



HAL
open science

Capacités d'adaptations tendineuses à l'entraînement : effet de l'âge

Adrien Létocart

► **To cite this version:**

Adrien Létocart. Capacités d'adaptations tendineuses à l'entraînement : effet de l'âge. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Technologie de Compiègne, 2018. Français. NNT : 2018COMP2465 . tel-02137443

HAL Id: tel-02137443

<https://theses.hal.science/tel-02137443v1>

Submitted on 23 May 2019

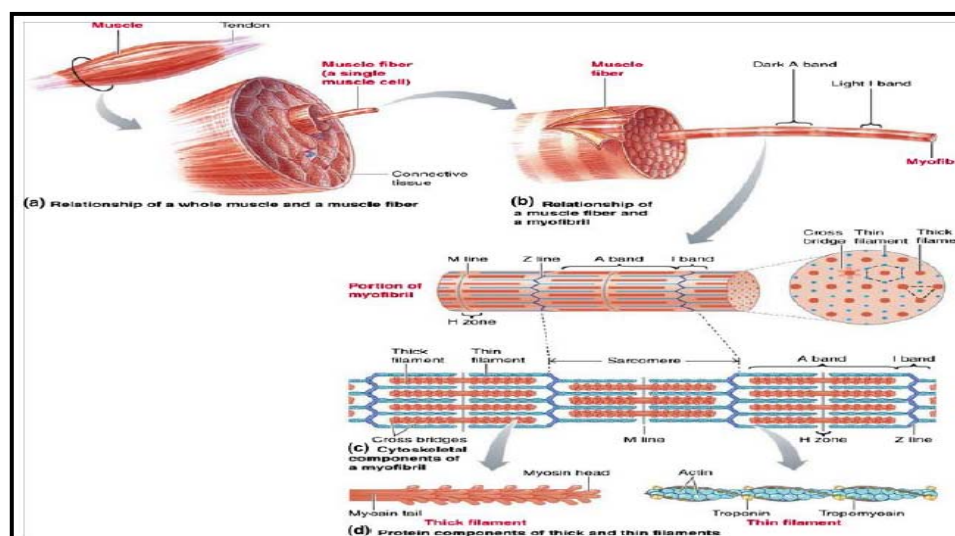
HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Par **Adrien LÉTOCART**

Capacités d'adaptations tendineuses à l'entraînement : effet de l'âge

Thèse présentée
 pour l'obtention du grade
 de Docteur de l'UTC



Soutenue le 22 novembre 2018

Spécialité : Biomécanique : Unité de Recherche Biomécanique et Bio-ingénierie (UMR-7338)

D2465



Université de Technologie de Compiègne (UTC)

École doctorale Sciences pour l'Ingénieur
BioMécanique et BioIngénierie (BMBI)
Laboratoire CNRS UMR 7338 : Caractérisation et Modélisation personnalisée du Système
Musculosquelettique (C2MUST)

Spécialité : Biomécanique

Thèse

pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université de Technologie de Compiègne

Capacités d'adaptations tendineuses à l'entraînement – Effet de l'âge

22 Novembre 2018

Présenté par :

Adrien LÉTOCART

Membres du jury :

Dr ONAMBELE Gladys	Department of Exercise & Sport Science ; Manchester Metropolitan University (Royaume-Uni)	Rapporteur
Dr NICOL Caroline	Faculté des Sciences du Sport, Université d'Aix-Marseille (France)	Rapporteur
Pr MARIN Frédéric	BMBI, Université de Technologie de Compiègne (France)	Examineur
Pr DUCHATEAU Jacques	Faculté des Sciences de la Motricité, Campus Erasme, Bruxelles (Belgique)	Examineur
Pr MAGNUSSON Peter	ISMC, University of Copenhagen (Danemark)	Co-directeur de la thèse
Dr GROSSET Jean-François	BMBI, Université de Technologie de Compiègne (France)	Directeur de la thèse
Dr COUPPE Christian	Institute of Sports Medicine Copenhagen, (Danemark)	Membre invité

Remerciements

Comme nous sommes liés au sport par ce sujet de thèse et pour arriver au terme de ce travail, il a fallu une équipe performante pour m'accompagner. Ce manuscrit est l'aboutissement de trois ans de travail, fait de hauts et de bas, de rires et de larmes, et n'aurait été réalisable sans la participation de bon nombre de personnes qui m'ont apporté leur aide et leur soutien sur le plan scientifique et sur le plan humain. Alors je tenais à remercier chacun des membres de cette « team » :

Tout d'abord, je souhaite remercier tout particulièrement **Jean-François Grosset** pour avoir eu le courage de m'encadrer et de m'avoir fait confiance. L'étudiant que j'étais quand vous m'avez pris sous votre aile il y trois ans et demi a beaucoup évolué pour arriver jusqu'ici. Vous avez su me transmettre votre rigueur scientifique et cela constitue un modèle à suivre. Vos critiques et suggestions toujours précieuses m'ont permis d'apprendre dans la bonne humeur. Je tiens à vous remercier d'avoir largement rempli et dépassé votre rôle de directeur de thèse.

Je tiens ensuite à remercier **M. Peter Magnusson**, pour m'avoir également encadré durant ces trois années. Malgré la distance, votre disponibilité et votre grande expérience ont permis de nourrir des échanges fructueux. De plus, l'accueil que vous m'avez offert dans votre équipe a été plus que chaleureux.

Mme Onambélé, Mme Nicol, je vous remercie vivement de l'intérêt que vous avez porté à ce travail en acceptant d'en être les rapporteurs. Cela est pour moi très gratifiant.

M. Marin et **M. Duchateau**, je vous remercie également pour avoir accepté d'être examinateur au sein de mon jury.

M. Couppé, je tiens à vous remercier pour m'avoir fait l'honneur de faire partie du jury et surtout de la disponibilité et de l'accompagnement dont vous avez fait preuve lors de ces trois ans et de mes allers retours à Copenhague. Je vous présente ma sincère gratitude et toute ma reconnaissance.

Je tiens également à remercier tous les collègues danois avec qui j'ai pu échanger et plus particulièrement, **René**, pour son accueil et ses conseils lors de mes visites à Copenhague.

Mme Ho Ba Tho, Mme Legallais, merci de m'avoir accueilli et soutenu au sein du laboratoire BMBl. Vous avez été une aide précieuse lors des difficultés rencontrées pour désamorcer l'antagonisme durant le protocole.

Un grand merci aux personnels de la polyclinique St Côme et aux manipulateurs radio, **Ludovic et Sabrina**, de s'être levés si tôt les dimanches matin.

Je remercie le **Dr Mabesoone** pour votre implication dans le projet et la disponibilité dont vous avez fait part.

Merci à **tous les sujets volontaires** qui ont participé à notre folle aventure. Cette étude n'aurait été réalisable sans vous. Merci de votre bonne humeur à tous et de votre intérêt, cela a facilité grandement ma tâche. Merci pour votre soutien lors des difficultés rencontrées et pour vos sourires même en ressortant de la salle de « torture ».

Je remercie bien sur tous les collègues, enseignants ou doctorants qui ont croisé ma route. **Quentin, Vincent, Mariam, Félix, Jérémy L., Jérémy T., Jolanthe**, merci pour votre bonne humeur et aide si précieuse. Je tiens également à remercier plus particulièrement **Khalil, Mylène et Kévin** pour votre aide lors des manipulations sur l'analyse du mouvement.

Merci à **mes amis**, de leur soutien et de leurs encouragements. Nos petits moments de décompression m'ont permis de savourer la vie.

Papa, Maman, je vous remercie bien évidemment pour tout ce que vous avez fait pour moi. Vous m'avez toujours soutenu dans ma scolarité à étapes et c'est grâce à vous si je suis là aujourd'hui. Merci pour tout.

Les derniers membres de cette équipe, les plus chers à mon cœur, merci à toi **Aurélie** pour m'avoir accompagné, épaulé, supporté, encouragé et apaisé durant ces trois années. Alors cela n'a pas été simple avec l'arrivée de notre filou, **Timothé**, mais tu as été remarquable et permis d'arriver aujourd'hui à la fin de cette folle aventure. Comme dirait un des volontaires...tu as rempli tous tes rôles de femme : épouse, confidente, coéquipière, et la plus belle des fonctions : Maman. Ces quelques mots ne pourront jamais exprimer mes infinis remerciements d'avoir été présente et d'y avoir cru jusqu'au bout.

Abstract

Un des problèmes majeurs contribuant à la réduction de la mobilité chez la personne âgée est la hausse de l'occurrence des chutes. La capacité à maintenir l'équilibre ou la stabilité posturale a été précédemment associée à la structure et aux propriétés mécaniques des tendons du membre inférieur. Cette étude fut menée afin d'évaluer les effets de l'intensité d'entraînement et de l'âge sur les changements de l'architecture tendineuse et ses propriétés mécaniques ainsi que sur les adaptations musculaires du membre inférieur. Ce projet avait ainsi pour objectif de comparer les effets de deux conditions d'entraînement pour un volume équivalent (intensité modérée (55% d'une répétition maximale (1RM) vs élevée (80% de 1RM)) sur deux groupes musculaires différents (quadriceps vs triceps sural), sur les adaptations des tendons d'Achille et patellaire associés aux adaptations de ces groupes musculaires respectifs. Enfin, le dernier objectif de cette étude était de montrer si des changements de la balance posturale et de la capacité de mouvement pouvaient s'expliquer par les évolutions de l'architecture et de propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses avec l'âge.

Dix hommes jeunes (Age : 24.8 ± 3.6) et 27 séniors (Age : 69.9 ± 4.5) sédentaires ont été recrutés et ont participé à un programme d'entraînement en résistance de 12 semaines (3 fois/semaine) sur les muscles du triceps sural et du quadriceps. Le groupe de jeunes ($n=10$) ainsi qu'un groupe de séniors ($n=13$) ont participé à un programme d'entraînement modéré correspondant à 55% de 1RM, tandis qu'une deuxième groupe de séniors s'est vu imposer une intensité d'entraînement de 80% de 1RM ($n=14$). Chaque groupe a reçu exactement le même volume d'entraînement sur les muscles quadriceps et triceps sural en utilisant des machines de musculation guidées : la presse à jambes, l'extension des jambes et la machine à mollets assis. Afin de pouvoir obtenir les paramètres nécessaires à cette étude, l'utilisation d'ergomètres, d'images échographiques et IRM et d'un système de capture de mouvement ont été nécessaires.

En comparant deux populations de jeunes et de séniors, cette étude a ainsi permis de quantifier une diminution de la force, couplée ou non suivant le tendon considéré à une diminution des propriétés intrinsèques du matériau tendineux. L'obtention de l'architecture musculaire a permis de construire les courbes d'évolutions de la section de chacun des muscles du quadriceps et du triceps sural pour les populations jeunes et séniors.

Les deux conditions d'entraînement nous ont permis de mettre en évidence une amélioration des propriétés mécaniques des tendons d'Achille et patellaire, et plus sensiblement le tendon d'Achille, sur les deux populations jeunes et séniors sans toutefois observer de gain supplémentaire pour une intensité élevée. Des gains similaires suite à la période d'entraînement ont pu être observés chez les séniors sur les volumes des muscles du triceps sural et du quadriceps sans distinction de l'intensité considérée. L'analyse du mouvement nous a permis de mettre en évidence l'amélioration de la stabilité posturale et une évolution de la stratégie de flexion du tronc lors d'un lever de chaise suite à l'entraînement chez les séniors sans bénéfice supplémentaire entre une intensité modérée et élevée.

De plus, les effets de l'âge sur les propriétés mécaniques des tendons ont pu être corrélés avec les performances liées aux exercices de stabilité posturale, de saut et de lever de chaise.

Ce travail a donc permis de quantifier les effets de l'âge sur les capacités musculaires, tendineuses et de mouvement. Cette étude nous a également permis de mettre en évidence un seuil d'intensité d'entraînement (55% de 1RM) à partir duquel les personnes âgées ne semblent pas montrer de gain additionnel pour les systèmes musculaires et tendineux. Ce travail permet donc de proposer une optimisation de l'activité physique prescrite à la personne âgée ou vieillissante.

Sommaire

Remerciements	1
Abstract	3
Sommaire	5
Abréviations	12
Publications & Communications	14
Listes des figures	16
Listes des tableaux	23
Introduction	26
1 Cadre théorique.....	30
1.1 Tendon : structure et mécanique	30
1.1.1 Composition et rôle	30
1.1.1.1 Fonction du tendon	30
1.1.1.2 Structure du tendon.....	31
1.1.1.3 Composition du tendon.....	34
1.1.1.4 Propriétés mécaniques du tendon	35
1.1.2 Effets de l'âge.....	39
1.1.2.1 Effet de l'âge sur les changements cellulaires, la composition, et la structure du tendon	40
1.1.2.1.1 Les changements cellulaires.....	40
1.1.2.1.2 La composition.....	41
1.1.2.1.3 La structure	43
1.1.2.2 Effet de l'âge sur les propriétés mécaniques du tendon	45
1.1.3 Effets de l'entraînement	48
1.1.3.1 Effet de l'entraînement sur les fonctions cellulaires, la composition et la structure du tendon.....	48
1.1.3.1.1 Les fonctions cellulaires.....	48
1.1.3.1.2 La composition et la structure	49
1.1.3.2 Effet de l'entraînement sur les propriétés mécaniques du tendon.....	53
1.2 Muscle squelettique : Structure et mécanique	60
1.2.1 Structure, composition et fonction.....	60
1.2.1.1 Composition et structure.....	60
1.2.1.2 Type de fibres	63
1.2.1.3 Fonction et mécanique de contraction	64

1.2.2	Effets de l'âge.....	67
1.2.3	Effets de l'entraînement	70
1.3	Analyse du mouvement.....	75
1.3.1	Effets de l'âge.....	75
1.	Stabilité posturale.....	76
2.	Lever de chaise.....	77
3.	Saut en contre-mouvement (CMJ).....	78
1.3.2	Effets de l'entraînement	80
1.3.2.1	Stabilité posturale	80
1.3.2.2	Lever de chaise	81
1.3.2.3	Saut en contre-mouvement (CMJ).....	82
1.4	Analyse critique sur les techniques d'investigation	83
1.4.1	Analyse des propriétés mécaniques des tendons	83
1.4.2	Analyse du volume musculaire.....	84
2	Matériels et méthodes	86
2.1	Comité éthique.....	86
2.1.1	Comité de protection des personnes (CPP).....	86
2.1.1.1	Rôle	86
2.1.1.2	Démarche	87
2.1.1.3	Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (ANSM)	88
2.1.1.4	Commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL)	88
2.1.1.5	Autorisation du lieu de recherche	89
2.2	Population de l'étude	89
2.2.1	Recrutement	90
2.2.2	Réunion d'information	91
2.2.3	Critères d'éligibilité et visite médicale	92
2.2.4	Sujets inclus et randomisation des groupes d'entraînement	94
2.3	Matériels utilisés	94
2.3.1	Mesures des propriétés mécaniques du tendon	94
2.3.1.1	Ergomètre pour l'investigation du tendon patellaire.....	95
2.3.1.2	Support de sonde	96
2.3.1.3	Ergomètre pour l'investigation du tendon d'Achille	97
2.3.1.4	Echographe.....	99
2.3.1.5	Signaux électromyographiques.....	100

2.3.1.6	Stimulation électrique.....	100
2.3.1.7	Acquisition des signaux.....	101
2.3.2	Imagerie par résonance magnétique (IRM).....	102
2.3.3	Analyse du mouvement.....	102
2.3.4	Quantification des ponts-liants non enzymatiques (AGEs) dans le tissu cutané.....	103
2.3.5	Matériels d'entraînements.....	104
2.4	Design de l'étude.....	104
2.4.1	Protocole expérimental.....	106
2.4.1.1	Session IRM.....	107
2.4.1.2	Exploration des capacités des systèmes musculaires et tendineux.....	109
2.4.1.2.1	Mesure de la quantité de ponts-liants non enzymatiques (AGE).....	110
2.4.1.2.2	Longueur du fémur.....	111
2.4.1.2.3	Applications des stimulations électriques.....	111
2.4.1.2.4	Détermination de la CMV pour la flexion plantaire.....	112
2.4.1.2.5	Contraction en rampe et élongation AT libre et JMT.....	113
2.4.1.2.6	Contraction en flexion dorsale.....	114
2.4.1.2.7	Détermination de la CMV pour l'extension du genou.....	114
2.4.1.2.8	Contraction en rampe et élongation PT et aponévrose VL.....	115
2.4.1.2.9	Contraction maximale en flexion du genou.....	115
2.4.1.3	Analyse du mouvement.....	116
2.4.1.4	Prise de sang.....	118
2.4.2	Période d'entraînement.....	119
2.5	Analyses de données.....	121
2.5.1	Aire de section transverse et volume musculaire.....	121
2.5.1.1	Segmentation des images IRM.....	121
2.5.1.2	Courbes d'évolution des aires de section transverse (ACSA).....	123
1.	Calcul du volume musculaire.....	125
2.5.2	Analyse des propriétés contractiles.....	126
2.5.3	Caractéristiques morphologiques du tendon.....	127
2.5.3.1	Bras de levier.....	127
2.5.3.2	Longueur tendineuse et aire de section transverse (CSA).....	128
2.5.4	Propriétés mécaniques du tendon.....	130
2.5.4.1	Capacité d'élongation du tendon durant la contraction musculaire.....	130
2.5.4.2	Calcul des propriétés mécaniques du tendon.....	134

2.5.5	Analyse du mouvement	135
2.5.5.1	Stabilité posturale	136
2.5.5.2	Lever de chaise	137
2.5.5.3	Saut en contre-mouvement (CMJ).....	140
2.6	Analyses statistiques	141
3	Résultats	142
3.1	Caractéristiques des sujets	143
3.2	Effets de l'âge	143
3.2.1	Architecture tendineuse	143
3.2.1.1	Tendon patellaire	143
3.2.1.2	Tendon d'Achille.....	145
3.2.2	Propriétés mécaniques des tendons	146
3.2.2.1	Tendon patellaire	146
3.2.2.2	Aponévrose du muscle vaste latéral (VL).....	149
3.2.2.3	Tendon d'Achille.....	151
3.2.2.4	Jonction musculo-tendineuse entre tendon d'Achille et gastrocnémien médial.....	153
3.2.3	Architecture musculaire	155
3.2.3.1	Choix du polynôme des équations de régressions	155
3.2.3.2	ACSA des muscles du quadriceps	156
3.2.3.3	Volume des muscles du quadriceps	159
3.2.3.4	ACSA des muscles du triceps sural	160
3.2.3.5	Volume des muscles du triceps sural	162
3.2.4	Analyse du mouvement	164
3.2.4.1	Stabilité posturale	164
3.2.4.2	Saut en contre mouvement (CMJ)	165
3.2.4.3	Le lever de chaise	165
3.2.5	Relations entre les propriétés mécaniques des tendons avec l'âge et les paramètres issus de l'analyse du mouvement 166	
3.2.6	Quantification des ponts-liant dans le tissu cutané	169
3.2.7	Analyse de sang.....	170
3.3	Effets de l'entraînement	171
3.3.1	Architecture tendineuse	172
3.3.1.1	Tendon patellaire	172
3.3.1.2	Tendon d'Achille.....	175

3.3.2	Propriétés mécaniques des tendons	178
3.3.2.1	Tendon patellaire.....	178
3.3.2.2	Aponévrose du muscle vaste latéral (VL).....	183
3.3.2.3	Tendon d’Achille.....	187
3.3.2.4	Jonction musculo-tendineuse entre Tendon d’Achille et GM (Gastrocnémien médial).....	191
3.3.3	Architecture musculaire	195
3.3.3.1	ACSA des muscles du quadriceps	195
3.3.3.2	Volume des muscles du quadriceps	200
3.3.3.3	ACSA des muscles du triceps sural	202
3.3.3.4	Volume des muscles du triceps sural	206
3.3.4	Analyse du mouvement	208
3.3.4.1	Stabilité posturale	208
3.3.4.2	Saut en contre mouvement (CMJ)	209
3.3.4.3	Le lever de chaise	209
3.3.5	Relations entre les propriétés mécaniques des tendons avec l’entraînement et les paramètres issus de l’analyse du mouvement	211
3.3.6	Evaluation de l’autofluorescence du tissu cutané	214
3.3.7	Analyse de sang.....	215
3.4	Synthèse générale.....	215
4	Discussion.....	217
4.1	Effets de l’âge	218
4.1.1	Architecture tendineuse.....	218
4.1.1.1	Tendon patellaire	218
4.1.1.2	Tendon d’Achille.....	219
4.1.1.3	Tendon d’Achille vs tendon patellaire.....	221
4.1.2	Propriétés mécaniques du tendon	222
4.1.2.1	Tendon patellaire et aponévrose du muscle vaste latéral (VL)	222
4.1.2.2	Tendon d’Achille et jonction musculo-tendineuse du Gastrocnémien médial (GM).....	225
4.1.3	Architecture musculaire	227
4.1.3.1	ACSA et volume des muscles du quadriceps.....	227
4.1.3.2	ACSA et volume des muscles du triceps sural	229
4.1.4	Analyse du mouvement	230
4.1.4.1	Stabilité posturale	230
4.1.4.2	Saut en contre mouvement (CMJ)	231

4.1.4.3	Lever de chaise	231
4.2	Effets de l'entraînement	233
4.2.1	Architecture tendineuse	233
4.2.1.1	Tendon patellaire	233
4.2.1.2	Tendon d'Achille	235
4.2.2	Propriétés mécaniques du tendon	236
4.2.2.1	Tendon patellaire et aponévrose du muscle vaste latéral (VL)	236
4.2.2.2	Tendon d'Achille et jonction musculo-tendineuse du Gastrocnémien médial (GM)	238
4.2.3	Architecture musculaire	240
4.2.3.1	ACSA des muscles du quadriceps et du triceps sural	240
4.2.3.2	Volume des muscles du quadriceps et du triceps sural	241
4.2.4	Analyse du mouvement	243
4.2.4.1	Stabilité posturale	243
4.2.4.2	Saut en contre mouvement (CMJ)	243
4.2.4.3	Lever de chaise	244
Conclusions et Perspectives		246
Bibliographies		249

Abréviations

ACSA	Anatomical Cross-Sectional Area (aire de section transverse anatomique)
ADP	Adénosine diphosphate
AGEs	Advanced glycation endproducts
AP	Antéro-postérieur
AT	Tendon d'Achille
ATP	Adénosine triphosphate
CMJ	Saut en contre-mouvement (Counter movement jump)
CMV	Contraction maximale volontaire
CP	Centre de pression
CSA	Cross-Sectional Area (aire de section transverse)
GAG	Glycosaminoglycane
GL	Gastrocnémien latéral
GM	Gastrocnémien médial
GP	Glycoprotéine
IRM	Imagerie par résonance magnétique
JMT	Jonction musculo-tendineuse
LOX	Lysyl-oxidase
MEC	Matrice extra-cellulaire
ML	Médio-latéral
MVC	Maximal voluntary contraction
PG	Protéoglycane
Pi	Phosphate inorganique
PT	Tendon patellaire
RF	Rectus femoris
SOL	Soléaire
VI	Vaste intermédiaire
VL	Vaste latéral
VM	Vaste médial
YM	Module de Young (Young's Modulus)

Publications & Communications

Ce travail de thèse a été réalisé à l'Université de Technologie de Compiègne (UTC), au sein du laboratoire Biomécanique et Bio-ingénierie CNRS –UMR 7338 en collaboration avec l'université de Copenhague et l'Institut de la Médecine du Sport de Copenhague (ISMC). Ce projet de thèse a reçu les soutiens financiers du conseil régional de Picardie et du ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche (MESR).

