**) and non-affected lower extremity (**control group**) were recorded using a Phillips HD11 1.0.6 ultrasound machine with a 5-12 MHz 50 mm linear array transducer (depth= 2 cm; gain= 85).
- Images used for this study were recorded by both a physiatrist (E1= 3 images) and a physiotherapist (E2= 3 images) following a standardized protocol.
- A total of six longitudinal images of the AT and soleus muscle were recorded following the placement of thin metallic markers on the skin as needed to cover the total length of the AT with the transducer.

Outcome Measures

- **Absolute Achilles Tendon Length:** Distance between the most distal part of its insertion on the calcaneus and the distal musculotendinous junction of the soleus.
- **Relative Achilles Tendon Length:** Absolute AT length normalized against the length of the lower leg segment (lateral malleolus to lateral femoral condyle).
- **Soleus Muscle Insertion Angle:** Mean angle formed between the longitudinal axis of the AT and the axis formed by three visually identifiable soleus muscle striations on each image.
- All outcome measures were analyzed using a MatLab program developed in-house.

Statistics

- Student t-tests for independent samples were performed to verify if differences existed between groups with a significance level set at $p < 0.05$.

METHODS (2)

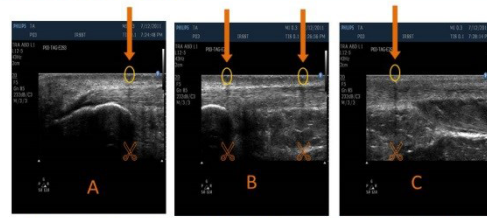


Figure 1: Ultrasound images of the distal (A), middle (B) and proximal (C) portions of the Achilles tendon

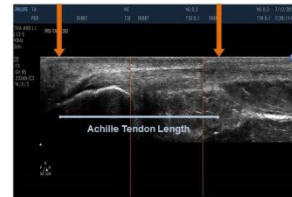


Figure 2: Ultrasound image of the Achilles tendon and soleus muscle

RESULTS

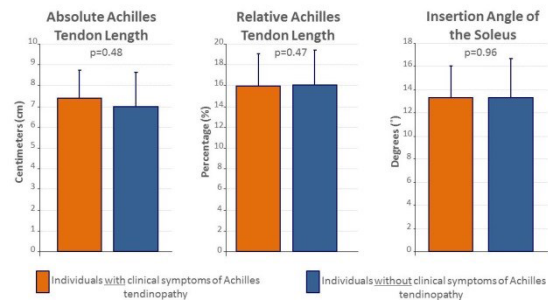


Figure 3: Mean ± SD of the main outcome measures

DISCUSSION & CONCLUSIONS

- AT length and soleus muscle fiber insertion angles onto this tendon do not solely contribute to the pathomechanics of the Achilles tendinopathy.
- Others factors, such as passive extensibility of the AT or foot biomechanics, may need to be considered in future studies.
- Combining biomechanical analysis (i.e.; dynamometry and electromyography) with quantitative ultrasound imaging may provide unique insight about the risk of developing an Achilles tendinopathy (i.e.; tendon elastography).
- Future studies will investigate the psychometric properties of the quantitative measures proposed in the present study, along with AT texture analysis (e.g.; echogenicity), and propose a standardized measurement protocol.
- These outcome measures are essential to quantify the biological integrity of the AT in future clinical trials aiming, for example, to compare the effectiveness of various rehabilitation interventions offered to this population.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study is supported in part by the Association québécoise des médecins du sport (AQMS) and by the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). The equipment and material needed for the work completed at the Pathokinésiologie Laboratory were financed in part by the Canada Foundation for Innovation (CFI) and Institut de recherche en santé et sécurité au travail du Québec (IRSST). Dany Gagnon holds a Junior 1 Research Career Awards from the (FRSQ) and Marie-Josée Nadeau holds a scholarship from the Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ).