Ce travail ou les outils utilisés dans ce travail ont fait l'objet des publications et communications suivantes :

Publication dans une revue internationale :

M. AL HARRACH, S. BOUDAOU, V. CARRIOU, J. LAFORET, A. J. LETOCART, J. F. GROSSET, and F. MARIN

Investigation of the HD-sEMG probability density function shapes with varying muscle force using data fusion and shape descriptors

Computers in Biology and Medicine, Volume 89, March, pp. 44–58, 2017.

Communications orales:

A.J. LETOCART, F. MABESOONE, C. COUPPE, F. CHARLEUX, F. MARIN, F. CANON, S.P. MAGNUSSON, J.F GROSSET

Effect of training intensity and age on Achilles and Patellar tendon

23RD Annual Congress of the European College Of Sport Science, 4-7 Juillet 2018, Dublin, Irlande.

A.J. LETOCART, Y.SHI, F. MABESOONE, C. COUPPE, F. CHARLEUX, F. MARIN, F. CANON, S.P. MAGNUSSON, J.F GROSSET

Effect of training intensity and age on Triceps Surae muscle dimensions – An MRI study

23RD Annual Congress of the European College Of Sport Science, 4-7 Juillet 2018, Dublin, Irlande.

K.LEPETIT, K. MANSOUR, S. BOUDAOU, K. KINUGAWA, S. XERES, M.MUTIO, A.LETOCART, J.F GROSSET, F. MARIN

Kinetic energy evaluated by IMU during sit-to-stand: a relevant parameter for unhealthy seniors?

23RD Congress of the European Society of Biomechanics, Juillet 2017, Seville, Espagne.

Communications posters :

A.J. LETOCART, Y.SHI, F. MABESOONE, C. COUPPE, F. CHARLEUX, F. MARIN, F. CANON, S. P.MAGNUSSON, J.F GROSSET

Effect of age on leg muscle shape: an MRI study.

8th World Congress of Biomechanics, 8-12 Juillet 2018, Dublin, Irlande.

A.J. LETOCART, J.Y.LALOUBERE, F. MABESOONE, C. COUPPE, K.MANSOUR, F. MARIN, S. P.MAGNUSSON, J.F GROSSET

Postural stability and chair stand changes to different training intensities with age.

23RD Annual Congress of the European College Of Sport Science, 4-7 Juillet 2018, Dublin, Irlande.

Autres productions scientifiques :

Communications orales :

A.J. LETOCART, J.F GROSSET

Achilles tendon adaptation to neuromuscular electrical stimulation.

21ST Annual Congress of the European College of Sport Science, 6-9 Juillet 2016, Vienne, Autriche.

Listes des figures

Figure 1 : Illustration du tendon d'Achille, de ses insertions, et des muscles associés _____	30
Figure 2 : La structure hiérarchisée du tendon (Silver et al. 2003) _____	31
Figure 3 : Illustration de la structure du tendon d'Achille aux différents niveau d'échelle (tendon entier => molécule) (extrait de (Magnusson et al. 2010; Derby and Akhtar 2015)) _____	33
Figure 4 : Proposition des sites de ponts-liants (Avery and Bailey 2005) _____	35
Figure 5 : Courbe contrainte déformation des fibrilles de collagène d'un tendon de queue de rat (Fratzl et al. 1998) _____	36
Figure 6 : Relation Contrainte-Déformation du tendon (Wang 2006) _____	37
Figure 7 : Courbe force- déformation du tendon patellaire suivant deux protocoles de contraction (Slow ramp: vitesse lente : 10 secondes pour atteindre la contraction maximale volontaire (CMV) et Fast ramp : 3 secondes) (Pearson et al. 2007) _____	38
Figure 8 : Effets du moment de la journée sur les relations force - élongation du tendon patellaire (Morning : 8 h; Evening : 18h) (Pearson and Onaimbele 2006) _____	39
Figure 9 : Diminution des performances avec l'âge (Batsis and Buscemi 2011) _____	39
Figure 10 : Evolution de la quantité de ponts-liants non enzymatique (AGEs), déterminée par autofluorescence de la peau, en fonction de l'âge chez des sujets sédentaire et des athlètes (Couppé et al. 2014). _____	42
Figure 11 : Représentation schématique de l'évolution de paramètres du tissu tendineux au cours du développement et du vieillissement (Svensson et al. 2016) _____	44
Figure 12 : Mécanisme d'adaptation possible de la fibroblaste suite à une sollicitation mécanique provoquant la synthèse du collagène (Heinemeier and Kjaer 2011) _____	49
Figure 13 : Effet de la pratique d'une activité d'endurance sur l'évolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon d'Achille (Magnusson and Kjaer 2003) _____	50
Figure 14 : Histogramme des aires de section transversales du tendon d'Achille total ainsi que des différentes parties le constituant suite à une surcharge chez la souris (Gumucio et al. 2014) _____	52
Figure 15 : Illustration du concept d'évolution des changements possibles des paramètres architecturaux et mécaniques du tendon en fonction de la durée d'entraînements (Wiesinger et al. 2015) _____	56
Figure 16: Représentation de l'organisation structurales du tissu musculaire (Gillies and Lieber 2012) _____	61
Figure 17: Architecture du muscle à différents niveaux d'échelles (Frontera and Ochala 2015). _____	62
Figure 18 : Coupe d'une fibre musculaire contenant ses différents éléments (Kenney WL, Wilmore JH, Costill DL 2012) _____	63
Figure 19 : Mécanisme de glissement des filaments d'Actine-Myosine (Kenney WL, Wilmore JH, Costill DL 2012) _____	64
Figure 20: Interprétation de la relation Force/longueur en termes de filaments glissants (d'après (Gordon et al. 1966)) _____	65
Figure 21 : Relation entre la force et la vitesse lors d'une contraction musculaire (d'après (Hill 1938)) _____	66
Figure 22 : Schéma illustrant les différents paramètres impliqués dans la diminution de force et de puissance musculaire (Duchateau et al. 2014) _____	68

<i>Figure 23 : Effet de l'intensité d'entraînement et de l'âge sur le taux de synthèse protéique musculaire (FSR : Taux de synthèse fractionné) évalué 2h après l'exercice chez 5 jeunes et 5 séniors.</i>	71
<i>Figure 24 : Evolution des modifications structurales du muscle VL (Seynnes et al. 2007)</i>	72
<i>Figure 25 : Représentation du polygone de sustentation formé par les pieds ; AP : Antéro-Postérieur; ML : Médio-latéral</i>	76
<i>Figure 26 : Deux types de stratégies pour se lever d'une chaise; A - Stratégie avec déplacement important du centre de masse ; B - Stratégie de stabilité (Hughes et al. 1994)</i>	78
<i>Figure 27 : Puissance mesurée lors du CMJ normalisée par la masse corporelle en fonction de l'âge (Runge et al. 2004).</i>	79
<i>Figure 28 : Répartition théorique des sujets recherchés suivant les groupes d'âge et d'entraînement au moment de la campagne de recrutement</i>	90
<i>Figure 29 : Extrait des différents articles, flyers publiés durant la campagne de recrutement</i>	91
<i>Figure 30 : Représentation CAO de l'ergomètre genou</i>	95
<i>Figure 31 : Photos de l'ergomètre genou en construction, puis en phase de test, avec sujet installé.</i>	96
<i>Figure 32 : Vue CAO du support de sonde avec la sonde échographique en position</i>	97
<i>Figure 33 : Représentation CAO de l'ergomètre cheville</i>	98
<i>Figure 34 : Ergomètre cheville en construction, puis en phase de test avec sujet installé</i>	99
<i>Figure 35 : Schéma de câblage du protocole expérimental sur les ergomètres</i>	101
<i>Figure 36 : Présentation des différents groupes, âges et intensités d'entraînement au début du protocole</i>	105
<i>Figure 37 : Schéma du protocole expérimental</i>	106
<i>Figure 38. A : Vue sagittale du tendon d'Achille ; B : Vue sagittale du tendon patellaire</i>	108
<i>Figure 39. A : Vue sagittale du Triceps Sural ; B : Vue coronale de la première partie du quadriceps avec gélule d'huile de foie de morue (signal ovale blanc en haut à gauche); C : Deuxième partie du quadriceps pour le même sujet comprenant la gélule en bas à gauche ; D : Vue coronale de l'acquisition à T4 et T8 pour les muscles.</i>	109
<i>Figure 40 : Positionnement de l'avant-bras sur l'appareil de mesure Age Reader</i>	110
<i>Figure 41 : Positionnement du sujet sur l'ergomètre cheville et son système de maintien lors de la contraction</i>	112
<i>Figure 42 : Positionnement de la cheville dans l'attache-cheville sur l'ergomètre genou</i>	114
<i>Figure 43 : Représentation de la localisation des 40 marqueurs placés pour l'analyse du mouvement</i>	116
<i>Figure 44 : Sujet réalisant l'exercice du lever de chaise avec comme repère de critère de réalisation la potence placée en face de lui.</i>	118
<i>Figure 45 : Répartition du volume d'entraînement en fonction de l'intensité de travail</i>	120
<i>Figure 46 : Exploration des niveaux de gris du muscle (A) et son histogramme des valeurs de niveaux de gris associés(B) ; et de son enveloppe (C et D) pour la détection automatique de l'enveloppe musculaire</i>	122
<i>Figure 47 : Exemple de segmentation illustrant les muscles composant le muscle quadriceps (A) et Triceps sural (B)</i>	122
<i>Figure 48 : Représentation schématique de la longueur relative du muscle la représentation de l'évolution des ACSA des muscles du Quad et TS</i>	123
<i>Figure 49 : Exemple de tracé ACSA pour un sujet sur le RF et sa courbe de régression associée</i>	124

<i>Figure 50 : Courbe d'évolution de l'ACSA pour un muscle donné. La zone hachurée représente le volume musculaire</i>	125
<i>Figure 51 : Représentation schématique des différents paramètres de la secousse isométrique musculaire maximale</i>	126
<i>Figure 52 : Image IRM dans le plan sagittal du genou pour l'évaluation de la longueur et du bras de levier du tendon patellaire (PT_{lever arm})</i>	127
<i>Figure 53 : Image IRM dans le plan sagittal de la cheville pour l'évaluation de la longueur et du bras de levier du tendon d'Achille (AT_{lever arm})</i>	128
<i>Figure 54 : Image IRM du tendon patellaire ; A : dans le plan sagittal avec les lignes blanches correspondantes aux positions des CSA mesurées tous les 10% (Seynnes et al. 2009) ; B : coupe transversale avec en rouge la zone dans laquelle se trouve la CSA à mesurer.</i>	129
<i>Figure 55 : Image IRM du tendon d'Achille; A : dans le plan sagittal avec les lignes blanches correspondantes aux positions des CSA mesurées tous les 10%; B : coupe transversale avec en rouge la zone dans laquelle se trouve la CSA à mesurer</i>	130
<i>Figure 56 : Images échographiques dans le plan longitudinal illustrant l'élongation du tendon Patellaire entre le tibia et la pointe distale de la rotule au repos (A) et à 100% de CMV (B).</i>	131
<i>Figure 57 : Images échographiques dans le plan longitudinal du VL illustrant l'élongation de l'aponévrose du VL au repos (A) et à CMV (B).</i>	132
<i>Figure 58 : Images échographiques dans le plan longitudinal illustrant la capacité d'élongation du tendon d'Achille libre entre le calcanéum et l'insertion JMT du soléaire au repos (A) et à 100% de CMV (B).</i>	132
<i>Figure 59 : Images échographiques dans le plan longitudinal illustrant le déplacement de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM au repos et à CMV.</i>	133
<i>Figure 60 : Position du centre de pression dans les deux axes (X (antéro-postérieur) et Y (médio-latéral)) d'un sujet durant le test de stabilité, yeux ouverts (YO) et fermés (YF)</i>	136
<i>Figure 61 : Schéma explicatif du calcul de la surface de sustentation et la normalisation du centre de pression (CP)</i>	137
<i>Figure 62 : Exemple d'évolution de la force verticale développée en fonction du temps lors d'un exercice de lever de chaise</i>	138
<i>Figure 63 : Sujet réalisant l'exercice de lever de chaise. Les flèches illustrent les vecteurs pris en compte pour le calcul de l'angle minimum de flexion du tronc lors du lever de chaise</i>	139
<i>Figure 64 : Illustration de l'évolution de la position verticale du marqueur droit de la tête d'un sujet lors du test de lever de chaise sur 30 secondes</i>	139
<i>Figure 65 : Illustration de l'évolution de la force verticale lors d'un saut en contre-mouvement (CMJ). À droite, photo d'un sujet lors du saut.</i>	140
<i>Figure 66 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon patellaire (PT) tout au long de son excursion pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne et écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes (p<0.05).</i>	144
<i>Figure 67 : Aire de section transversale (CSA) moyenne du tendon patellaire (PT) pour les populations de jeunes et de séniors ; Moyenne et écart-type.</i>	144

Figure 68 : Evolution de l'aire de section transverse (CSA) du tendon d'Achille (AT) tout au long de son excursion pour les groupes de jeunes (●) et les séniors (■); Moyenne et écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes à $p<0.05$. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes à $p<0.01$.	145
Figure 69 : Aire de section transverse (CSA) moyenne du tendon d'Achille (AT) pour les populations de jeunes et de séniors ; Moyenne et écart-type. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes à $p<0.01$.	146
Figure 70 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon patellaire pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne \pm écart-type. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation.	148
Figure 71 : Courbe des propriétés mécaniques de l'aponévrose du vaste latéral (VL) pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne et écart-type. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation.	150
Figure 72 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon d'Achille pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne \pm écart-type. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation.	152
Figure 73 : Courbe des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle gastrocnémien médial (GM) pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne \pm écart-type. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation.	154
Figure 74 : Ajustement polynômiales du 2 nd et 3 ^{ème} degré pour le muscles du quadriceps (VL : vaste latéral ; VI : vaste intermédiaire ; VM : vaste médial ; RF : rectus femoris).	155
Figure 75 : Ajustement polynômiales du 2 nd , 3 ^{ème} et 4 ^{ème} degré pour le muscles du triceps sural (GL : gastrocnémien latéral ; GM : gastrocnémien médial ; Soléaire).	156
Figure 76 : Equation de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle vaste latéral tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.	157
Figure 77 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle vaste intermédiaire tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.	157
Figure 78 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle vaste médial tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.	158
Figure 79 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle rectus femoris tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.	158
Figure 80 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs relatives par intervalle de 5% sur le muscle rectus femoris pour les groupes de jeunes et de séniors ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p<0.05$).	159
Figure 81 : Volume des muscles du quadriceps entre les sujets jeunes et séniors ; VL : Vaste latéral; VI : Vaste intermédiaire ; VM : Vaste médial ; RF : Rectus femoris ; Quad : Quadriceps. Moyenne et écart-type. ** désigne les différences significatives ($p<0.01$).	160
Figure 82 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle gastrocnémien latéral tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.	160
Figure 83 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle gastrocnémien médial tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.	161

Figure 84 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs relatives par intervalle de 5% sur le muscle gastrocnémien médial pour les groupes de jeunes et de séniors ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$). _____	161
Figure 85 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle soléaire tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors. _____	162
Figure 86 : Volume des muscles du triceps sural entre les sujets jeunes et séniors ; GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; Sol : Soléaire ; TS : Triceps sural. Moyenne \pm écart-type. ** désigne les différences significatives ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$). _____	163
Figure 87: Analyse de la quantité de ponts-liants par technique d'autofluorescence de la peau entre les groupes de jeunes et de séniors. Mesures réalisées sur l'avant-bras et sur la jambe ; Moyenne \pm écart-type. *** désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.001$). _____	169
Figure 88 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du Tendon patellaire (PT) du groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$). _____	172
Figure 89 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon patellaire (PT) du groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$). _____	173
Figure 90 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon patellaire (PT) du groupe de jeunes s'étant entraîné à 55% de 1RM (J55) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) _____	174
Figure 91 : Aire de section transversale (CSA) moyenne du tendon patellaire (PT) pour les trois groupes de sujets (S55, S80, et J55) avant et après entraînement ; Moyenne \pm écart-type * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$). _____	174
Figure 92 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon d'Achille (AT) du groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$). _____	175
Figure 93 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon d'Achille (AT) du groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$). _____	176
Figure 94 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon d'Achille (AT) du groupe de jeunes s'étant entraîné à 55% de 1RM (J55) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$). _____	177
Figure 95 : Aire de section transversale (CSA) moyenne du tendon d'Achille pour les trois groupes de sujets (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne \pm écart-type ** désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.01$), *** ($p < 0.001$). _____	177

Figure 96 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon patellaire pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation Moyenne ± écart-type.	180
Figure 97 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon patellaire pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation Moyenne ± écart-type.	181
Figure 98 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon patellaire pour le groupe de jeunes (J55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation Moyenne ± écart-type.	182
Figure 99 : Courbe des propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation Moyenne ± écart-type.	184
Figure 100 : Courbe des propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation Moyenne ± écart-type.	185
Figure 101 : Courbe des propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL pour le groupe de jeunes (J55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation Moyenne ± écart-type.	186
Figure 102 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon d'Achille pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation Moyenne ± écart-type.	189
Figure 103 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon d'Achille pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation. Moyenne ± écart-type.	190
Figure 104 : Courbe des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation. Moyenne ± écart-type.	193
Figure 105 : Courbe des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation. Moyenne ± écart-type.	194
Figure 106 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du quadriceps pour le groupe S80; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).	197
Figure 107 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du quadriceps pour le groupe S55; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).	198
Figure 108 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du quadriceps pour le groupe J55; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).	199

<i>Figure 109 : Volume des muscles du quadriceps pour le groupe S80 avant et après entraînement ; VL : Vaste latéral; VI : Vaste intermédiaire ; VM : Vaste médial ; RF : Rectus femoris ; Quad : Quadriceps. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05) et ** (p<0.01). _</i>	200
<i>Figure 110 : Volume des muscles du quadriceps pour le groupe S55 avant et après entraînement ; VL : Vaste latéral; VI : Vaste intermédiaire ; VM : Vaste médial ; RF : Rectus femoris ; Quad : Quadriceps. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05) et ** (p<0.01). _</i>	201
<i>Figure 111 : Volume des muscles du quadriceps pour le groupe J55 avant et après entraînement ; VL : Vaste latéral; VI : Vaste intermédiaire ; VM : Vaste médial ; RF : Rectus femoris ; Quad : Quadriceps. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05). _____</i>	201
<i>Figure 112 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du triceps sural pour le groupe S80; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05). _____</i>	203
<i>Figure 113 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du triceps sural pour le groupe S55; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05) et ** (p<0.01). _____</i>	204
<i>Figure 114 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du triceps sural pour le groupe J55; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05) et ** (p<0.01). _____</i>	205
<i>Figure 115 : Volume des muscles du triceps sural pour le groupe S80 avant et après entraînement; GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; Sol : Soléaire ; TS : Triceps sural. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05). _____</i>	206
<i>Figure 116 : Volume des muscles du triceps sural pour le groupe S55 avant et après entraînement; GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; Sol : Soléaire ; TS : Triceps sural. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05). _____</i>	207
<i>Figure 117 : Volume des muscles du triceps sural pour le groupe J55 avant et après entraînement; GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; Sol : Soléaire ; TS : Triceps sural. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05). _____</i>	207
<i>Figure 118 : Autofluorescence de la peau avant et après entraînement (pré et post) pour les trois groupes de sujets (J55, S55, et S80) pour des mesures faites sur l'avant-bras et sur la jambe ; Moyenne ± écart-type. ___</i>	214

Listes des tableaux

Tableau 1 : Revue bibliographique des effets de l'âge sur les propriétés mécaniques du tendon	47
Tableau 2 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement sur les propriétés mécaniques du tendon chez le sujet jeune	54
Tableau 3 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement sur les propriétés mécaniques du tendon chez la personne âgée	59
Tableau 4 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement de force sur l'architecture du muscle	74
Tableau 5 : Contributions sensorielles et motrices au maintien de l'équilibre et altérations au cours du vieillissement (Inserm 2014).	76
Tableau 6 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement sur la stabilité posturale.....	80
Tableau 7 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement sur l'exercice de lever de chaise	81
Tableau 8 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement sur l'exercice de CMJ	82
Tableau 9 : Tableau récapitulatif des différents tests réalisés pour chaque sujet aux différentes sessions d'évaluation	106
Tableau 10: Exercices réalisés lors de l'analyse du mouvement et les paramètres d'étude associés	135
Tableau 11 : Analyses statistiques effectuées en fonction du paramètre considéré.....	141
Tableau 12 : Tableau récapitulatif de l'analyse des résultats. En vert, les résultats sont présentées dans le manuscrit ; en jaune, les données sont analysées mais non présentées ; en rouge : données non analysées.	142
Tableau 13 : Caractéristiques des sujets pour chaque groupe d'entraînement.	143
Tableau 14 : Propriétés mécaniques du tendon patellaire à niveau de force maximale ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).	147
Tableau 15 : Propriétés mécaniques du tendon patellaire à niveau de force commune correspondant à 2500N ; Moyenne \pm écart-type.....	147
Tableau 16 : Propriétés mécaniques de l'aponévrose du vaste latéral (VL) à niveau de force maximale ; Moyenne \pm écart-type. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.01$).	149
Tableau 17 : Propriétés mécaniques de l'aponévrose du vaste latéral (VL) à niveau de force commune correspondant à 2050N; Moyenne \pm écart-type. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$).	149
Tableau 18 : Propriétés mécaniques du tendon d'Achille à niveau de force maximale ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$) ; ** ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$).....	151
Tableau 19 : Propriétés mécaniques du tendon d'Achille à niveau de force commune correspondante à 1500N ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$).	151
Tableau 20 : Propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle gastrocnémien médial (GM) à niveau de force maximale ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$) ; ** ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$).	153
Tableau 21 : Propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle gastrocnémien médial (GM) à niveau de force commune correspondant à 1500N ; Moyenne \pm écart-type. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.01$).	153
Tableau 22 : Constantes des équations de régressions du groupe de séniors pour chaque muscle	163

<i>Tableau 23 : Constantes des équations de régressions du groupe de jeunes pour chaque muscle.....</i>	<i>163</i>
<i>Tableau 24 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de stabilité posturale. YO : Yeux ouverts ; YF : Yeux fermés ; AP : Antéro-postérieur ; ML : Médio-latéral. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes (p<0.05).....</i>	<i>164</i>
<i>Tableau 25 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de saut en contre mouvement (CMJ) pour les groupes de jeunes et séniors. Moyenne ± écart-type. *** désigne les différences significatives entre les 2 groupes (p<0.001).....</i>	<i>165</i>
<i>Tableau 26 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de lever de chaise pour les groupes de jeunes et séniors. Moyenne ±écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes (p<0.05) et *** (p<0.001).....</i>	<i>165</i>
<i>Tableau 27 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice du plus grand nombre de levers de chaise réalisés en 30 secondes pour les groupes de jeunes et séniors. Moyenne ± écart-type.....</i>	<i>166</i>
<i>Tableau 28 : Coefficients de corrélations de Pearson des propriétés mécaniques des tendons avec l'âge et avec les paramètres issus de l'analyse du mouvement. YO : Yeux ouverts ; YF : Yeux fermés ; AP : Antéro-postérieur ; ML : Médio-latéral ; CMJ : saut en contre-mouvement * désigne les valeurs de p<0.05 ; ** (p<0.01) et *** (p<0.001).....</i>	<i>168</i>
<i>Tableau 29 : Paramètres sanguins des groupes de séniors et de jeunes; HbA1c : Hémoglobine glyquée; HDL : lipoprotéine de haute densité; LDL : lipoprotéine de faible densité; CRP : protéine réactive C; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes (p<0.05) et ** (p<0.01).....</i>	<i>170</i>
<i>Tableau 30 : Propriétés mécaniques du tendon patellaire à niveau de force maximale pour chaque groupe (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05) et ** (p<0.01).....</i>	<i>179</i>
<i>Tableau 31 : Propriétés mécaniques du tendon patellaire (PT) à niveau de force commune correspondant à 2050N pour les séniors et 2500N pour les jeunes avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05).....</i>	<i>179</i>
<i>Tableau 32 : Propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL à niveau de force maximale pour chaque groupe (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05).....</i>	<i>183</i>
<i>Tableau 33 : Propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL à niveau de force commune correspondant à 2050N pour les séniors et 2500N pour les jeunes avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05).....</i>	<i>187</i>
<i>Tableau 34 : Propriétés mécaniques du tendon d'Achille (AT) à niveau de force maximale pour chaque groupe (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05) ; ** (p<0.01) et *** (p<0.001).....</i>	<i>188</i>
<i>Tableau 35 : Propriétés mécaniques du tendon d'Achille (AT) à niveau de force commune correspondant à 1500N pour les séniors S80 ; à 2000N pour S55 et à 2150N pour le groupe de jeunes avant (Pre) et après (Post) entraînement ; Moyenne et écart-type. * désigne les différences significatives (p<0.05) et ** (p<0.01).....</i>	<i>191</i>
<i>Tableau 36 : Propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM à niveau de force maximale pour chaque groupe (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05).....</i>	<i>192</i>

<i>Tableau 37 : Propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM à niveau de force commune correspondant à 1500N pour les séniors S80 ; à 2000N pour S55 et à 2150N pour le groupe de jeunes avant (Pre) et après (Post) entraînement ; Moyenne et écart-type. * désigne les différences significatives en pré et post entraînement (p<0.05) et ** (p<0.01).</i>	<i>195</i>
<i>Tableau 38 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de stabilité posturale avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, et S80). YO : Yeux ouverts ; YF : Yeux fermés ; AP : Antéro-postérieur ; ML : Médio-latéral. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05).</i>	<i>208</i>
<i>Tableau 39 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de saut en contre mouvement (CMJ) avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, et S80). Moyenne ± écart-type.</i>	<i>209</i>
<i>Tableau 40 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de lever de chaise avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, et S80). Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.05) et ** (p<0.01).....</i>	<i>210</i>
<i>Tableau 41 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice du plus grand nombre de lever de chaise réalisé sur une période de 30 secondes avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, S80). Moyenne ± écart-type. ** désigne les différences significatives entre pré et post entraînement (p<0.01).....</i>	<i>210</i>
<i>Tableau 42 : Coefficients de corrélations de Pearson des gains entre les propriétés mécaniques des tendons avec l'entraînement et les gains des paramètres issus de l'analyse du mouvement. YO : Yeux ouverts ; YF : Yeux fermés ; AP : Antéro-postérieur ; ML : Médio-latéral ; CMJ : saut en contre-mouvement * désigne les valeurs de p<0.05 ; ** (p<0.01) et ^T (p compris entre 0.05 et 0.2),</i>	<i>213</i>
<i>Tableau 43 : Paramètres sanguins avant et après entraînement entre les groupes d'entraînement ; HbA1c : Hémoglobine glyquée; HDL : lipoprotéine de haute densité; LDL : lipoprotéine de faible densité; CRP : protéine C réactive ; Moyenne et écart-type.</i>	<i>215</i>
<i>Tableau 44 : Synthèse de l'ensemble des résultats obtenus dans cette étude : Effets de l'âge et de l'entraînement ; = : aucune différence significative n'a été observée ; ↓ : Diminution significative ; ↑ : Augmentation significative.</i>	<i>216</i>

Introduction

Durant les vingt dernières années, le nombre d'habitants en France âgés de plus de 65 ans a augmenté de 19.2%, et cette classe d'âge représente actuellement 16.7% de la population totale (Eurostat 2012). Ces chiffres sont en augmentation. En France, les projections prédisent que la proportion de personnes âgées de plus de 65 ans représentera 22% de la population totale en 2025 (INSEE 2010). L'âge est associé à un déclin significatif des fonctions et performances neuromusculaires et peut aboutir à une perte de mobilité fonctionnelle et d'indépendance, induisant une dépendance aux services de soins à la personne de longue durée (Doherty 2003; Comas-Herrera et al. 2006). L'augmentation de la population âgée induit donc une charge croissante pour les services de soins. Même si l'espérance de vie a augmenté, le nombre d'années vécues en bonne santé n'a pas évolué à la même vitesse. Ainsi en 1991, le nombre d'années passés en dépendance était de six ans et demi alors qu'en 2001, cela atteint pratiquement les neuf ans (Hébert 2004).

Un des problèmes majeurs contribuant à la réduction de la mobilité chez la personne âgée est la hausse de l'occurrence des chutes (De Rekeneire et al. 2003). Approximativement, 28-35% des personnes âgées de 65 ans ou plus, tombent chaque année, conduisant à divers traumatismes, diminuant ainsi la qualité de vie et conduisant souvent à une diminution de l'espérance de vie (World Health Organization 2007). La majorité des chutes sont dues à une soudaine perte de l'équilibre et/ou à un déclin de la capacité à tenir debout intrinsèquement lié à l'âge (Blake 1988). La capacité à maintenir l'équilibre ou la stabilité posturale a été précédemment associée à la structure et aux propriétés mécaniques des tendons sur le membre inférieur. En effet, il a été rapporté qu'un tissu tendineux plus raide permet un meilleur maintien de l'équilibre postural (Onambele et al. 2006). Le tendon étant la structure permettant la transmission de force entre le muscle et le système squelettique, un tendon plus raide permet ainsi une transmission plus rapide de la force, permettant une mise en mouvement plus rapide et donc une possibilité de rattrapage plus importante en cas de déséquilibre.

De plus, il a été montré que l'application régulière d'une contrainte mécanique avait une influence sur les propriétés mécaniques du tendon. Des études ont ainsi rapporté qu'un entraînement à haute intensité (80% de CMV) augmentait la raideur du tendon sollicité chez les personnes âgées (Kubo et al. 2003b; Reeves et al. 2003a; Carroll et al. 2011). Cependant, à intensité de stimulation moyenne, Grosset et coll. (Grosset et al. 2014) n'ont pas rapporté de changements significatifs des propriétés mécaniques du tendon patellaire dans le groupe de personnes âgées s'étant entraîné durant 12 semaines à intensité

moyenne (40% de CMV) contrairement au groupe s'étant entraîné à haute intensité (80% de CMV).

Il est intéressant de noter que Malliaras et al. (Malliaras et al. 2013) n'ont pas rapporté de différences significatives en terme de propriétés mécaniques du tendon patellaire chez des jeunes entre l'application d'une période d'entraînement de 12 semaines à haute intensité (80% de 1RM en mode concentrique-excentrique) comparé à un entraînement de même durée à haute intensité (80% de 1RM en mode excentrique). En d'autres termes, l'application d'un entraînement à très haute intensité n'a pas conduit à une adaptation plus importante du tendon comparée à un entraînement à haute intensité. De même, McMahon et al. (McMahon et al. 2013) n'ont pas rapporté de différences significatives sur les gains en termes de propriétés mécaniques du tendon patellaire chez des jeunes entre un groupe s'étant entraîné à une intensité modérée (55% de 1RM) comparé à un groupe s'étant entraîné une haute intensité (80% de 1RM) durant huit semaines en mode concentrique-excentrique. Autrement dit, l'application d'un entraînement à intensité modérée semble suffisante pour obtenir une adaptation du tendon équivalente à un entraînement d'intensité élevée.

De plus, grâce à l'utilisation de la technique de microdialyse appliquée dans l'espace péri-tendineux du tendon d'Achille et patellaire (Langberg et al. 1999; Miller et al. 2005; Magnusson et al. 2010), il a été rapporté chez les sujets jeunes que l'augmentation de l'intensité de contraction musculaire (induisant la sollicitation du tendon) ainsi que l'augmentation de la durée de l'exercice conduit à une augmentation du taux de synthèse du collagène. Cependant ces auteurs ont montré qu'il existait un seuil à partir duquel toute augmentation supplémentaire de la contrainte appliquée au système tendineux n'induisait pas d'augmentation supplémentaire du taux de synthèse protéique. En effet, dans ces études, les différents exercices (36km de course à pied, 1h d'extension de jambes, ou 10 séries de 10 extensions de genou à 70% de la contraction maximale volontaire) induisent le même taux de synthèse de collagène. L'augmentation de la contrainte ne conduit donc pas automatiquement à une adaptation plus importante du tissu tendineux.

Le tendon est la structure faisant le lien entre le système musculaire et le système osseux. Le muscle est le générateur de force permettant la genèse du mouvement. La contrainte appliquée au système tendineux est donc proportionnelle à la force générée par le système musculaire en lien direct avec celui-ci. Il est donc essentiel de s'intéresser également aux adaptations musculaires avec l'âge et l'entraînement afin de mieux comprendre les adaptations de la structure tendineuse. Récemment, il a été montré que le taux de synthèse protéique musculaire (indicateur du processus anabolique musculaire) atteint un maximum à

partir de 60% de 1RM chez la personne âgée contrairement aux sujets plus jeunes qui voient ce taux croître jusqu'à 90% de 1RM (Kumar et al. 2009). Ainsi, d'après cette étude, nous pouvons émettre l'hypothèse qu'un entraînement à une intensité supérieure à 60% de 1RM n'entraînerait pas de gains supplémentaires au niveau du système musculaire chez la personne âgée. Bemben et al. (Bemben et al. 2000) ont rapporté qu'à la suite d'un entraînement du corps entier de 24 semaines chez la femme ménopausée avec des conditions d'entraînement différentes (40% versus 80% de 1RM mais avec un volume de travail équivalent entre les deux groupes), les gains de force musculaire ainsi que l'aire de section transversale musculaire étaient similaires entre les deux groupes.

Les données de la littérature disponibles semblent ainsi montrer l'existence d'un seuil à partir duquel une augmentation de l'intensité d'entraînement ou de la durée de stimulation n'induirait pas de gain supplémentaire en termes de taux de synthèse protéique et de propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses.

Le seuil d'intensité d'entraînement de 60% de 1RM, identifié chez les personnes âgées pour le taux de synthèse protéique musculaire (Kumar et al. 2009), est-il également applicable pour le tissu tendineux ?

Compte tenu de la démographie vieillissante et des obstacles qui existent en termes de participation à l'exercice pour cette population, il est primordial de déterminer le niveau d'intensité de l'exercice requis et le délai nécessaire pour induire des adaptations du système tendineux. L'objectif du présent projet de recherche est donc de répondre à de nombreuses questions essentielles actuellement sans réponse en :

1. Déterminant si un programme d'entraînement d'intensité modérée (entraînement en résistance à 55% d'1RM) affecte l'architecture tendineuse et ses propriétés mécaniques ainsi que les adaptations musculaires avec l'âge.
2. Comparant ses effets à un autre programme d'intensité élevée (entraînement en résistance à 80% d'1RM) en ayant le même volume de travail que le groupe s'entraînant à intensité modérée.
3. Évaluant l'évolution temporelle des adaptations tendineuses (architecture et propriétés mécaniques) au cours des deux conditions d'entraînement.
4. Comparant l'impact d'un même entraînement sur deux groupes musculaires différents (quadriceps vs triceps sural) et sur les adaptations des tendons d'Achille et patellaire associées aux adaptations de ces groupes musculaires respectifs.
5. Évaluant l'effet de changements de propriétés mécaniques du tendon avec l'âge et la condition d'entraînement sur la balance posturale et les capacités de mouvement.

Ainsi les données obtenues suite à cette étude permettront d'obtenir des informations plus précises que celles disponibles à ce jour dans la littérature sur les adaptations du tendon et du muscle avec l'âge et permettra d'émettre des recommandations pour optimiser l'activité physique chez la personne âgée.

Le premier chapitre de cette thèse est consacré à une revue bibliographique des différents domaines explorés dans cette étude. Cette revue est agrémentée d'éléments de physiologie et biomécanique nécessaires à l'étude des propriétés mécaniques du tendon proposées dans cette recherche. La présentation des protocoles d'entraînement et de mesures est détaillée dans le second chapitre avec les différents matériels associés. Enfin les troisième et quatrième chapitres sont consacrés à la présentation des résultats puis à leur discussion. Pour terminer, une conclusion sur la contribution de cette étude aborde les perspectives liées aux résultats.

1 Cadre théorique

1.1 Tendon : structure et mécanique

1.1.1 Composition et rôle

1.1.1.1 Fonction du tendon

Le tendon transmet la force, générée par le muscle qui lui est associé, au système squelettique et contribuant ainsi à la création du mouvement (Elliott et al. 1997; Magnusson et al. 2008) (Figure 1). Les tendons sont des éléments cruciaux dans les mouvements humains et sont particulièrement bien adaptés à leurs fonctions d'emmagasinement et de restitution de l'énergie lors de déplacements à travers les articulations. En effet, les tendons ne sont pas inextensibles et cette importante caractéristique élastique variant en fonction de la vitesse de déformation influence grandement l'interaction dynamique du complexe muscle-tendon.



Figure 1 : Illustration du tendon d'Achille, de ses insertions, et des muscles associés

De ce fait, ces propriétés viscoélastiques admettent une certaine compliance pour permettre le stockage / libération de l'énergie durant la locomotion (Alexander 1991; Fukunaga et al. 2001).

Le tendon, grâce à sa raideur, influence aussi la force de transmission et la relation force/vitesse du muscle (Reeves et al. 2003a), ses réponses réflexes spinales, et le contrôle de la position/mouvement de l'articulation (Rack et al.1983; Loram et al. 2005a; Loram et al. 2005b).

Ainsi, les propriétés mécaniques du tendon n'affectent pas seulement le déplacement durant la marche/course (Lichtwark et al. 2007) ou la stabilité (Onambele et al. 2007), mais peuvent

également influencer les performances athlétiques tels que le saut (Kubo et al. 1999), le sprint ou la course de longue distance (notion de « running economy ») (Arampatzis et al. 2007b; Fletcher et al. 2010; Albracht and Arampatzis 2013).

1.1.1.2 Structure du tendon

Le tendon possède une structure complexe, hiérarchisée et composée de plusieurs unités de molécules de collagène, fibrilles, faisceaux de fibres et fascicules orientés parallèlement dans l'axe du tendon (Figure 2 et Figure 3 – A et C). La molécule de collagène est constituée de trois chaînes polypeptide α (composées de séquences répétées Glycine- X-Y (ou X et Y sont souvent des éléments de proline ou d'hydroxyproline), deux α_1 et une α_2 , pour former une triple hélice.

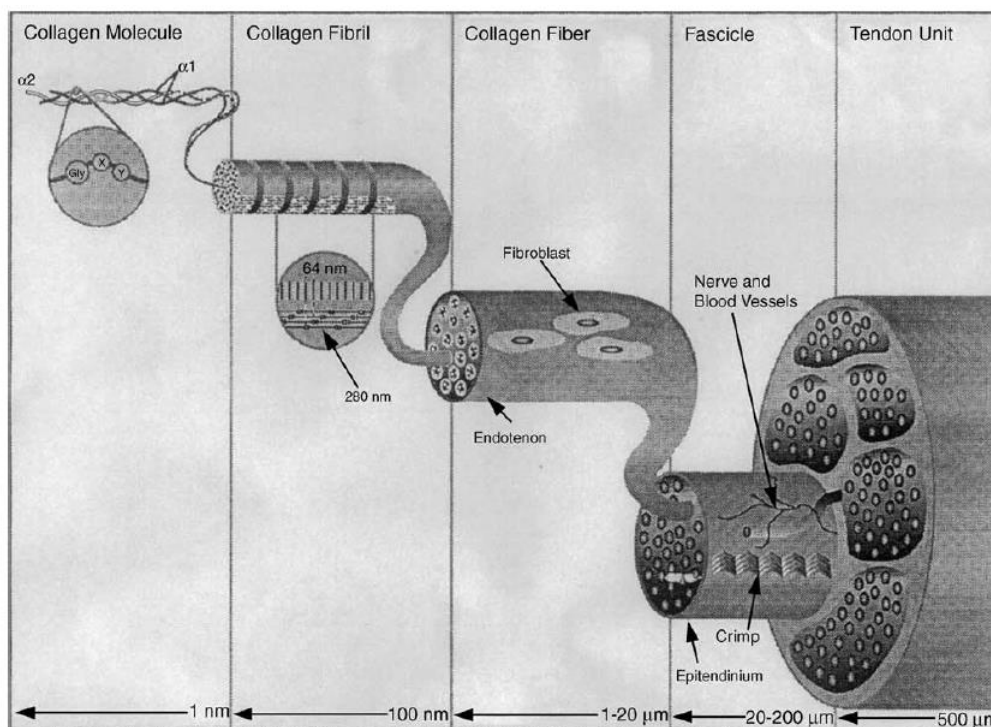


Figure 2 : La structure hiérarchisée du tendon (Silver et al. 2003)

Ces molécules de collagène d'environ 300 nm de longueur et de 1.5 nm de diamètre, semblables à des bâtonnets, sont alignées, décalées d'un quart de leur longueur (soit environ 67 nm) et s'agrègent à l'aide de ponts-liants covalents pour former des fibrilles (Figure 3– E). Cette matrice décalée produit un effet strié qui est visible en microscopie

électronique (Figure 3– F). La formation de ces ponts-liants est un processus important pour les tissus conjonctifs car ce mécanisme apporte force et stabilité aux fibrilles de collagène (Bailey et al. 1998). Le diamètre des fibrilles (Figure 3– D), varie de 10 à 500nm en fonction de l'espèce, de l'âge et du lieu de prélèvement. Pour exemple chez le rat, les jeunes animaux possèdent des fibrilles uniformément petites, alors que chez le rat mature, de petites et grandes fibrilles sont présentes avec des diamètres distribués de manière bimodale (Moore and De Beaux 1987).

Les fibrilles sont regroupées pour former des fibres entourées par une membrane, l'endotendon, une fine couche de tissu conjonctif qui contient vaisseaux sanguins et système nerveux (Kastelic et al. 1978).

Les fibres sont ensuite regroupées et maintenues ensemble pour former les faisceaux eux-mêmes regroupés pour former les fascicules. Ces fascicules sont entourés par une seconde membrane de tissu conjonctif, l'épitenon. Une troisième couche de tissu conjonctif, le paratendon, entoure encore cette structure. L'épitenon et le paratendon forment le péri-tendon, auquel on associe des propriétés tribologiques c'est à dire de réduction des frictions avec les tissus adjacents (Wang 2006). Cet ensemble formant la structure tendineuse.

Cette structure est très organisée avec ses fibres alignées dans le sens de son axe ce qui offre au tendon sa force élastique. Au repos, le corps du tendon apparaît comme strié et surtout ondulé ce qui explique la forme non linéaire du pied de la courbe force-élongation qui sera développée plus loin dans la partie consacrée aux propriétés mécaniques du tendon (Figure 3– A, B, D, et F).

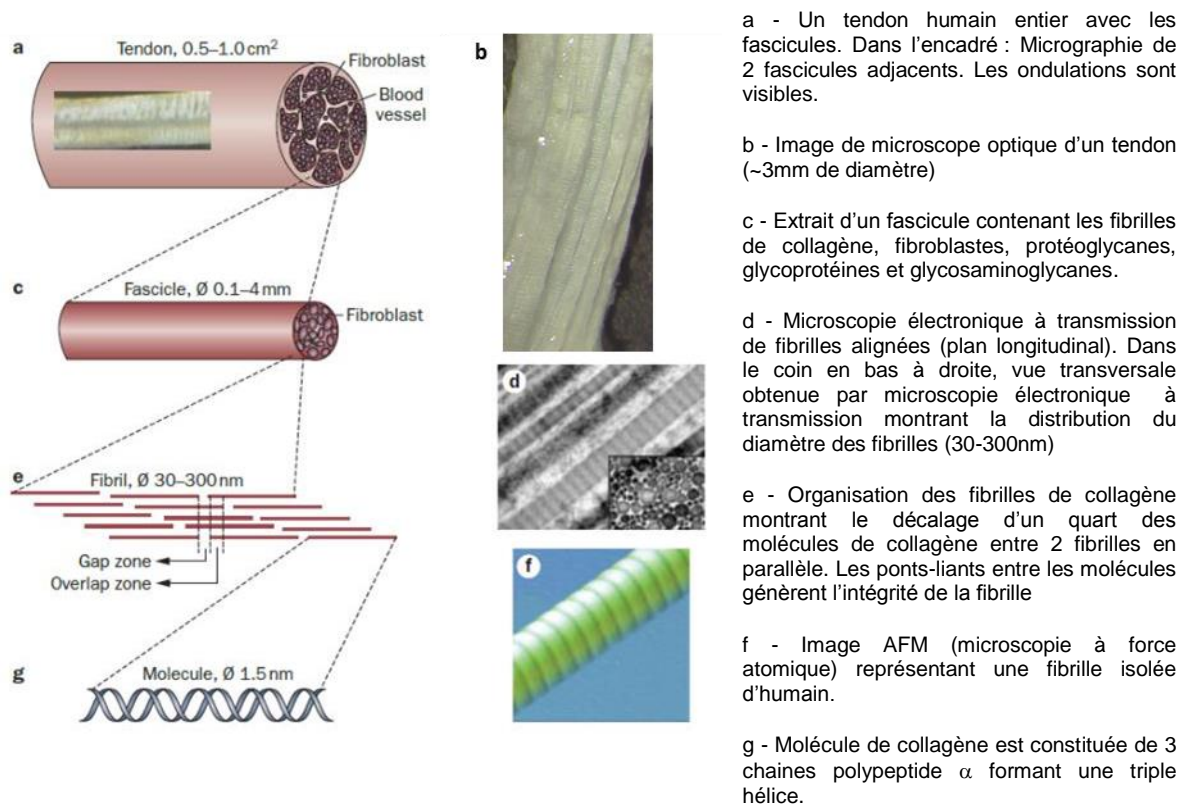


Figure 3 : Illustration de la structure du tendon d'Achille aux différents niveaux d'échelle (tendon entier => molécule) (extrait de (Magnusson et al. 2010; Derby and Akhtar 2015))

Le tendon a la particularité d'avoir deux extrémités différentes, l'une reliant le système osseux, l'autre étant reliée au système musculaire. Certains tendons font exception, comme le tendon patellaire pour lequel les deux insertions relient le tendon soit avec le système osseux (tibia), soit avec la Patella. La jonction tendon-os est appelée enthèse. Il existe deux types d'enthèses : fibreuse et fibrocartilagineuse. Les enthèses fibreuses sont caractéristiques des tendons s'attachant sur les diaphyses des structures osseuses alors que les insertions fibrocartilagineuses sont typiques des épiphyses ou apophyses (Benjamin et al. 2002). À l'autre extrémité du tendon, la jonction musculo-tendineuse (JMT) permet le transfert de la force générée par le système musculaire au tendon. À cette jonction musculo-tendineuse, les fibrilles de collagène sont insérées profondément dans les myofibroblastes ce qui permet une plus grande surface de contact entre la structure musculaire et la structure tendineuse, et permet ainsi une plus importante résistance à la traction. Lors de la contraction musculaire, la transmission de force à cette JMT se fait également de manière indirecte par l'intermédiaire des aponévroses (membranes fibreuses) permettant de répartir un peu plus les tensions transmises aux tendons. Cependant, et nous le verrons plus tard dans la partie consacrée aux propriétés mécaniques, la jonction musculo-tendineuse est la partie la plus fragile du complexe muscle-tendon (Garrett 1990).

1.1.1.3 Composition du tendon

Il est composé principalement d'eau (55-70% de la masse total) et de collagène (60-85% de sa masse sèche). Ce tissu conjonctif est caractérisé également par une faible quantité de cellules (principalement fibroblaste (Figure 3- A)) allongées dans la direction des fibrilles de collagène. Les fibres de collagène sont principalement de type I (~60% du total de collagène).

Le collagène de type III (entre 0 et 10% de la masse sèche), IV (~2%), V, et VI sont également présent dans ce tissu ainsi qu'une faible quantité d'élastine (~2% de la masse sèche).

Une partie importante du volume restant est largement remplie par un réseau complexe de macromolécules constituant la matrice extracellulaire (MEC) qui incorpore le reste des substances présentes (~4.5% de la masse sèche). Ce dernier volume est composé comme suit (Kjaer 2004) :

- protéoglycanes (PG) : Aggrécane et versicane pour les plus grosses, et décorine, fibromoduline, biglycane, luminicane, tenascine-C, pour les plus petites (riche en leucine)
- glycoprotéines (GP) : fibronectine, laminine
- glycosaminoglycanes (GAG)

La matrice extracellulaire (MEC) joue un rôle important dans la transmission de force et fournit un support structurel et contribue à l'assemblage du collagène pour les tendons et muscles (Kjaer 2004).

Les PG et GP, ainsi que les protéines permettant la formation de liaisons covalentes (ponts-liants) entre les molécules de collagène ont un rôle dans les propriétés mécaniques des tissus conjonctifs et donc une fonction dans l'élasticité, la raideur et la force des tendons (Bailey et al. 1998; Wang 2006; Coupe et al. 2009; Halper and Kjaer 2014). Il existe deux grands groupes de ponts-liants : enzymatiques et non enzymatiques.

Les ponts-liants enzymatiques sont formés à partir de l'activité de l'enzyme lysyl-oxidase (LOX), qui va modifier le groupe amine à l'extrémité de la molécule de collagène (Bailey et al. 1998). Les ponts-liants non – enzymatiques sont quant à eux formés par la réaction de Maillard. Cette réaction consiste en une glycation des acides aminés conduisant à la formation des produits avancés de glycation (AGEs en anglais pour Advanced Glycation End-Products) (Avery and Bailey 2005). Contrairement aux ponts-liants enzymatiques, la

formation de ponts-liants non – enzymatiques (AGEs) est un processus imprévisible pouvant apparaître à divers endroits le long de la molécule de collagène et ainsi former une vaste série de différents ponts-liants comme illustré dans la Figure 4. Un biomarqueur fiable des AGEs permettant d'estimer l'âge biologique mais également le remodelage du réseau de collagène dans un tissu sain (Bank et al. 1999), est la pentosidine. L'intérêt majeur de la pentosidine est qu'elle possède des propriétés naturelles de fluorescence ce qui permet son utilisation pour la quantification des AGEs.

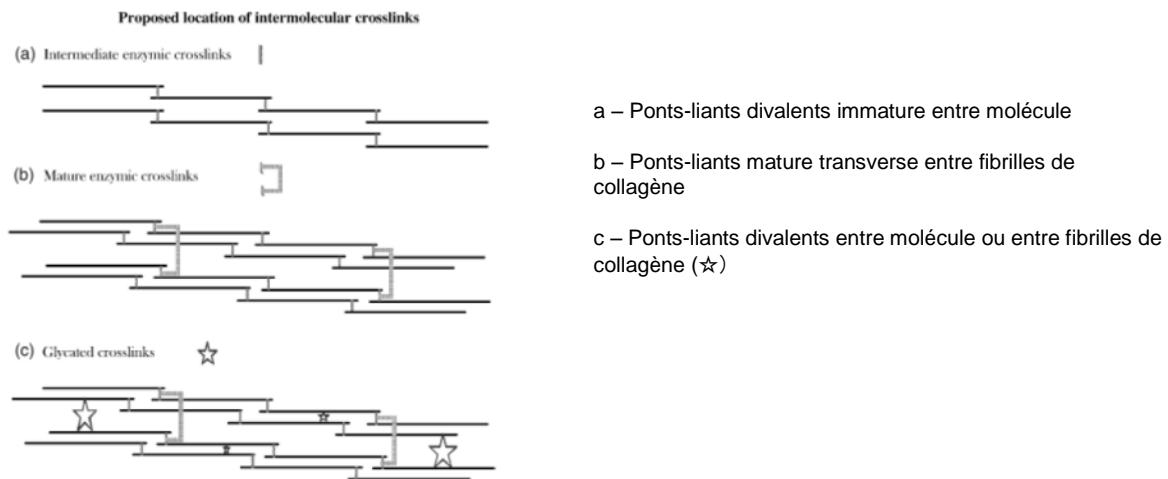


Figure 4 : Proposition des sites de ponts-liants (Avery and Bailey 2005)

1.1.1.4 Propriétés mécaniques du tendon

D'un point de vue microscopique, la fibrille de collagène est considérée comme l'unité fondamentale de la transmission de force du tendon (Parry et al. 1978). Durant un essai typique de traction de fibrille de collagène à faible force (Figure 5), nous pouvons remarquer un comportement non-linéaire de la relation contrainte-déformation. Au repos, au pied de courbe (appelée « toe »), les fibrilles sont ondulées, non-alignées comme évoqué précédemment. Avec l'application progressive d'une contrainte, les fibrilles s'alignent et le décalage des molécules d'un quart de leur longueur (Figure 3-E), disparaît. Ce qui donne une forme de courbe de la relation contrainte-déformation particulière (appelée « heel »). En continuant d'être sollicitées par des forces plus importantes, les fibrilles de collagène maintenant alignées commencent à glisser les unes derrière les autres puis s'allongent pour créer une plage linéaire dans la relation contrainte-déformation. La pente de cette région linéaire est considérée comme le module de Young (YM).

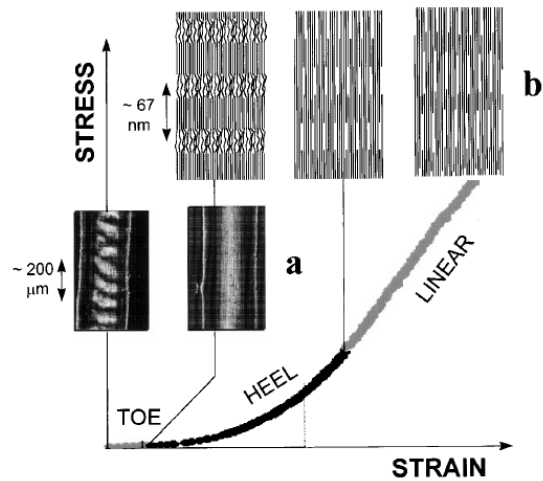


Figure 5 : Courbe contrainte déformation des fibrilles de collagène d'un tendon de queue de rat (Fratzl et al. 1998)

À l'échelle du tendon entier, ce module de Young peut aller de 0.5 à 2.5 GPa en fonction du tendon considéré et de la méthode de mesure utilisée (*in vivo* (avec l'utilisation d'imagerie IRM ou échographique) ou *in vitro* chez l'homme (Ker et al. 1988; Kongsgaard et al. 2011)). Ce module d'élasticité maximale est dépendant de l'aire de section transversale (CSA) du tendon. De plus cette relation contrainte-déformation varie en fonction du tendon considéré, du modèle étudié (animal ou Homme), mais aussi entre différents tendons d'un même individu et de son niveau d'activité physique (Bennett et al. 1986; Pollock and Shadwick 1994; Wiesinger et al. 2016). Si les forces exercées continuent de croître, ce segment linéaire est ensuite suivi de microscopiques ruptures des fibrilles, qui engendrent une déviation de la linéarité vers une contrainte plus faible. Cela est considéré comme le point de la limite élastique. Au-delà de 8-10% de déformation, des ruptures macroscopiques apparaissent avec l'augmentation de l'étirement jusqu'à entraîner la rupture totale du tendon (Figure 6).

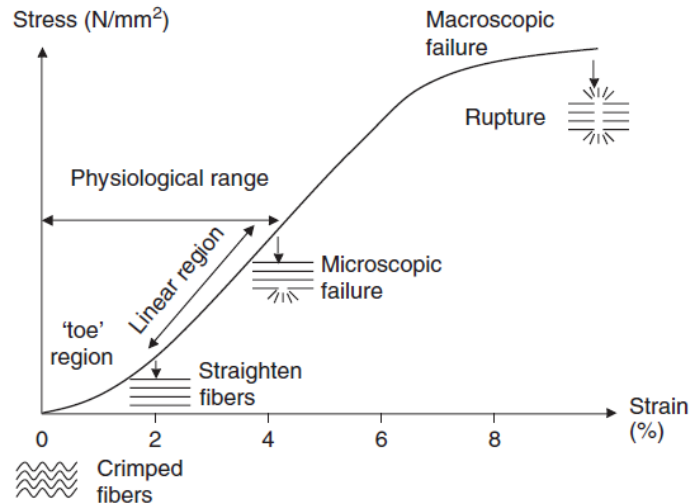


Figure 6 : Relation Contrainte-Déformation du tendon (Wang 2006)

In vivo, les tendons sont soumis à des forces mécaniques dynamiques et possèdent un comportement viscoélastique et non linéaire (comme d'autres tissus souples incluant les ligaments et la peau). Lorsqu'un tendon est étiré, le résultat de sa force générée et de son élongation, autrement dit la relation contrainte-déformation, est non linéaire au pied de courbe. Ce comportement viscoélastique provient du collagène, de l'eau et des interactions entre les protéines comme les protéoglycanes (Jozsa L. & Kannus P. 1997).

Les paramètres permettant d'évaluer les propriétés mécaniques du tendon sont déterminés à partir des relations force-élongation et contrainte-déformation afin de notamment déterminer des paramètres de raideur et module de Young respectivement. Cependant, il a été clairement démontré qu'à cause de cette viscoélasticité, l'évaluation des propriétés mécaniques est dépendante de la vitesse de contraction (Pearson et al. 2007). En effet, sur une même population de jeunes hommes, deux types de vitesse de contraction ont été utilisées afin de quantifier les propriétés mécaniques du tendon patellaire (contraction en rampe de l'état de repos jusqu'à CMV : rapide (3 secondes) et lente (10 secondes)). La capacité d'élongation maximale du tendon était pratiquement doublée lors de la contraction en rampe à vitesse lente comparé à la contraction rapide. Cependant, la raideur ainsi que la capacité de développement de force du tendon étaient significativement plus importantes lorsque évalués lors d'une vitesse de contraction rapide comparé à une vitesse de contraction lente (Figure 7).

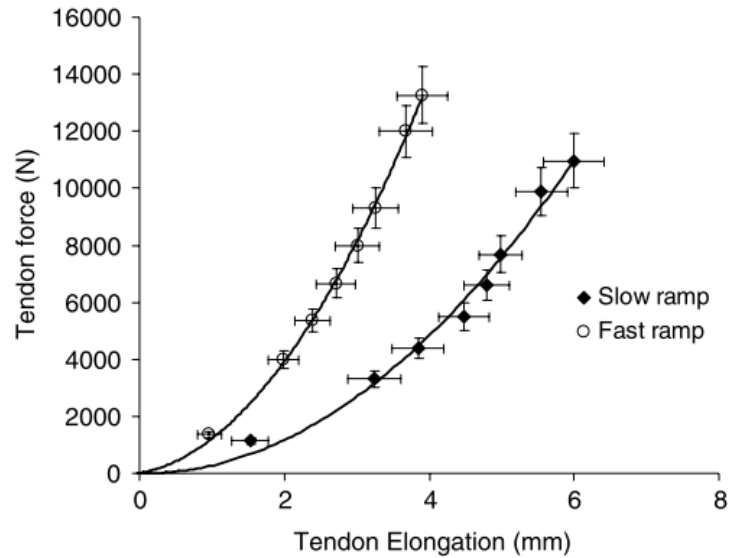


Figure 7 : Courbe force- déformation du tendon patellaire suivant deux protocoles de contraction (Slow ramp: vitesse lente : 10 secondes pour atteindre la contraction maximale volontaire (CMV) et Fast ramp : 3 secondes) (Pearson et al. 2007)

Il est donc important d'évaluer les propriétés mécaniques dans des conditions expérimentales similaires afin de s'affranchir de ces biais expérimentaux et ainsi pouvoir comparer les effets d'un entraînement ou toute autre intervention. De plus, le moment de la journée est également un facteur important à prendre en compte pour l'évaluation de la performance (Figure 8) (Pearson and Onaimbele 2006). En effet, ces auteurs ont évalué, à deux moments de la journée (matin et soir), avec le même protocole de mesures, une même population de jeunes hommes, et les résultats ont montré un effet significative sur la force musculaire développée (-10% le matin par rapport au soir) ainsi que sur la raideur tendineuse (-34% le matin par rapport au soir) (Pearson and Onaimbele 2006). Afin d'également s'affranchir de ce biais induit par le rythme circadien, il est nécessaire d'évaluer les performances des sujets au même moment de la journée avant et après une période d'intervention.

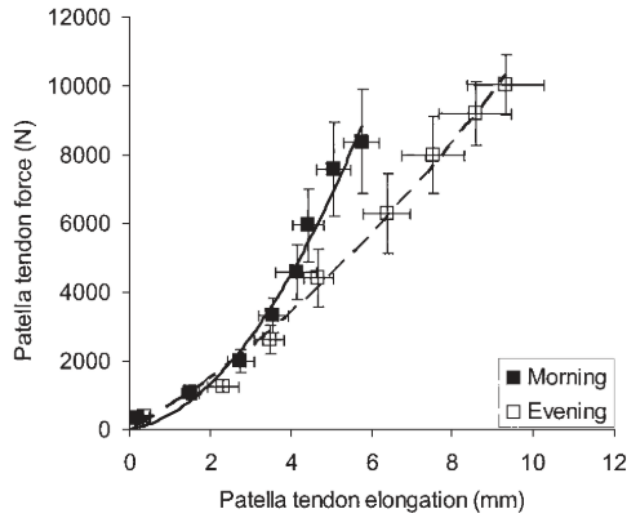


Figure 8 : Effets du moment de la journée sur les relations force - élongation du tendon patellaire (Morning : 8 h; Evening : 18h) (Pearson and Onaimbele 2006)

1.1.2 Effets de l'âge

Il est bien établi qu'avec l'âge, le déclin général du niveau d'activité (principalement induit par une cessation d'activité professionnelle due au départ à la retraite) induit une diminution de la masse musculaire et donc de la force musculaire associée (Candow and Chilibeck 2005; Abe et al. 2011) (Figure 9). Le niveau d'activité physique ainsi que la masse musculaire diminuant avec l'âge, cela rend difficile la délimitation des effets distincts de ces paramètres. La revue bibliographique présentée ci-après tentera donc d'identifier les effets du vieillissement sur la structure/composition du tendon ainsi que sur ses propriétés mécaniques.

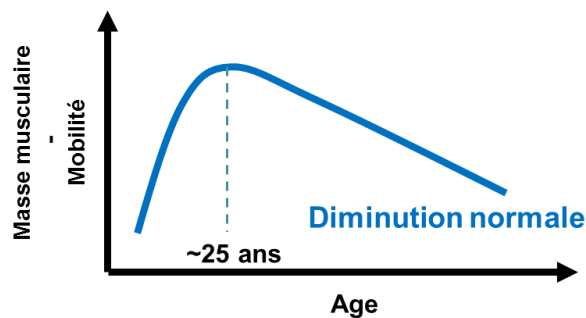


Figure 9 : Diminution des performances avec l'âge (Batsis and Buscemi 2011)

1.1.2.1 Effet de l'âge sur les changements cellulaires, la composition, et la structure du tendon

1.1.2.1.1 Les changements cellulaires

Avec l'âge le tendon subit des altérations qui conduisent notamment à des modifications cellulaires. En effet, chez l'animal il a été montré que le nombre de cellules (fibroblastes), tout comme le contenu en ADN de ces cellules, diminue durant la phase de maturation de l'animal et cette diminution semble se poursuivre au cours de la période de vieillissement (Nakagawa et al. 1994). Les mécanismes de ces pertes cellulaires restent cependant toujours inconnus en l'état actuel des connaissances. Plusieurs hypothèses sont toutefois avancées. Il est envisagé que cette diminution de la densité cellulaire du tissu tendineux avec l'âge puisse-être soit contrôlée par l'apoptose, soit causée par les dommages mécaniques induits par l'application de contraintes répétées tout au long de la vie. À l'heure actuelle, aucune des deux hypothèses n'est privilégiée. Cependant, bien que le nombre de cellules diminue avec l'âge, il a été montré que les cellules restantes s'allongent avec l'âge et la diminution de leur densité est liée au fait que les noyaux cellulaires prennent une part plus importante dans la taille de la cellule, indiquant une diminution du contenu cytoplasmique (Ippolito et al. 1980). L'allongement des cellules avec l'âge permettrait ainsi de compenser au moins en partie la diminution de leur nombre en assurant l'interconnexion entre les cellules. De plus, l'étendue du réticulum endoplasmique (impliqué dans la synthèse et l'excrétion de la matrice des protéines) se réduit également avec l'âge, indiquant une réduction significative de la capacité de synthèse protéique (Ippolito et al. 1980; Nakagawa et al. 1994). Dans les fibroblastes embryonnaires actifs, on observe des extrusions de membranes intracellulaires, appelées « fibripositors », contenant des fibrilles de collagène (Canty et al. 2004). Ces « fibripositors » n'ont pas été observées dans le tendon mature et âgé (Humphries et al. 2008). Il a été rapporté que des fibroblastes prélevés sur un tendon humain mature et cultivés dans un milieu de culture 3D de structures tendineuses reprennent un phénotype embryonnaire, notamment un réticulum endoplasmique élargi et des fibropositors (Bayer et al. 2010). Ces résultats indiquent que les changements de phénotype des cellules avec la maturation ne sont pas permanents et que ce phénotype peut être réactivé. Il a également été montré que les expressions d'ARN messager et la prolifération cellulaire est identique lorsque les cellules venant d'un sujet jeune sont cultivées dans un sérum provenant de donneurs jeunes ou âgés (Bayer et al. 2012). Cela suggère donc que les facteurs intrinsèques et circulatoires ne sont pas à l'origine des changements observés durant les périodes de maturation et vieillissement. Il est possible que des modifications de l'environnement structurel et mécanique, formé par la matrice extracellulaire

(MEC), soient la cause de l'altération des cellules. Enfin, il a récemment été rapporté qu'un faible nombre de cellules souches était présent dans le tendon (Bi et al. 2007). Chez l'homme, comme chez l'animal, le nombre de cellules souches dérivées du tendon diminue avec le vieillissement et la capacité de prolifération des cellules est également réduite.

1.1.2.1.2 La composition

Chez l'homme, les études montrent des résultats contradictoires concernant l'évolution de la quantité de collagène dans le tendon avec l'âge. Certaines études ont rapporté soit une réduction de la quantité de collagène (Couppe et al. 2009), soit aucune modification avec l'âge chez l'Homme (Couppé et al. 2014). Chez l'animal, une diminution de la quantité de collagène avec l'âge a également été rapportée (Vogel 1980; Haut et al. 1992). Nous l'avons vu précédemment, la fibrille de collagène est considérée comme l'unité fondamentale de la transmission de force et composée principalement de collagène de type I. Or, les mesures typiques de la quantité de collagène ne permettent pas de différencier le collagène libre de la forme fibrillaire incorporée, et seulement cette dernière est un composant pour la transmission de force.

De plus la mesure de la quantité de collagène est relative à la masse sèche du tendon que ce soit chez l'homme ou l'animal. Cette quantité de collagène est estimée en quantifiant l'hydroxyproline (l'acide aminé spécifique du collagène) en assumant que 13.7% d'hydroxyproline est présent dans le poids mesuré (Creemers et al. 1997). Il est donc possible que ça ne soit pas le collagène lui-même qui soit réduit, mais aussi qu'un autre composant, tel que les dépôts lipidiques, soit augmenté. En effet, Adams et al. (Adams et al. 1974) ont montré que les dépôts lipidiques dans les tendons sont principalement composés de cholestérol ainsi qu'une plus faible quantité de phospholipides. Des quantités importantes de triglycérides dans le tendon semblent indiquer la présence de tissus adipeux dans le tendon. Ces auteurs ont ainsi rapporté une augmentation avec l'âge des dépôts lipidiques dans les tendons.

Dans le tendon, la quantité de ponts-liants enzymatiques augmente largement au cours du développement de la naissance à la phase adulte (Bailey and Shimokomaki 1971) en remplaçant leur liaison divalente en trivalente. Après cette phase de développement, l'évolution de la quantité des ponts-liants enzymatiques n'est pas clairement établie chez l'homme avec l'âge. Couppé et al. (Couppe et al. 2009) ont rapporté une augmentation de la quantité de ces ponts-liants enzymatiques avec l'âge, alors qu'une autre étude n'a pas

montré d'évolution (Couppé et al. 2014). À l'inverse, les ponts-liants non enzymatiques semblent jouer un rôle plus important dans le vieillissement des tissus tendineux. Comme cité précédemment, le phénomène de glycation n'est pas contrôlable et augmente le taux de ponts-liants non enzymatique (AGEs) tout au long de la vie (Bank et al. 1999; Couppe et al. 2009; Hansen et al. 2013; Couppé et al. 2014).

Il a été rapporté que l'accumulation de ponts-liants non enzymatique (AGEs), déterminée par autofluorescence de la peau, est plus importante chez les séniors de 45% comparé à un groupe de jeunes (Figure 10) (Couppé et al. 2014). Cependant, de façon intéressante, cette quantité de ponts-liants non enzymatique est plus faible de 11 % chez des personnes d'une même catégorie d'âge entraînées. Cela peut indiquer que cette réduction avec le niveau d'activité physique pourrait-être un indicateur de « rajeunissement » des tissus.

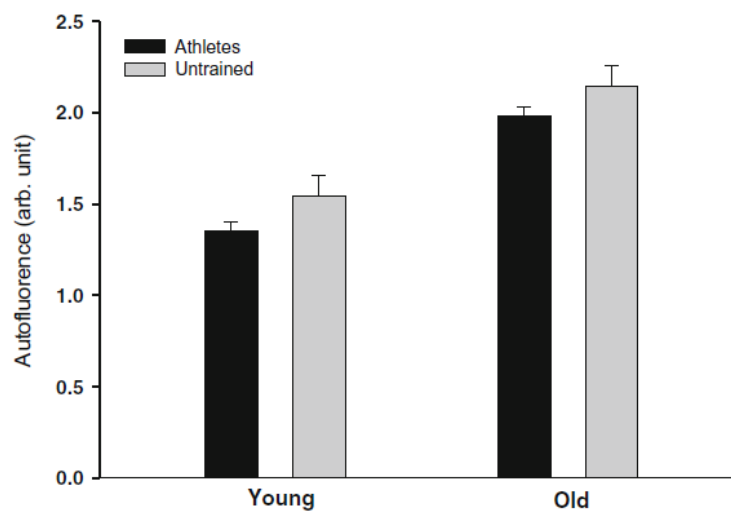


Figure 10 : Evolution de la quantité de ponts-liants non enzymatique (AGEs), déterminée par autofluorescence de la peau, en fonction de l'âge chez des sujets sédentaire et des athlètes (Couppé et al. 2014).

La glycation augmente la distance entre les molécules de collagène dans les fibrilles du tendon et modifie donc sa structure. Malgré tout, cette expansion de structure et son lien avec l'âge reste à démontrer (Svensson et al. 2016). Les ponts-liants non enzymatiques semblent contribuer aussi à une diminution de la quantité d'eau dans le tendon avec l'âge et provoquerait ainsi une déshydratation du collagène (Miles et al. 2005). Par extrapolation, il a été montré que le signal IRM (Imagerie par résonance magnétique) était altéré sur des sujets âgés (Carroll et al. 2008; Couppé et al. 2014), indiquant un changement dans le milieu interne du tendon avec l'âge. Néanmoins, les causes sous-jacentes à cette modification de contraste du tissu tendineux par imagerie IRM avec l'âge restent méconnues.

Concernant le développement du tissu tendineux, l'activité métabolique du tendon semble très importante durant les années post-natales suivie d'une douce diminution durant la maturité (Ippolito et al. 1980; Moore and De Beaux 1987; Svensson et al. 2016). Cette activité métabolique a été très bien montrée dans une étude consacrée à l'évaluation de la concentration en carbone-14 (^{14}C) dans le tissu tendineux (Heinemeier et al. 2013b). La quantité de ^{14}C dans l'atmosphère a en effet fortement évolué suite aux nombreux essais nucléaires réalisés dans les années 1950-60. Ces auteurs ont donc quantifié le niveau de ^{14}C dans le tendon d'Achille de personnes décédées en 2000 et se sont intéressés à retrouver à quelle année de vie du sujet correspondait cette concentration tendineuse au regard de la concentration atmosphérique. Ces auteurs ont ainsi pu montrer que la concentration tendineuse en ^{14}C dans le cœur du tendon correspondait au niveau de ^{14}C atmosphérique présent à l'âge de 17ans des sujets. Cette étude montre donc l'importante activité métabolique du tissu tendineux jusqu'à la majorité des sujets suivi d'une activité métabolique très faible durant le reste de la vie. Cette capacité de régénération extrêmement lente après la maturité humaine est aussi soutenue par la quantification de l'accumulation de pentosidine (ponts-liants non enzymatiques) du tendon du biceps à long terme chez l'homme (Bank et al. 1999). En effet dans cette étude, il est montré que le niveau de pentosidine augmente linéairement durant les premières décennies de vie puis très faiblement jusqu'à 90 ans.

1.1.2.1.3 La structure

Le diamètre moyen des fibrilles (rapport du nombre de fibrilles / diamètre de la fibre) semble inchangé avec l'âge. Il peut être légèrement réduit si la distribution des tailles des fibrilles change (Parry et al. 1978; Couppe et al. 2014). Néanmoins la quantité de fibrilles de collagène (en fonction du volume) n'est pas significativement modifiée que ce soit chez l'homme (Couppe et al. 2014) ou l'animal (Parry et al. 1978).

Concernant la structure macroscopique, la taille du tendon (aire de section transversale (CSA) ou volume) joue un rôle important dans les tensions appliquées sur le tendon lors de contraction et pouvant limiter le risque de blessure. Succinctement, la contrainte moyenne imposée au tendon est déterminée en divisant la force du tendon appliquée durant une charge par sa CSA. Une augmentation de la CSA entraîne donc une réduction de la contrainte appliquée dans la mesure où les forces sont réparties plus uniformément dans tout le tendon, limitant plausiblement le risque de blessures tendineuses ou pathologies telles que les tendinopathies. Chez l'homme, les études montrent des résultats

contradictoires concernant l'évolution de la CSA des tendons avec l'âge. En effet, certains auteurs montrent une augmentation de la CSA des tendons avec l'âge (Magnusson et al. 2003a; Stenroth et al. 2012; Couppé et al. 2014), d'autres ne rapportent aucune modification (Carroll et al. 2008; Coupe et al. 2009; Couppé et al. 2014), et enfin une étude met même en évidence une diminution (Onambele et al. 2006). Cette hétérogénéité des résultats obtenus s'explique notamment par la difficulté à tenir compte de l'historique ainsi que du niveau d'activité physique des participants aux études. Néanmoins, il a été montré que des hommes jeunes et seniors ayant des niveaux d'activité physique semblables possédaient des aires de sections transverses du tendon patellaire équivalentes (Coupe et al. 2009; Couppé et al. 2014). Ce qui, contrairement au muscle, semble indiquer qu'il n'y aurait au moins pas de perte de volume du tissu tendineux avec l'âge si le niveau d'activité physique est conservé.

En résumé, la composition de tendon est légèrement modifiée avec l'âge. En effet, il semble que l'âge entraîne une diminution de la quantité de collagène et du diamètre des fibrilles, alors qu'une légère augmentation de la CSA des tendons et de la quantité de ponts-liants enzymatique a été mise en évidence. La Figure 11 illustre l'évolution schématique de différents paramètres tendineux et montre qu'hormis l'augmentation continue tout au long de la vie de ponts-liants non enzymatiques, l'évolution de l'ensemble des autres paramètres illustrés milite bien en faveur d'une activité métabolique très faible du tissu tendineux après le stade de maturité.

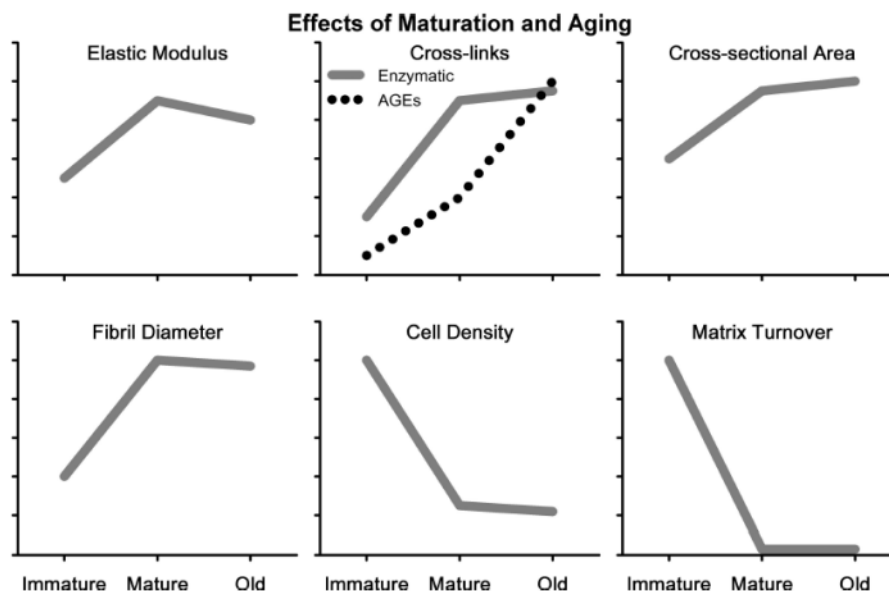


Figure 11 : Représentation schématique de l'évolution de paramètres du tissu tendineux au cours du développement et du vieillissement (Svensson et al. 2016)

1.1.2.2 Effet de l'âge sur les propriétés mécaniques du tendon

Il est difficile de distinguer l'influence de l'âge sur les fonctions la structure tendineuse. En effet, la diminution avec l'âge du niveau d'activité physique et du volume musculaire (principale source de sollicitation des tendons), rend difficile la délimitation des effets distincts de ces paramètres sur le tissu tendineux. Il a toutefois été montré que la stabilité posturale et la mobilité chez la personne âgée étaient diminuées, et que la diminution de ces paramètres était corrélée avec la diminution des propriétés mécaniques du tendon (Onambele et al. 2006). Cette diminution de stabilité et de mobilité avec l'âge peut être associée à des modifications intrinsèques du tendon (détaillées ci-dessus) affectant ainsi des paramètres tels que le taux de développement de force, le délai électromécanique, et la restitution élastique de l'énergie (Morse et al. 2005b; Bojsen-Møller et al. 2005; Magnusson et al. 2008; Quinlan et al. 2018).

Concernant la force du tendon *in vivo*, il semble bien établi qu'elle diminue avec l'âge (Magnusson et al. 2003a; Onambele et al. 2006; Kubo et al. 2007a; Coupe et al. 2009; Stenroth et al. 2012). L'influence de l'âge sur les paramètres de raideur, déformation, et du module de Young semble en revanche moins consensuelle. En effet, certaines études rapportent une non modification de ces paramètres mécaniques (Carroll et al. 2008; Coupe et al. 2009), alors que d'autres montrent une diminution de ces paramètres avec l'âge (Onambele et al. 2006; Stenroth et al. 2012; Couppe et al. 2014; Quinlan et al. 2018) (Figure 11 - Tableau 1).

Les propriétés mécaniques sont déterminées *in vivo* grâce à l'utilisation d'une méthode d'investigation basée sur une technique d'imagerie échographique développée dans les années 2000 par Kubo et al. (Kubo et al. 1999). Cette technique couple l'analyse des capacités d'élongation du tendon avec la capacité de développement de force du sujet et ceux jusqu'en condition maximale. Cette analyse permet ainsi d'obtenir les relations force-élongation, et après normalisation des paramètres de force et d'élongation avec les données anthropométriques du tendon, la relation contrainte-déformation. De la capacité du sujet à développer son couple maximal volontaire (CMV) dépend donc la capacité d'étirement du tendon, et donc la relation contrainte-déformation. Avec l'âge, la force musculaire diminue ce qui induit par conséquent une réduction de la déformation du tendon (Kubo et al. 2007b; Kubo et al. 2007a). Il est donc important, afin de comparer les propriétés mécaniques entre les différents groupes d'âges, d'évaluer la déformation tendineuse à un niveau de force équivalent. En effet, il a été montré récemment qu'un groupe de séniors sédentaires avait un plus faible modules de Young (-33%) qu'un groupe de jeunes non-entraînés lorsque ce

module était calculé aux conditions maximales. Cependant, lorsque les modules de Young étaient comparés à un niveau de force commun pour les deux groupes (jeunes et séniors), les valeurs modules de Young étaient similaires avec l'âge (Couppé et al. 2014).

Reference	Outcome (% change)														
	Age	Activity level	Tendon	Moment	Sign	Force	Sign	CSA	Sign	Strain	Sign	YM	Sign	Stiffness	Sign
Kubo et al. 2007a	26,4 ±3,7	Reg	AT	-45,2	Yes					-24	Yes				
	70,4 ±4,8	Reg	AT												
Kubo et al. 2007a	26,4 ±3,7	Reg	PT	-48,3	Yes					-16,2	Yes				
	70,4 ±4,8	Reg	PT												
Stenroth et al. 2012	24,1 ±2,4	Reg	AT			-78,5	Yes	+16	Yes	-23,4	Yes	-32	Yes	-17	Yes
	74,6 ±3,4	Reg	AT												
Couppe et al. 2009	27±2	Reg	PT	-40,2	Yes	-43,6	Yes	-2	No	-13,1	No	-29,4	No	-41,3	No
	67 ±3	Reg	PT												
Onambele et al. 2006	68 ±1	nr	AT	-52,0	Yes	-45,1	Yes	-18,6	Yes	+29	Yes	-27,7	Yes	-39	Yes
	25 ±1	nr	AT												
Morse et al. 2005a	73,7±3,6	Reg	AT	-36,1	Yes					+65,2	Yes				
	24,7±4,7	Reg	AT												
Magnusson et al. 2003a	79±2	dail.	AT	-46,3	Yes	-47,3	Yes	+19,1	Yes						
	29±1	dail.	AT												
Kubo et al. 2007b	69,7±4,5	Reg	AT	-49,0	Yes					-39,2	Yes				
	24,5±2,1	Reg	AT												
Karamanidis and Arampatzis 2006	64±3	Run	AT	-14,7	Yes	-13,1	Yes			-3,2	No			-1,1	No
	27±4	Run	AT												
Karamanidis and Arampatzis 2006	64±2	Untr.	AT	-26,5	Yes	-26	Yes			0	No			-33	No
	29±4	Untr.	AT												
Karamanidis and Arampatzis 2006	64±3	Run	PT	-21	Yes	-19,7	Yes			+8,3	No			-28,1	Yes
	27±4	Run	PT												
Couppé et al. 2014	64±4	Run	PT			-24	Yes	+30	Yes	-17	No	-35	Yes	-31	No
	26±4	Run	PT												
Couppé et al. 2014	66±4	Untr.	PT			+4,5	No	+13	No	-5	No	-33	Yes	-2,4	No
	24±3	Untr.	PT												
Carroll et al. 2008	27±1	Reg	PT			-26	Yes	-7,8	No	-14	Yes	0	No	-5,5	No
	65±1	Reg	PT												
Quinlan et al. 2018	68±1	Reg	PT	-38	Yes			-3,3	No			-35	Yes	-45	Yes
	24±1	Reg	PT												
Karamanidis and Arampatzis 2006	64±2	Untr.	PT	-18,8	Yes	-19,3	Yes			+3,1	No			-31,1	Yes
	29±4	Untr.	PT												

Tableau 1 : Revue bibliographique des effets de l'âge sur les propriétés mécaniques du tendon

Reg : régulier ; Run : Coureur; Dail. : Activité journalière; Untr. : non-entraîné

1.1.3 Effets de l'entraînement

Malgré un nombre important d'études durant ces 20 dernières années, la connaissance des effets de l'entraînement sur l'adaptation des tendons chez l'Homme reste limitée. En effet, de nombreuses questions restent encore sans réponse comme l'atteste la revue bibliographique présentée ci-dessous.

1.1.3.1 Effet de l'entraînement sur les fonctions cellulaires, la composition et la structure du tendon

1.1.3.1.1 Les fonctions cellulaires

Un stimulus mécanique peut générer des réponses adaptatives des cellules du tendon et peut engendrer des changements sur la matrice extracellulaire (Heinemeier and Kjaer 2011). Ce mécanisme, appelé mécano-transduction (Figure 12), est bien défini *in vitro*. Il a été montré que les fibroblastes répondent à l'application d'une contrainte mécanique en augmentant leur production et sécrétion de facteurs de croissance qui induisent donc l'expression et la synthèse du collagène. Les facteurs de croissance impliqués dans ce signal en cascade sont les TGF- β 1 (Transforming growth factor beta 1), CTGF (facteurs de croissance du tissu conjonctif) et IGF-I (facteurs de croissance insuline I) (Kjaer 2004).

Plusieurs méthodes ont été utilisées pour estimer la synthèse collagénique du tendon *in vivo* en réponse à un stimulus mécanique. L'utilisation de technique de microdialyse du tissu péri-tendineux (Langberg et al. 1999; Langberg et al. 2001) a été employée pour la mesure de la concentration des marqueurs de synthèse/dégradation protéique suite à un entraînement de course à pied de 36 km ou d'un entraînement militaire (course et combat). Les auteurs ont rapporté une augmentation de la concentration des marqueurs de la synthèse de collagène de type I dans la partie périphérique du tendon, indiquant une synthèse collagénique élevée suite à un stimulus mécanique. Une mesure plus directe de la synthèse collagénique consiste en la mesure de l'incorporation d'acides aminés (proline) dans le tendon mesurée par spectrométrie de masse. Après avoir enrichi les participants avec de la proline et prélevé une biopsie de tendon, la mesure de l'incorporation de proline dans le tissu permet d'obtenir une indication du taux de synthèse du collagène dans le tendon. Après un très court et intense entraînement (1h d'un exercice d'extension de jambe correspondant à 67% de 1RM), Miller et al (Miller et al. 2005) ont montré, une augmentation de la synthèse du collagène dans le tendon patellaire. Toutefois les résultats de cette étude n'ont pu être confirmés par d'autres études.

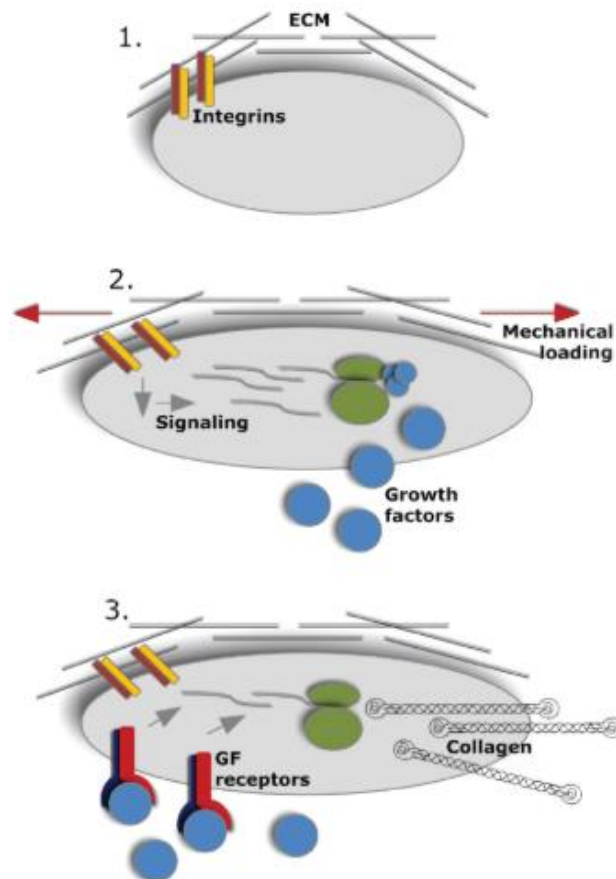


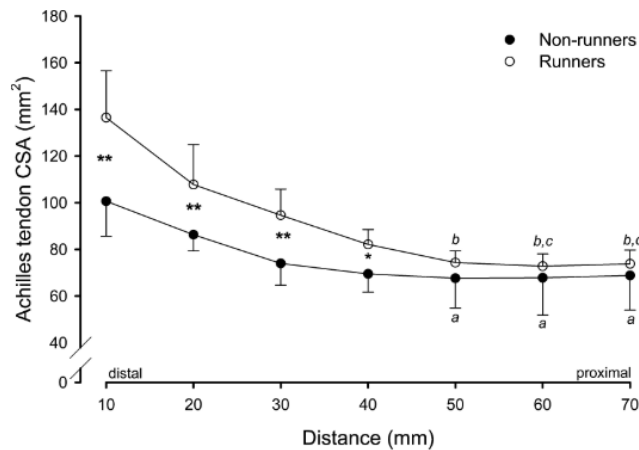
Figure 12 : Mécanisme d'adaptation possible de la fibroblaste suite à une sollicitation mécanique provoquant la synthèse du collagène (Heinemeier and Kjaer 2011)

1 – Fibroblastes connectées à la matrice extracellulaire via des cellules transmembranaires (intégrines) ; 2 – Transcription et synthèse de facteurs de croissance induit par la sollicitation mécanique via une déformation membranaire induisant un changement d'état intracellulaire ; 3- L'action autocrine/paracrine des facteurs de croissance engendre une augmentation de la transcription de collagène et sa synthèse.

1.1.3.1.2 La composition et la structure

Il a été montré que la morphologie des fibrilles (densité (nombre de fibrille par μm^2) et diamètre) n'était pas influencée par une activité physique pratiquée tout au long de la vie chez des coureurs réguliers comparé à des sujets du même âge sédentaires (Couppé et al. 2014). Cette morphologie ne semble pas non plus montrer de différences entre des coureurs âgés ayant pratiqué une activité physique de haut niveau durant de nombreuses années (course de longue distance) et des sujets du même âge n'ayant eue qu'une faible activité physique durant leur jeunesse (Lenskjold et al. 2015). Ces quelques données suggèrent que la morphologie des fibrilles de collagène (diamètre et densité) ne semble pas être affectée par l'exercice au cours de la vie chez l'Homme.

Concernant l'influence de l'exercice sur la structure du tendon, il a été montré que la pratique d'une activité d'endurance est associée à une l'aire de section transverse (CSA) significativement plus importante du tendon d'Achille comparé à des sujets sédentaires (Magnusson and Kjaer 2003). Les plus importantes différences étant localisées au niveau de l'insertion distale (insertion du tendon d'Achille sur le calcanéum) (Figure 13).



La première mesure à 10 mm (distale) est réalisée 10 mm au-dessus de l'insertion du tendon d'Achille sur le calcanéum. Puis une mesure toutes les 10 mm jusqu'à l'insertion du tendon sur le soléaire.

Les coureurs montrent une CSA plus importante sur les 4 premières mesures à la base du tendon que les non-coureurs (** P<0.01 ; *P<0.05).

Figure 13 : Effet de la pratique d'une activité d'endurance sur l'évolution de l'aire de section transverse (CSA) du tendon d'Achille (Magnusson and Kjaer 2003)

Il a également été montré qu'un entraînement en résistance induit aussi une hypertrophie significative du tendon (AT et PT) suite à des périodes d'entraînement de 12 à 15 semaines (Kongsgaard et al. 2007; Arampatzis et al. 2007a; Seynnes et al. 2009; Bohm et al. 2014). Néanmoins, des durées d'entraînement en résistance plus courtes (7-9 semaines) ne semblent pas suffisantes pour induire des adaptations hypertrophiques significatives (Kubo et al. 2002; McMahon et al. 2013). Cet effet de l'entraînement en résistance sur les structures tendineuses a également été mis en évidence chez des joueurs de badminton et chez des escrimeurs (Couppé et al. 2008). Il a ainsi été montré que chez ces athlètes sollicitant préférentiellement une des deux jambes pour réaliser le geste de fente avant, la CSA du tendon patellaire est significativement plus importante de 20% pour la jambe dominante comparé à la jambe non dominante. En poursuivant sur la spécificité de l'activité physique sur les adaptations tendineuse, il a été rapporté que les sports comportant de nombreux impacts au sol, comme le saut à ski ou la course à pied, montrent une taille de CSA de tendon plus importante que des sujets sédentaires ou qu'un sport moins sollicitant pour le membre inférieur comme le water-polo (Wiesinger et al. 2016).

Ces données indiquent donc que le tendon s'adapte au travers d'un processus hypertrophique suite à l'application d'une charge de travail (endurance ou résistance)

comme mis en évidence par l'augmentation des CSA du tendon rapportées dans les études mentionnées ci-dessus. Cette hypertrophie tendineuse permet ainsi de réduire les contraintes appliquées sur le tendon et va donc permettre de diminuer les risques de blessures liées à une surcharge de travail. Svensson et al. (Svensson et al. 2016) ont émis l'hypothèse que cette hypertrophie tendineuse observée avec l'exercice pouvait-être liée soit à une augmentation du contenu tendineux en collagène, soit à une augmentation de sa teneur en eau.

L'investigation de l'effet de l'exercice physique sur les marqueurs de la synthèse collagénique du tendon est réalisable grâce à l'utilisation de la technique de microdialyse du tissu péri-tendineux (Langberg et al. 1999; Langberg et al. 2001). Suite à un entraînement de course à pied de 36 km ou d'un entraînement militaire (course et combat), ces auteurs ont rapporté une augmentation de la concentration des marqueurs de la synthèse de collagène de type I dans la partie périphérique du tendon, voire même en dehors (plasma).

Une étude de Miller et al (Miller et al. 2005) a montré, grâce à l'analyse de biopsies tendineuses, une augmentation de la synthèse du collagène (en traçant l'incorporation d'acides aminés (proline)) dans le tendon patellaire après une séance isolée d'entraînement en résistance (1h d'exercice d'extension de jambe à 67% de 1RM). Toutefois les résultats de cette étude n'ont pu être confirmés par d'autres bien qu'utilisant un protocole similaire (30 extensions de genou à 70% de 1RM ; 1h d'exercice d'extension de jambe à 67% de 1RM) (Sullivan et al. 2009; Dideriksen et al. 2013; Heinemeier et al. 2013a).

Malgré l'étude de Miller et al. (Miller et al. 2005) qui n'a pu être confirmée deux fois par le même protocole, ces résultats permettent toutefois d'émettre l'hypothèse que l'hypertrophie du tendon ne serait pas simplement due à une augmentation de la quantité d'eau dans le tendon mais bien à une augmentation de collagène suite à l'exercice plutôt orienté vers les parties périphériques du tendon (Langberg et al. 1999; Langberg et al. 2001). Comme décrit précédemment dans les effets de l'âge, le tendon possède une faible capacité de régénération chez l'adulte, et ce surtout dans le cœur du tendon. Ces deux hypothèses (l'augmentation de la quantité de collagène à la périphérie du tendon et la faible capacité de régénération du tissu tendineux) sont compatibles et soutenues par une étude réalisée chez la souris. Dans cette étude, il a été rapporté une augmentation de la CSA du tendon plantaire suite à une surcharge (engendrée par une ténectomie du tendon d'Achille) là où la taille de la matrice centrale (cœur) du tendon est restée inchangée alors que la partie périphérique (néo-tendon) voit sa surface significativement augmentée 14 jours après l'intervention (Gumucio et al. 2014) (Figure 14).

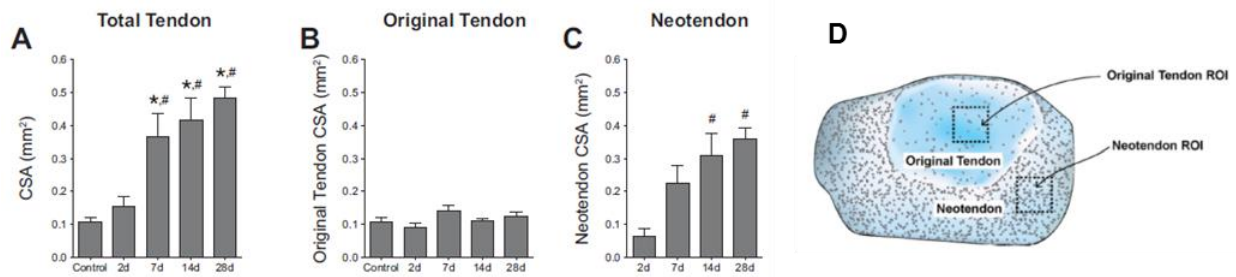


Figure 14 : Histogramme des aires de section transverses du tendon d'Achille total ainsi que des différentes parties le constituant suite à une surcharge chez la souris (Gumucio et al. 2014)

A – CSA du tendon total ; B – Tendon original (cœur) ; C – Néo-tendon (tendon crée à sa périphérie et sa schématisation en D)

L'Homme, suite à l'application d'un protocole d'entraînement (endurance ou résistance), suit le même processus que celui observé chez l'animal. C'est-à-dire que l'application répétée d'une contrainte conduit le tendon à former de nouvelles couches de collagène sur sa partie extérieure, similaire à un arbre voyant sa croissance matérialisée par l'ajout de nouveaux anneaux de croissance.

Enfin concernant les ponts-liants, une augmentation de la quantité des ponts-liants enzymatiques avec l'exercice a été observée chez certains auteurs (Kongsgaard et al. 2009; Carroll et al. 2011), alors que d'autres n'ont pas rapporté de changements (Couppe et al. 2014). Par contre, il apparait plus clairement que l'entraînement diminue la quantité des ponts-liants non enzymatiques (AGEs) dans le tendon. En effet, une étude de Couppe et al. (Couppe et al. 2014) a rapporté une densité de pentosidine dans le tendon patellaire quatre fois supérieure chez des séniors comparée à un groupe de jeunes ayant le même niveau d'activité physique (athlètes). Il est également très intéressant de constater que ces auteurs ont montré que cette densité de pentosidine était plus faible de 21% chez les séniors entraînés comparé à un groupe de séniors sédentaires. Une autre étude (Kongsgaard et al. 2009) a montré que la concentration de pentosidine diminuait d'environ 20% suite à un entraînement en résistance de 12 semaines sur le tendon patellaire chez des sujets jeunes. Ces données permettent donc de suggérer que l'entraînement peut être un moyen de contrer les effets du vieillissement en induisant un « rajeunissement » de ce tissu.

1.1.3.2 Effet de l'entraînement sur les propriétés mécaniques du tendon

Une quantité importante d'études s'est intéressée à évaluer les effets de l'entraînement sur les propriétés mécaniques du tendon *in vivo* chez l'homme grâce à l'utilisation de techniques d'imagerie échographiques couplée à la capacité de développement de force du sujet (précédemment cité) (revue bibliographique sur le domaine (Wiesinger et al. 2015; Bohm et al. 2015) + revue en Tableau 2 sur la population jeune et Tableau 3 sur la population âgée).

Pour des activités d'endurance sollicitant les tendons d'Achille et patellaire, il a été montré que les athlètes possédaient des tendons soit plus raides (Kubo et al. 2000), soit plus compliant (Kubo et al. 2010), soit présentaient une raideur similaire à des sujets sédentaires (Rosager et al. 2002a; Wiesinger et al. 2016). Chez des sujets sédentaires il a en revanche été rapporté qu'une activité de course à pied régulière durant 9 mois n'avait pas d'effets sur les propriétés mécaniques ou la taille d'Achille (Hansen et al. 2003).

À l'inverse des quelques études sur les activités d'endurance, de nombreuses études ont été réalisées afin d'évaluer l'effet d'un entraînement de force ou de résistance à différentes intensités (généralement au-delà de 60% de CMV). Même si les résultats rapportés présentent une variabilité importante (Tableau 2) (Wiesinger et al. 2015; Bohm et al. 2015), la majorité des études se sont focalisées sur des durées d'entraînement comprises entre 12-14 semaines, et rapportent une modification des propriétés mécaniques avec (Arampatzis et al. 2007a; Seynnes et al. 2009; Bohm et al. 2014) ou sans (Reeves et al. 2003a; Arampatzis et al. 2010; Malliaras et al. 2013; McMahon et al. 2013) la présence d'une hypertrophie tendineuse (moyenne d'environ +3 à 4%).

Reference	Age	Activity level	Tendon	Type of training	Intensity (%MVC or 1RM)	Weeks	Times/week	Volume	Outcome (% change)												
									Moment	Sign	Force	Sign	CSA	Sign	Strain	Sign	YM	Sign	Stiffness	Sign	
Aagaard et al. 2001	27±5,3	Reg	PT	Co-Ecc	100%	14	2,7		+16	Yes											
Arampatzis et al. 2010	23,9±2,2	Reg	AT	Iso (Rep)	55%	14	4	3080	+8,8	Yes	+11,7	Yes	+1,3	No			-4,8	No	-5,2	No	
Arampatzis et al. 2010.	23,9±2,3	Reg	AT	Iso (Rep)	90%	14	4	3024	+7	Yes	+11,87	Yes	+0,5	No			+16,9	Yes	+17,1	Yes	
Arampatzis et al. 2007a	29,5±5	Reg	AT	Iso (Rep)	55%	14	4	3234	+20,3	Yes	+28,4	Yes	+4,3	No			-1,6	No	-7,9	No	
Arampatzis et al. 2007a	29,5±6	Reg	AT	Iso (Rep)	90%	14	4	3024	+31,6	Yes	+43,57	Yes	+9,6	Yes			+22,9	Yes	+36	Yes	
Bohm et al. 2014	26,7 ±4,2	Reg	AT	Plyo	90%	14	4	3628,8					+2,5	No			+23	No	+28,4	Tendency	
Bohm et al. 2014	26,7 ±4,2	Reg	AT	Iso (Rep)	90%	14	4	3024					+3,7	Yes			+36,3	Yes	+37,3	Yes	
Bohm et al. 2014	29,5±3	Reg	AT	Iso (sta)	90%	14	4	3024					+5,3	Yes			+17,7	Yes	+25	Yes	
Bohm et al. 2014	29,5±3	Reg	AT	Iso (Rep)	90%	14	4	3024					+3,9	Yes			+45,2	Yes	+54	Yes	
Burgess et al. 2007	23±6	nr	AT	Plyo	nr	6	2 to 3				+73	no							+29,4	yes	
Burgess et al. 2007	23±6	nr	AT	Iso	nr	6	2 to 3				+66	no							+61,6	yes	
Carroll et al. 2011	67 ±2	Reg	PT	Co-Ecc	74%	12	3	799			+18	Yes	+0	No	0	No	+18,4	Yes	+14	Tend.	
Duclay et al. 2009	23±3	Reg	AT	Ecc	100%	7	2,6	1965,6	+13,3	Yes									+16	yes	
Farup et al. 2014	23±3	Reg	PT	Ecc	110%	12	2,75	3630					+9,7	Yes							
Farup et al. 2014	23±3	Reg	PT	Co	100%	12	2,75	3630					+6,5	Yes							
Fletcher et al. 2010	22 ±3,1	Tr.	AT	Iso (sta)	80%	8	3	1536	+21,6	Yes									+18,6	No	
Fouré et al. 2013	21,2 ±2,7	Reg	AT	Ecc	nr	14	2,43	6800					-1,5	No					+16,3	no	
Fouré et al. 2010	18,8 ±0,9	Tr.	AT	Plyo	nr	14	2,43	6800	+6	Yes			+3	No					+26	Yes	
Fouré et al. 2009	18,8 ±0,9	Tr.	AT	Plyo	nr	8	2	3200	+9,6	Yes									+4,1	No	
Hansen et al. 2003	28 ±1	Untr.	AT	Run		36	2,22		+7	Yes			-0,3	No					+5,2	No	
Kongsgaard et al. 2007	24,6 ±1,0	Untr.	PT	Co-Ecc	70%	12	3	2016	+14,6	Yes	+0,5	No	+6,3	Yes	-7,9	no	+12,2	no	+14,6	Yes	
Kongsgaard et al. 2007	24,6 ±1,0	Untr.	PT	Co-Ecc	16%	12	3	2015	+6,1	No	0	No	+1,1	No	+3,1	No	-0,42	No	-9,17	No	
Kubo et al. 2009	22,3 ±1,1	Reg	PT	Iso (sta)	70%	12	4	5040	+49,7	Yes			+3,9	No					+71	yes	
Kubo et al. 2009	22,3 ±1,1	Reg	PT	Co-Ecc	80%	12	4	7680	+29,5	Yes			+1,3	No					+25,4	No	
Kubo et al. 2006a	25 ±2	nr	PT	Co-Ecc	80%	12	4	6144	+16,4	Yes			-0,6	No					+8,5	No	
Kubo et al. 2001	20 ±1	Reg	PT	Iso (sta)	70%	12	4	5040	+12,3	Yes			-0,2	No					+0,3	No	
Kubo et al. 2006b	24 ±1	nr	PT	Iso (sta) (50°)	70%	12	4	3024	+18,3	Yes			+1,5	No					+9,6	No	
Kubo et al. 2006b	24 ±1	nr	PT	Iso (sta) (100°)	70%	12	4	3024	+17,9	Yes			+1,5	No					+50,8	Yes	
Kubo et al. 2003	49,7 ±9,2	Reg	PT	Co-Ecc	Body Weight	24	6		+8,9	Yes					+5,9	Yes			+15,7	No	
Kubo et al. 2001a	22,6 ±2,8	Reg	PT	Iso	70%	12	4	5040	+53,6	Yes			+1,4	No					+17,5	No	
Kubo et al. 2001a; Kubo et al. 2001b	22,6 ±2,8	Reg	PT	Iso	70%	12	4	2688	+41,5	Yes			+1,4	No					+57,3	Yes	
Kubo et al. 2007c	22 ±2	Untr.	AT	Plyo	40%	12	4		+13,2	Yes			+3,3	No					+19,3	No	
Kubo et al. 2007c	22 ±2	Untr.	AT	Co-Ecc	80%	12	4	7680	+18,6	Yes			-1,1	No					+29,7	Yes	
Kubo et al. 2002	21 ±2	Reg	AT	Co-Ecc	70%	8	4		+19,6	Yes	+18,4	No	+3,4	No					+18,8	yes	
Kubo et al. 2002	21 ±2	Reg	AT	Co-Ecc (+ stretching)	70%	8	4(7)		+18	Yes	+13,1	No	-3,3	No					+15,3	yes	
Malliaras et al. 2013	29 ±5	Reg	PT	Co	80%	12	3	4032	+15,6	No	+17,7	No	+5	No	-24,9	Yes	+52	No	+49,9	No	
Malliaras et al. 2013	28 ±5	Reg	PT	Ecc	80%	12	3	6912	+14,2	No	+16,2	No	+3,6	No	-5,1	No	+38,6	No	+39,2	No	
Malliaras et al. 2013	28 ±3,8	Reg	PT	Ecc (Ec)	80%	12	3	4032	+22,1	No	+30,9	yes	+5,7	No	-12,7	Yes	+77,3	Yes	+80,9	Yes	
Mcmahon et al. 2013	19 ±2,2	Reg	PT	Co-Ecc (40-90°)	80%	8	3	4915					+4,2	No			+36	Yes	+35	yes	
Mcmahon et al. 2013	19 ±2,6	Reg	PT	Co-Ecc (0 to 50°)	55%	8	3	3379					+6,4	No			+33	Yes	+43	yes	
Mcmahon et al. 2013	21 ±3,4	Reg	PT	Co-Ecc (0 to 90°)	80%	8	3	4915					+6,5	No			+48	Yes	+50	yes	
Morrissey et al. 2011	21,6 ±2,2	Reg	AT	Ecc	nr	6	nr										-16,4	Yes	-17,7	Yes	
Morrissey et al. 2011	21,1 ±2,0	Reg	AT	Co	nr	6	nr										-12,6	No	-6,8	Yes	
Narici et al. 1996	29 ±3,6	Reg	PT	Co-Ecc	80%	24	5	15667	+29	Yes											
Reeves et al. 2003	74,3 ±3,5	Reg	PT	Co-Ecc	70%	14	3	2940			+6,2	No	+0,01	No	-41	Yes	+69	Yes	+65	Yes	
Reeves et al. 2003b	73,6 ±3,4	Untr.	PT	Co-Ecc	75%	14	3	3150			+19,5	yes							+64,0	yes	
Seynnes et al. 2009	20 ±2	Reg	PT	Co-Ecc	80%	9	3	864	+31,2	Yes			+3,8	Yes	-19,1	Yes	+18,4	Yes	+22,7	Yes	
Wu et al. 2010b	22,1±1,6	Reg	AT	Plyo	nr (low to medium,high??)	8	2												+42,1	yes	

Tableau 2 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement sur les propriétés mécaniques du tendon chez le sujet jeune

Reg : régulier ; Tr. : Entraîné; Dail. : Activité journalière; Untr. : non-entraîné ; Plyo : Plyométrique ; Ecc : excentrique ; Co : Concentrique ; Iso : Isométrique ; Rep : répétition

Comme évoqué dans la partie consacrée à la structure du tendon, il a été montré que chez des athlètes sollicitant préférentiellement une des deux jambes lors de leur activité physique (escrime par exemple), la CSA du tendon patellaire est significativement plus importante de 20% pour la jambe dominante comparée à la jambe non dominante (Couppé et al. 2008). Dans cette étude, la raideur du tendon patellaire était également significativement plus importante de 36% sur la jambe dominante comparée au côté non dominant. Cependant, ces auteurs n'ont pas rapporté de différences entre les modules de Young des tendons patellaires des deux jambes, ceci en raison d'une CSA plus importante du tendon coté dominant, diminuant ainsi la contrainte (Couppé et al. 2008).

D'après ce que nous venons de voir précédemment, il apparaît qu'une activité régulière avec sollicitation préférentielle d'un côté du corps ne modifie pas le module de Young du tissu tendineux sollicité. De plus, les études faisant intervenir des périodes d'entraînement à moyen terme (10 à 12 semaines) montrent une augmentation des propriétés mécaniques du tendon. L'ensemble de ces résultats semblent donc indiquer qu'un mécanisme d'adaptation rapide de la structure tendineuse modifie tout d'abord les propriétés du matériau (module de Young) dès l'application d'une contrainte répétée, peut-être dûs à l'augmentation de la quantité de ponts-liants non enzymatiques. Ensuite, si l'application de la contrainte perdure (comme dans le cas d'une activité physique avec coté dominant comme de l'escrime ou le badminton) le phénomène d'hypertrophie continuera à se développer sans toutefois entraîner d'altération des propriétés du matériau (Figure 15).

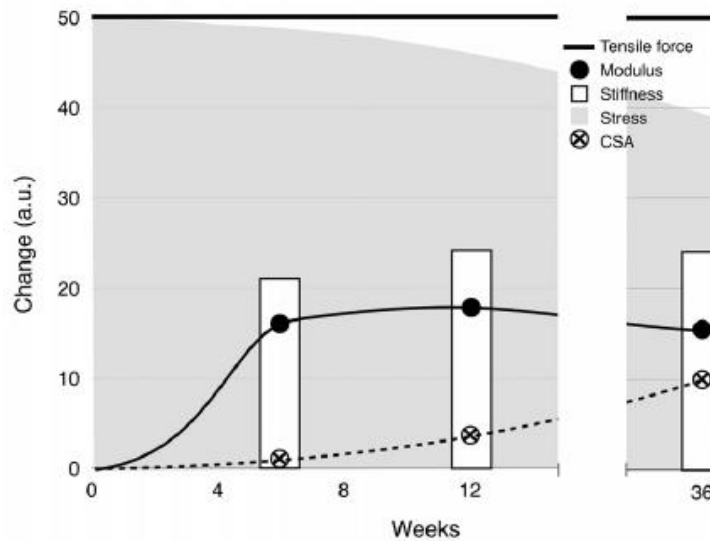


Figure 15 : Illustration du concept d'évolution des changements possibles des paramètres architecturaux et mécaniques du tendon en fonction de la durée d'entraînements (Wiesinger et al. 2015)

Concernant l'entraînement en résistance, une étude montre que durant 12 semaines d'un entraînement concentrique ou excentrique d'extension de genou sur des personnes en bonne santé, l'hypertrophie du tendon est similaire quel que soit le mode de contraction appliqué (Farup et al. 2014). L'ampleur de l'étirement (% de déformation du tendon atteint lors de la contraction musculaire) est donc importante pour induire des adaptations tendineuses alors que le mode de contraction semble n'avoir aucun effet (Bohm et al. 2015). Cependant, lorsque l'on analyse l'ensemble des études portant sur les modifications des propriétés mécaniques en fonction de l'entraînement (Wiesinger et al. 2015), il apparaît clairement les limites de l'interprétation des données obtenues. Tout d'abord, les études, portant sur les effets de la pratique physique sur les structures tendineuses, se focalisent sur le tendon d'Achille ou patellaire dans leur globalité et réalisent rarement une analyse fine de l'impact de la procédure d'entraînement sur la CSA tout au long de l'excursion du tendon (Magnusson et al. 2003b). Il a pourtant été montré que le tendon ne s'adapte pas de façon homogène suite à l'application d'une contrainte (Kongsgaard et al. 2007). Ensuite, les études appliquant une période d'entraînement de 12-14 semaines se sont très rarement intéressées à la cinétique d'évolution des paramètres suivis au cours de cette période afin de détecter les premiers signes d'adaptation du tissu tendineux. Par conséquent les études ont principalement évalué la différence entre pré et post entraînement sans investir de points de mesure intermédiaires. Une seule étude a suivi la cinétique d'évolution des propriétés mécaniques du tendon d'Achille sur trois mois d'entraînement isométrique à 80% de CMV

(Kubo et al. 2012) et a montré une augmentation de CMV après un mois. Ces auteurs n'ont cependant rapporté qu'une augmentation significative de la raideur du tendon (+51%) uniquement à la fin de la période d'entraînement sans augmentation du volume du tendon.

L'intensité d'entraînement est également un facteur clé pour générer cette ampleur d'étirement. Une intensité élevée (≥ 80 % de CMV) générant un étirement important (~ 5 % de déformation du tendon) semble induire une augmentation des propriétés mécaniques du tendon contrairement à un travail à intensité plus modérée (55% de CMV induisant ~ 3 % de déformation du tendon) (Bohm et al. 2015). Le temps de contraction semble également avoir une importance significative sur les adaptations du tendon. En effet, pour un volume d'entraînement identique à une intensité élevée (90% de CMV), le tendon d'Achille montre une meilleure adaptation des propriétés mécaniques et morphologiques à une durée de sollicitation longue (6 sec de contraction ; +23% pour le YM ; +36% pour la raideur ; +10% sur la CSA moyenne après entraînement) plutôt qu'à une durée de contraction courte (2 sec ; +17% pour le YM et la raideur ; pas de changement de CSA) (Arampatzis et al. 2007a; Arampatzis et al. 2010).

Il est clairement difficile de comparer les différentes études car le volume d'entraînement (Nombre de répétitions x nombre de série x durée de l'exercice x intensité) est rarement rapporté, contrôlé, ou similaire entre deux études. Cela engendre donc un biais pour la comparaison des résultats obtenus suite à l'application d'une même intensité d'entraînement entre deux études différentes. Quoi qu'il en soit, il apparaît que la grande majorité des études chez les jeunes et les séniors se sont principalement intéressées à appliquer de hautes intensités d'entraînement. Par conséquent, peu d'études se sont intéressées à appliquer une intensité modérée d'entraînement, que ce soit chez des sujets jeunes (Kongsgaard et al. 2007; Arampatzis et al. 2007a; Arampatzis et al. 2010; McMahan et al. 2013), ou des séniors (Grosset et al. 2014) (Tableau 2 et Tableau 3). Comme nous le verrons ensuite (Muscle squelettique : Structure et mécanique), la question d'une intensité d'entraînement supérieure à >60 % de 1RM chez le séniors peut se poser lorsque l'on cherche à optimiser l'entraînement chez cette population en terme d'adaptation des tissus tendineux et musculaires. Comme cité précédemment, le taux de synthèse protéique musculaire atteint un maximum à partir de 60% de 1RM chez la personne âgée (Kumar et al. 2009). La sollicitation du tendon avec un étirement généré par le muscle à 60% de contraction maximale pourrait-elle être suffisante pour induire une amélioration des propriétés mécaniques du tendon ?

Finally, the heterogeneity of measurement techniques used in the set of studies previously cited (tendon and training) explains also very certainly the important variability of results and the difficulty to be able to compare the results of different studies among themselves (Heinemeier and Kjaer 2011) (cf. Critical analysis on the techniques of investigation).

Reference	Age	Tendon	Type of training	Intensity (%MVC or 1RM)	Weeks	Times/week	Volume	Outcome (% change)											
								Moment	Sign	Force	Sign	CSA	Sign	Strain	Sign	YM	Sign	Stiffness	Sign
Carroll et al. 2011	67 ±2	PT	Co-Ecc	74%	12	3	799			+18	Yes	+0	No	0	No	+18,4	Yes	+14	Tend.
Grosset et al. 2014	74 ±5	PT	Co-Ecc	40%	12	3	389			+17,8	Yes	+2,5	No			+0	No	+4,7	No
Grosset et al. 2014	68±6	PT	Co-Ecc	80%	12	3	778			+13,6	Yes	+0,4	No			+50	Yes	+56,4	Yes
Harber et al. 2009	71 ±2	PT	Cycling	70%	12	3,5		+35	Yes										
Kubo et al. 2003	49,7 ±9,2	PT	Co-Ecc	Body Weight	24	6		+8,9	Yes					+5,9	Yes				
Reeves et al. 2003a	74,3 ±3,5	PT	Co-Ecc	70%	14	3	2940			+6,2	No	+0,01	No	-41	Yes	+69	Yes	+65	Yes
Reeves et al. 2003b	73,6 ±3,4	PT	Co-Ecc	75%	14	3	3150			+19,5	Yes							+64,0	Yes
Seynnes et al. 2011	67±2	PT	Skiing		12	2,5		-4	No			+3,4	No			+12	Yes	+14	Yes
Standley et al. 2013	70 ±2	PT	Run	70%	12	3,5	882	+28	Yes			+11	Yes						

Tableau 3 : Revue bibliographique des effets de l'entrainement sur les propriétés mécaniques du tendon chez la personne âgée

1.2 Muscle squelettique : Structure et mécanique

Le tissu musculaire peut être de trois types :

- Cardiaque
- Lisse (paroi des organes)
- Squelettique

C'est par ce dernier que les tendons sont sollicités afin de générer le mouvement ou d'assurer le maintien postural chez l'homme. Nous nous intéresserons donc uniquement à la description de celui-ci ci-après.

1.2.1 Structure, composition et fonction

1.2.1.1 *Composition et structure*

Contrairement au tendon, le muscle squelettique est une structure dynamique. Il constitue environ 40 % de la masse corporelle chez l'homme. Il est principalement composé d'eau (75%), de protéines (20%), et d'autres substances telles que la graisse, des sels minéraux, et des glucides (Frontera and Ochala 2015).

La masse musculaire dépend de la balance entre la synthèse et la dégradation protéique. Ces deux processus sont sensibles à plusieurs facteurs tels que la nutrition, les changements hormonaux, l'activité physique, les blessures ou les maladies et l'âge...

L'architecture du muscle squelettique est caractérisée par une structure de fibres musculaires (aussi appelée myofibrilles) et de tissus conjonctifs (Figure 16). Un muscle entier est entouré par une couche de tissu conjonctif (épimysium) qui le relie au tendon. À l'intérieur du muscle, les fibres sont groupées en paquet (fascicule) et entourées d'une autre couche de tissu conjonctif (périmysium). Autour des fibres, l'endomysium est le dernier niveau du tissu conjonctif et fait le lien entre les fibres. Une fibre, avec un diamètre de 100 μm et de 1 à 40 mm de longueur, est entourée d'une membrane appelée sarcolemme.

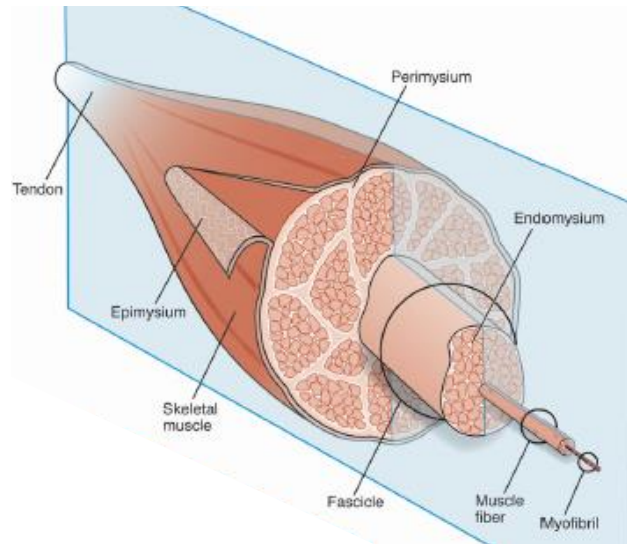


Figure 16: Représentation de l'organisation structurales du tissu musculaire (Gillies and Lieber 2012)

Un complexe de plusieurs protéines permet de connecter physiquement la structure du dernier échelon, la myofibrille. Si l'on retire l'eau contenue dans celui-ci (représentant ~75% de sa masse totale), les fibres musculaires sont constituées d'environ 80% de protéines (contractile, régulatrices et cytosquelette) et de 8% de sarcoplasme (Hoppeler et al. 1973). Chaque fibre musculaire est constituée de milliers de myofibrilles contenant des milliards de myofilaments (Figure 17).

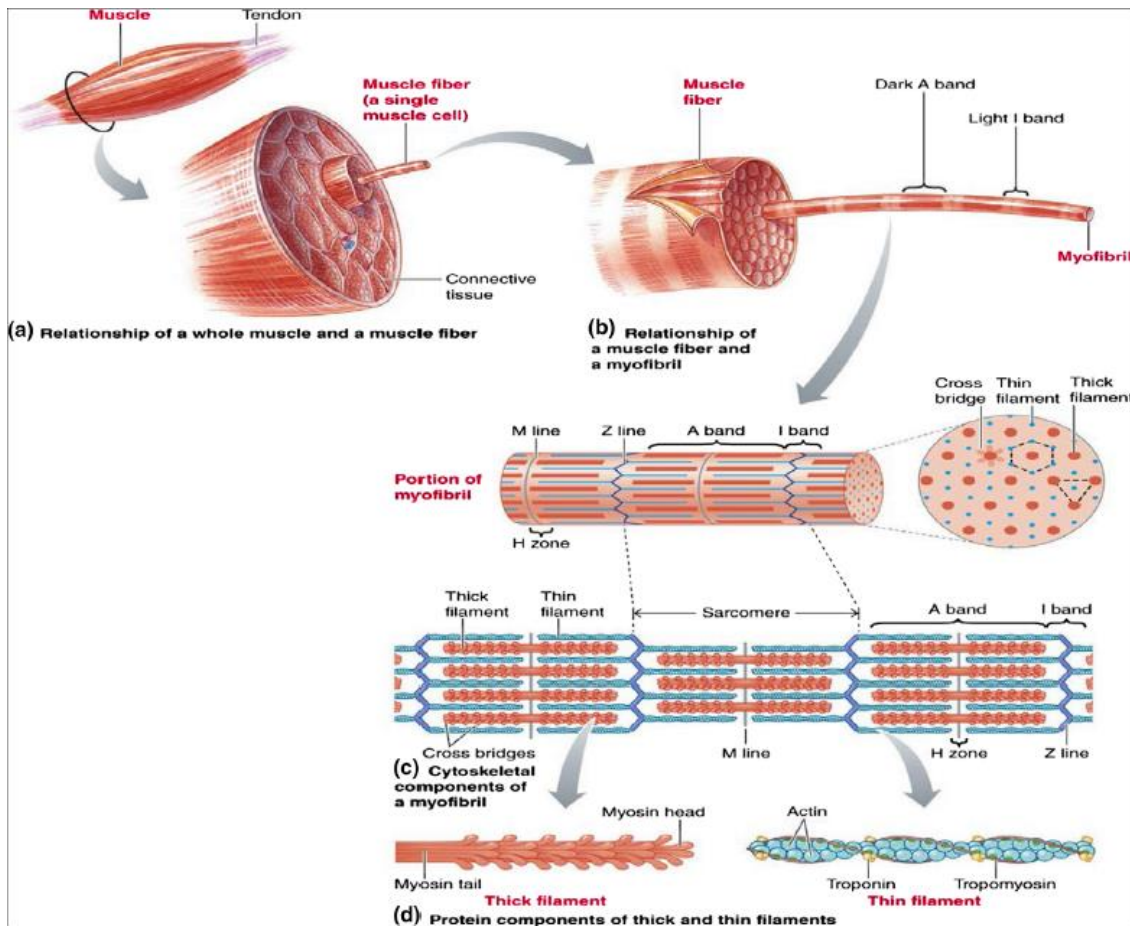


Figure 17: Architecture du muscle à différents niveaux d'échelles (Frontera and Ochala 2015).

- A – Muscle entier et sa coupe pour faire apparaître la fibre;
- B – Coupe d'une fibre pour faire apparaître la myofibrille;
- C – Les composants formant l'unité contractile de la myofibrille ;
- D - Les protéines formants les filaments épais (myosine) et fins (actine) glissant entre eux.

Les myofilaments sont constitués de sarcomères, unité contractile de base du muscle squelettique. 70-80% du total des protéines d'une fibre sont l'actine et la myosine. La forme striée (sucession des bandes A et I) du sarcomère donne donc son nom au muscle « strié » squelettique.

Les autres éléments contenus dans le sarcoplasme des fibres musculaires sont le système tubulaire (Tubule T), le réticulum sarcoplasmique et la mitochondrie (Figure 18). Le nombre de ces éléments peut dépendre du type de fibre. Le système de tubule T est une invagination du sarcolemme et joue un rôle important dans la conduction du potentiel d'action à l'intérieur des cellules. Le réticulum sarcoplasmique est responsable du stockage et du langage du calcium après l'activation. La mitochondrie forme un maillage à travers la cellule qui génère l'énergie nécessaire pour l'action musculaire lorsque l'oxygène est disponible pour la fibre (Dahl et al. 2015).

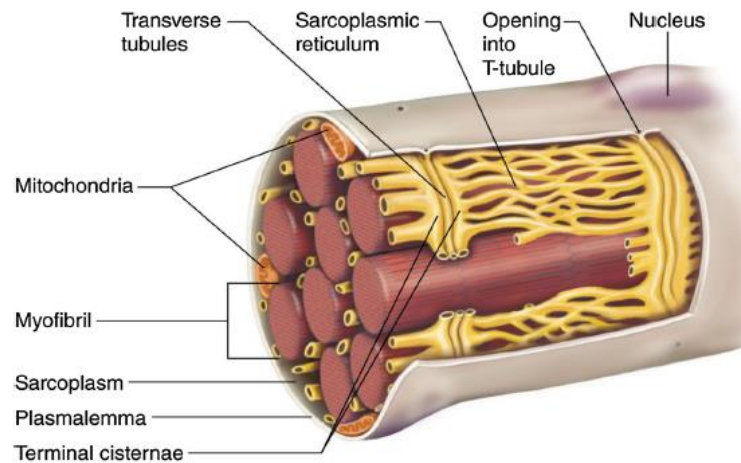


Figure 18 : Coupe d'une fibre musculaire contenant ses différents éléments (Kenney WL, Wilmore JH, Costill DL 2012)

1.2.1.2 Type de fibres

Le muscle squelettique humain peut être très hétérogène par sa variabilité au niveau biochimique, mécanique et du phénotype de ses fibres. Dans le corps humain, certains muscles ont des prédominances de fibres bien différentes. La diversité de fibres, ayant des propriétés physiologiques très différentes, dans un muscle permet à celui-ci une participation à des activités avec des demandes métaboliques et mécaniques variées. Les fibres musculaires ont été classifiées suivant différents critères (Pette and Staron 2000) (couleur, propriétés contractiles, vitesse de raccourcissement, fatigue, oxydative ou glycolytique etc...) incluant, pour les membres humains, trois types :

- Type I : lente, oxydative, résistante à la fatigue
- Type IIA : rapide, oxydative, propriété mécanique intermédiaire
- Type IIX : très rapide, glycolytique, fatigable

Et des hybrides comme (pour les plus présentes) :

- Type IIc : double expression type I /IIA
- Type IIAX : double expression type IIA/IIx

La taille et la composition des fibres peuvent varier d'un muscle à l'autre en fonction de son activité principale (plus de fibre type I dans les muscles posturaux comme dans le soléaire par exemple) mais aussi en fonction de l'âge et de l'entraînement

Avec le vieillissement, la taille des fibres s'atrophie (principalement les fibres de type II). Cependant, l'influence de l'âge sur la composition en type de fibres reste ambiguë même s'il semblerait qu'il y ait une augmentation de densité des fibres de type I chez des personnes âgées comparée à un muscle jeune (Andersen 2003).

Avec l'entraînement en résistance de moyenne durée (14 semaines), la composition des fibres musculaire ne semble pas être altérée alors que l'aire de section transversale des fibres augmente principalement pour les fibres de type II (Aagaard et al. 2001).

1.2.1.3 Fonction et mécanique de contraction

Le muscle squelettique contribue à la réalisation de plusieurs fonctions du corps. D'un point de vue mécanique, la principale fonction est de convertir l'énergie chimique en énergie mécanique pour permettre la génération de force et de puissance, le maintien postural, et le mouvement (influant l'activité sociale, le maintien en bonne santé et contribuant à l'indépendance fonctionnelle) (Frontera and Ochala 2015). D'un point de vue métabolique, les rôles moins connus du muscle contribuent au métabolisme de base permettant :

- le stockage des substrats importants (glucides et acides aminées),
- la production de chaleur,
- la consommation de la majorité de l'oxygène et du carburant nécessaire à l'exercice (comme le glycogène, acides gras libres pour fournir de l'ATP (Frontera and Ochala 2015)).

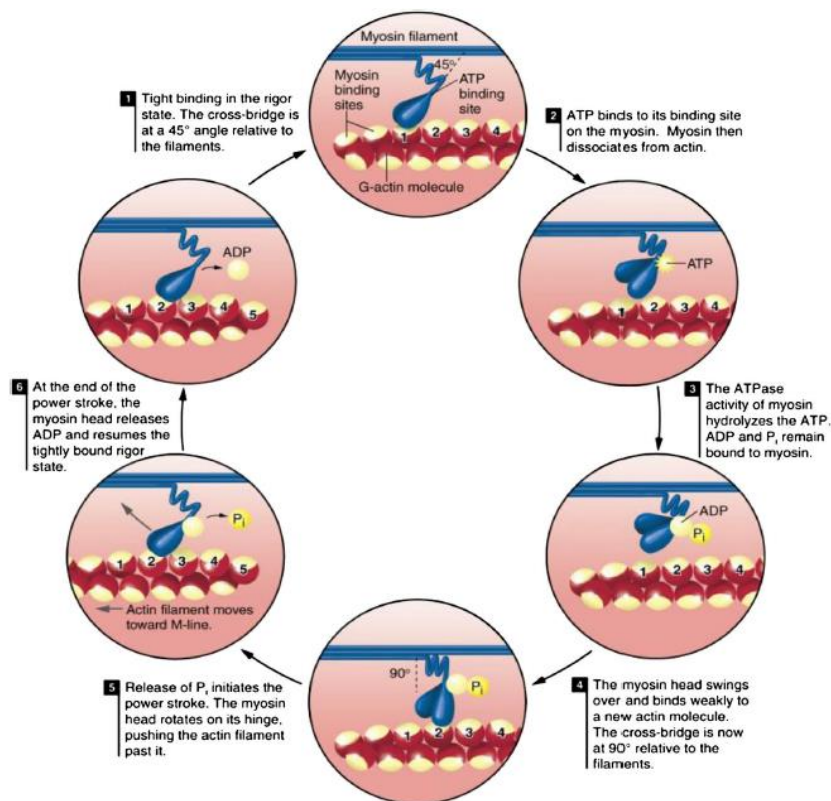


Figure 19 : Mécanisme de glissement des filaments d'Actine-Myosine (Kenney WL, Wilmore JH, Costill DL 2012)

La génération de force démarre par le coulisement des filaments d'actine-myosine (Figure 19), qui est transmis au disque Z (Figure 17) du sarcomère en série. Ce raccourcissement du muscle va finalement produire le mouvement lorsque la force atteint dans l'ordre la jonction musculo-tendineuse (JMT), le tendon, la jonction muscle-os, et le système osseux. Individuellement, la force générée par le muscle dépend de nombreux facteurs biomécaniques.

La force musculaire produite est fonction de la longueur du sarcomère au moment de l'activation. À une longueur de recouvrement des filaments d'actine et myosine trop faible (condition 1 de la Figure 20) ou trop importante (condition 6 de la Figure 20) que la longueur optimale du muscle (condition 2 et 3), une force plus faible est générée car le nombre de ponts actine-myosine n'est pas maximal.

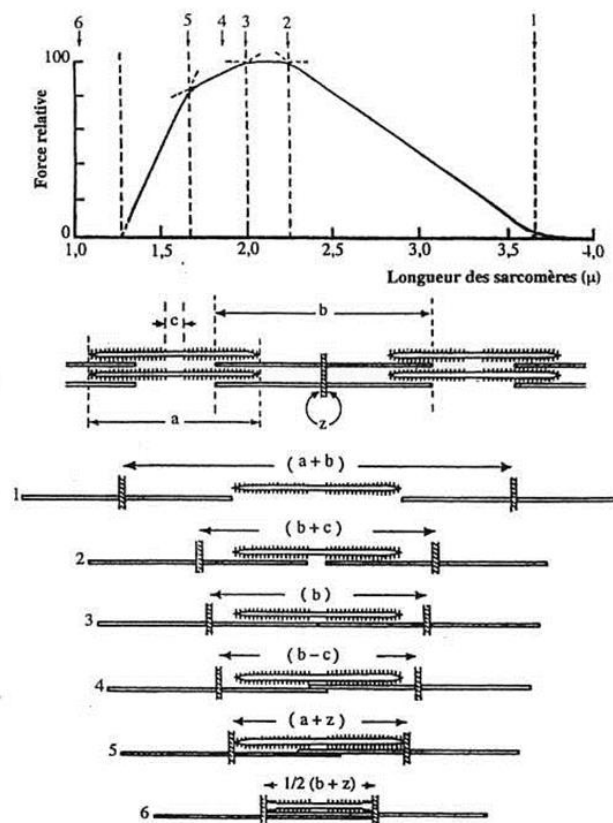


Figure 20: Interprétation de la relation Force/longueur en termes de filaments glissants (d'après (Gordon et al. 1966))

Cette relation force-longueur a une incidence sur la performance et est donc dépendante de la position de l'articulation avant la contraction (Kubo et al. 2006b; Van Roie et al. 2013). Il est donc important de toujours réaliser la prise de performance dans les mêmes positions articulaires afin de pouvoir comparer les résultats avant/après entraînement ou entre différentes études.

La vitesse à laquelle le muscle se contracte va influencer également le résultat de la force générée. La relation force-vitesse est de type hyperbolique décroissante (Figure 21), où lorsque le muscle est contracté à vitesse nulle (condition isométrique), la force générée est maximale. À l'inverse, lorsque la vitesse de mobilisation est trop importante, aucune force ne sera développée. Cette décroissance s'interprète par la viscosité du tissu d'origine chimique lié aux mouvements des parties globulaires des têtes de myosine lors de la contraction. À partir de cette relation, il est possible de déterminer la puissance ($P = F \times V$), relation de type parabolique (en bleu sur Figure 21).

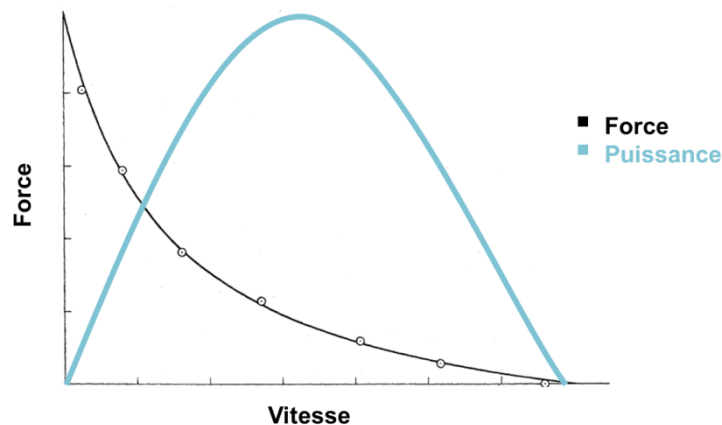


Figure 21 : Relation entre la force et la vitesse lors d'une contraction musculaire (d'après (Hill 1938))

D'autres paramètres biomécaniques du muscle influencent la force générée, comme l'activation par le système nerveux, l'architecture musculaire (angle de pennation), son volume, le nombre de sites d'attachement actine-myosine (Frontera and Ochala 2015). L'entraînement peut améliorer certains de ces premiers paramètres quantifiables par des techniques d'EMG, d'imagerie IRM ou échographique (Narici et al. 1996; Aagaard et al. 2002). Cependant, la corrélation entre la force musculaire et sa taille suggère que les autres paramètres (le nombre d'attachement actine-myosine) contribuent aussi la production de force. Durant ces 20 dernières années, la force musculaire normalisée par rapport à la taille du muscle (aire de section transversale ou volume) a été acceptée comme un indicateur de la qualité du muscle. Cependant toutes les propriétés fonctionnelles citées dans ce paragraphe sont altérées avec l'âge. Ainsi, l'accessibilité, l'interprétation, et la description des modifications de ces caractéristiques fonctionnelles en fonction de l'âge sont bien plus complexes que l'accès à des variations de masse musculaire (Narici et al. 2003; Mitchell et al. 2012; Duchateau et al. 2014) (cf. Effets de l'âge).

1.2.2 Effets de l'âge

L'âge est associé à une diminution de la masse musculaire, celle-ci étant appelée « sarcopénie ». On estime que cette atrophie diminue la masse maigre du muscle de 1-2%/an en fonction de groupe musculaire et du niveau d'activité de la personne au-delà de 50 ans (Doherty 2003). Il a été montré qu'une masse musculaire réduite nuit à la capacité du corps à réagir au stress et aux maladies chroniques (Wolfe 2006) et devient un enjeu important dans la prévention des maladies et le maintien en bonne santé.

Cette diminution de masse est plus importante pour les membres inférieurs que supérieurs, et on estime qu'entre 20 et 70 ans, la masse musculaire du membre inférieur est réduite de ~25% (Janssen et al. 2000). Il a été constaté une diminution de force et de la puissance d'une population d'hommes séniors par rapport à des sujets jeunes (Candow and Chilibeck 2005; Abe et al. 2011) et plus particulièrement sur les muscles quadriceps et triceps sural. La puissance (obtenue par la relation force-vitesse) est un très bon indicateur/prédicteur de la perte de mobilité et du risque de chute chez la personne âgée (Reid et al. 2014).

Cependant ces constats obtenus grâce à des mesures externes (diminution de force, puissance, masse musculaire) sont les résultats de modifications d'une multitude de facteurs responsables de la faiblesse musculaire (Figure 22). La simple sarcopénie, décrite comme la perte de masse musculaire avec l'âge, est restrictive car ne prend pas en considération ces altérations multi-facteurs. C'est pourquoi le concept de dynapénie, cherchant à faire correspondre les altérations fonctionnelles dues au vieillissement, est plus complet pour définir les paramètres influençant la diminution de force et de puissance musculaire (Clark and Manini 2008).

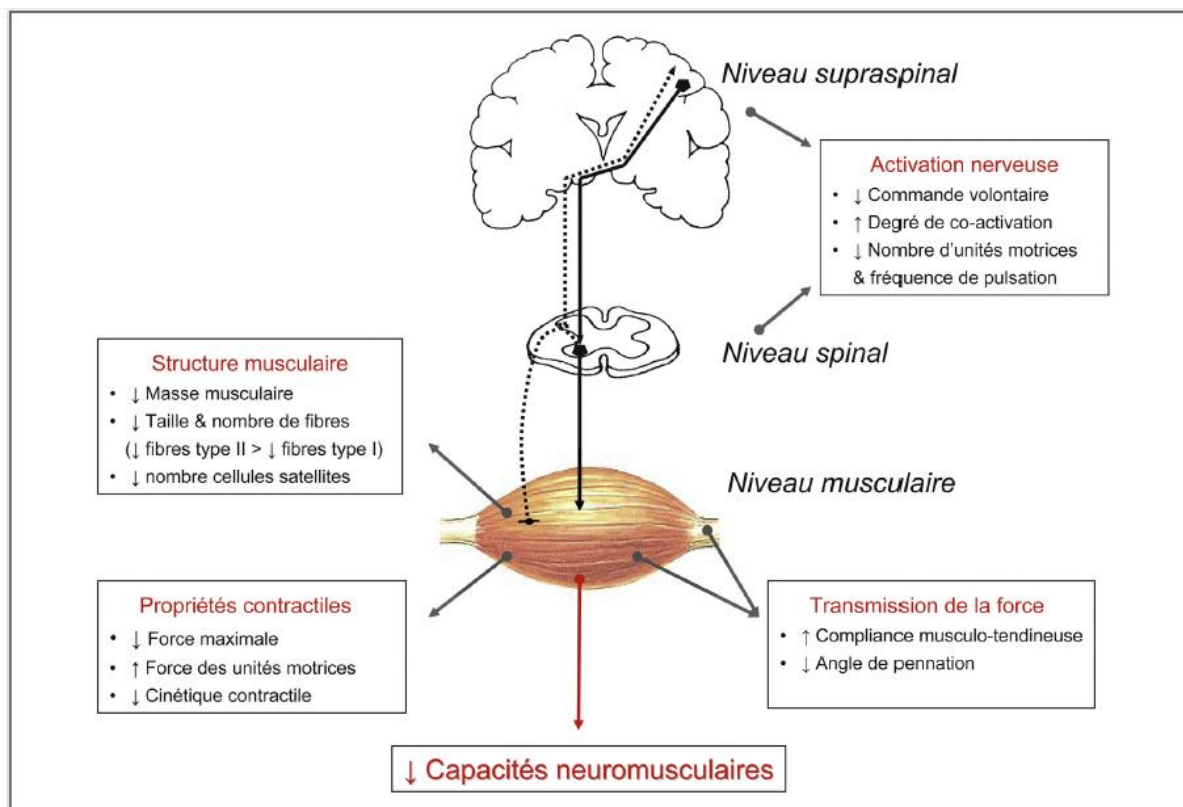


Figure 22 : Schéma illustrant les différents paramètres impliqués dans la diminution de force et de puissance musculaire (Duchateau et al. 2014)

Avec l'âge, la masse musculaire est diminuée. Cette atrophie est due à la diminution de la synthèse des protéines contractiles et leur dégradation plus importante dans les fibres conduisant à une perte de filaments (actine-myosine) (Doherty 2003). Les fibres sont donc atrophiées avec l'âge. Leur nombre et leur longueur diminuent également. En effet, une réduction de 50% du nombre de fibres avec l'âge a été observée dans le vaste latéral de deux cadavres de 19 et 82 ans (Mitchell et al. 2012). De plus, la taille des fibres de type II est la plus réduite alors que le diamètre des fibres de type I reste principalement constant. La diminution des contractions intenses et de leurs fréquences dans les activités quotidiennes avec l'âge peut expliquer cette atrophie plus importante pour les fibres de type II.

Concernant l'architecture musculaire, la perte de masse musculaire a une incidence sur l'angle de pennation et la longueur des fascicules. En effet, il a été montré sur le muscle GM que ces deux paramètres sont diminués de 13 et 10% respectivement entre des jeunes et des séniors (Narici et al. 2003). La diminution de la longueur des fascicules avec l'âge peut indiquer une réduction du nombre de sarcomères en série mais aussi en parallèle avec la diminution de l'angle de pennation. Toutefois, la diminution de l'angle de pennation peut compenser la perte de force car avec une orientation plus longitudinale de la force

musculaire dans l'axe du tendon, le muscle est donc plus efficace lors de la contraction (Duchateau et al. 2014).

Le vieillissement musculaire entraîne une augmentation de l'infiltration graisseuse (la myostéatose). Cette plus importante infiltration graisseuse avec l'âge induit donc une surestimation de la CSA du muscle quantifiée par imagerie échographique ou IRM (Narici and Maffulli 2010). Néanmoins, afin d'estimer plus précisément la surface/volume de la structure musculaire uniquement, il existe aujourd'hui des techniques de traitement d'images permettant de différencier la structure musculaire, son tissu conjonctif, et son infiltration adipeuse qui peut atteindre 5-9% du volume total d'un muscle (Csapo et al. 2014).

Plusieurs études ont rapporté que l'exercice physique, et particulièrement l'entraînement en résistance, était un moyen de prévenir et de combattre la sarcopénie (Häkkinen et al. 1998; Roth et al. 2001). Les résultats de ces auteurs montrent que malgré l'âge, le muscle squelettique a encore la capacité de s'hypertrophier. Cependant, l'intensité maximisant les gains de force musculaire et/ou la réduction de la sarcopénie restent vagues malgré plusieurs revues (entre 50 à 80% de 1RM) (Mayer et al. 2011; Borde et al. 2015).

Enfin, une des altérations vient de la capacité d'activation nerveuse. En effet, avec l'âge, la capacité à activer de façon maximale les muscles peut être plus faible chez les personnes âgées (~20%), celles-ci n'utilisant alors qu'une partie de leur potentiel lors de la contraction musculaire. Cette réduction de la commande nerveuse ajoutée à la réduction de la masse musculaire, amplifie donc la diminution de force maximale et de puissance générée (Klass et al. 2007). La contribution plus importante des muscles antagonistes lors d'une contraction du muscle agoniste (co-activation) chez le sénior participe au déficit d'activation (Klass et al. 2007). Cette force d'opposition limite ainsi la force générée par le muscle activé. Avec l'âge, on assiste également à l'apoptose de certains motoneurones provoquant la dénervation des fibres musculaires associées, expliquant en partie la diminution totale du nombre de fibres musculaires lors du vieillissement. Cependant, un certain nombre de fibres (McNeil et al. 2005; Piasecki et al. 2016), sont « recaptées » par les terminaisons axonales restantes, générant des unités motrices (ensemble motoneurone+axone+fibrilles innervées) plus grosses (Roos et al. 1997; Duchateau et al. 2014).

1.2.3 Effets de l'entraînement

L'entraînement induit des changements structuraux et métaboliques significatifs en fonction du type d'exercice. Pour les entraînements en endurance, il est important de maintenir l'activité à une certaine intensité pendant une longue période. C'est pourquoi, l'adaptation musculaire pour ce type d'entraînement entraîne une augmentation des capillaires afin de faciliter l'arrivée de l'oxygène et également une augmentation de nombre de mitochondries (ceux proches du sarcolemme) (Seene et al. 2011). Le stockage des lipides et du glycogène est amélioré ainsi que les capacités métaboliques. Cependant l'entraînement en endurance n'est pas associé à un changement de la taille ni de la force générée par le système musculaire.

À l'inverse, l'entraînement de force induit une augmentation de la capacité de développement de la force, due en partie à une hypertrophie musculaire. La cause principale de cette hypertrophie est un accroissement de la taille des fibres musculaires lié à une augmentation de la synthèse protéique. Suivant le type d'entraînement de force appliqué, une diminution ou une augmentation du nombre de sarcomères en série peut également se produire suite à un entraînement en concentrique ou excentrique (Butterfield et al. 2005). Le phénomène d'hyperplasie suite à l'entraînement reste cependant à ce jour toujours non démontré chez l'Homme (cf. (Keller 2005) pour revue). Plusieurs voies moléculaires ont été identifiées dans le processus de régulation de la masse musculaire et de l'hypertrophie (Russell 2010). Les deux plus importantes sont :

- IGF1 qui active la protéine Akt, activant elle-même la cible de la rapamycine (mTOR) : enzyme qui contrôle la synthèse protéique ;
- la myostatine (un membre de la famille des TGF- β) qui agit comme un régulateur négatif de la masse musculaire et qui par conséquent entraîne l'hypertrophie soit par la mutation de ce gène ou soit par son blocage.

Concernant la synthèse protéique, il a été montré que le taux de synthèse protéique musculaire atteint un maximum à partir de 60% de 1RM chez la personne âgée contrairement aux sujets plus jeunes qui voient leur taux croître jusqu'à 90% de 1RM (Kumar et al. 2009) (Figure 23). Au cours de cette dernière décennie, il a été montré qu'une session isolée d'entraînement à faible intensité (30% de 1RM), mais avec un volume d'entraînement important (4 séries de 24 répétitions), induit les mêmes effets que quatre séries de cinq répétitions à haute intensité (90% de 1RM) sur le taux de synthèse protéique musculaire (Burd et al. 2010).

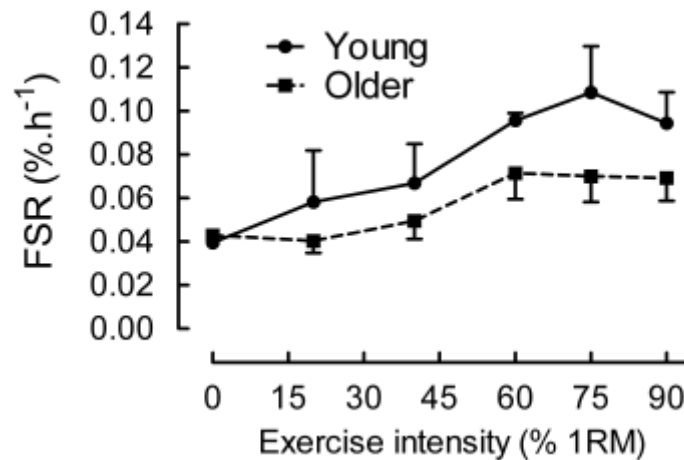


Figure 23 : Effet de l'intensité d'entraînement et de l'âge sur le taux de synthèse protéique musculaire (FSR : Taux de synthèse fractionné) évalué 2h après l'exercice chez 5 jeunes et 5 séniors.

Les effets de l'entraînement engendrent également des modifications de l'architecture musculaire. La longueur et l'angle de pennation des fascicules musculaires augmentent ainsi suite à un entraînement en résistance à très haute intensité (110 à 120% de 1RM) (Aagaard et al. 2001; Seynnes et al. 2007) . À propos de l'augmentation de la longueur des fascicules, cela suggère qu'une création de sarcomères en série a lieu. Concernant l'augmentation de l'angle de pennation, les fibres existantes sont hypertrophiées suite à l'entraînement, et donc se repoussent, provoquant l'augmentation de l'angle. Cependant, une augmentation de la longueur des fascicules a été détectée après seulement dix jours d'entraînement avant d'observer une modification de l'angle de pennation et CSA des muscles du quadriceps (Seynnes et al. 2007) (Figure 24). Néanmoins, les résultats de cette étude restent à confirmer puisqu' ayant été obtenus sur une faible population (cinq hommes et deux femmes).

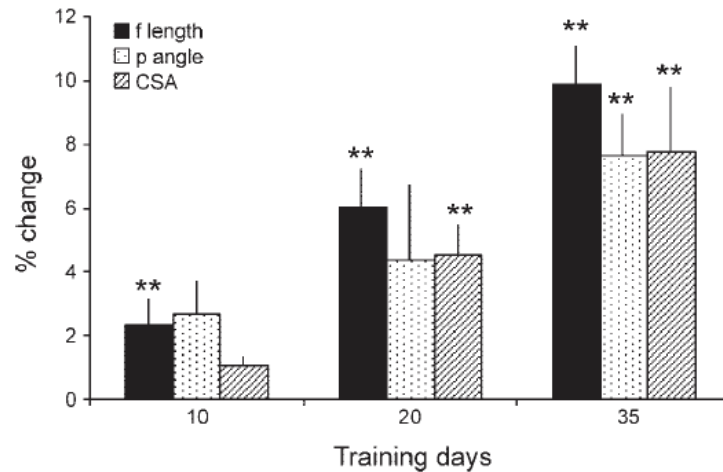


Figure 24 : Evolution des modifications structurales du muscle VL (Seynnes et al. 2007)

F length : Longueur fascicule; p angle: Angle de pennation; CSA : Aire de section transverse

Concernant le volume musculaire chez le sujet jeune masculin, plusieurs études ont montré une augmentation significative du volume musculaire du quadriceps pour une intensité de ~80% de CMV après des entraînements en résistance allant de 9 à 16 semaines (+10.2% pour Blazeovich et al., 2007 ; +5.6% pour Erskine et al., 2010 ; 7.2% pour Bellamy et al., 2014). Un entraînement en résistance à 50% de CMV sur une durée de 24 semaines a montré une augmentation significative du volume total de la cuisse (quadriceps + ischio-jambiers) de 4.2% chez de jeunes hommes (Roth et al. 2001). L'entraînement à haute intensité semble donc montrer un gain plus important du volume musculaire chez les hommes jeunes que l'entraînement à moyenne intensité.

Chez les séniors, peu d'études ont cherché à quantifier le volume musculaire par imagerie IRM suite à un entraînement de force. Morse et al (Morse et al. 2005c) ont montré une augmentation de 15% du volume du triceps sural de cette population suite à un entraînement de 12 mois à une intensité correspondant à 8RM. Grâce à l'utilisation de la technique d'imagerie tomographique sur des populations séniors mixtes, Fiatarone et al. (Fiatarone et al. 1994) ainsi que Suetta et al. (Suetta et al. 2004a) ne reportent pas de modifications de la CSA des ischio-jambiers ou du quadriceps suite à des entraînements de 10 et 12 semaines respectivement à une intensité d'entraînement de 80% de 1RM et de 8RM respectivement. De la même manière, en utilisant la technique d'imagerie échographique, il a été rapporté que la CSA du quadriceps chez des séniors hommes à l'issue d'un entraînement évolutif (de 50% à 80% de 1RM) de 24 semaines n'a pas montré de changements (Häkkinen et al. 1998). Suite un entraînement de résistance à une intensité de 5RM sur une période de 24 semaines, Roth et al (Roth et al. 2001) ont obtenu comme résultat une augmentation du volume total de la cuisse de 4.1% chez les séniors après la période d'entraînement. Van

Roie et al (Van Roie et al. 2013) ont quant à eux évalué l'effet d'un entraînement de 12 semaines à haute intensité (80% de 1RM), à faible intensité (30% de 1RM), et à très faible intensité (20% de 1RM) sur le volume musculaire de la moitié supérieure de la cuisse par tomographie sur une population séniors mixtes. Ils ont rapporté des augmentations de volumes musculaires de +3,2%, 2,6%, et 2,4% respectivement suite aux entraînements à 80%, 30%, et 20% de 1RM. Pour les intensités d'entraînement plus faibles, il faut souligner la quantité importante de répétitions (80 répétitions pour le groupe à 30% de 1RM, et 100 répétitions pour le groupe à 20% de 1RM). Ces conditions ne reflètent donc pas des conditions d'entraînement réalistes pour une activité physique habituelle. L'entraînement à plus faible intensité semble donc être suffisant pour faire évoluer le volume musculaire chez les hommes séniors.

L'entraînement en résistance développe donc l'hypertrophie des muscles sollicités sur la population de jeunes avec un gain plus important pour une intensité élevée ($\geq 80\%$) par rapport à une intensité modérée ($\geq 50 \leq 80\%$). Cependant, pour la population âgée, les bénéfices ne semblent pas différents pour des intensités élevées ou modérées.

Reference	Sex	Categorie	Age	Activity level	Muscle trained	Type of training	Intensity (%MVC or RM)	Duration (s)	Repetition	Sets	Weeks	Times/ week	Training Volume	Techniques	CSA or volume	Muscle investigated	Total Volume	Sign	VL	Sign	VM	Sign	CSA	Sign	PA	Sign	GM	Sign	GL	Sign	Sol	Sign	
Bellamy et al. 2014	M	Y	18-35	Untr	quadriceps	Ecc-Co	70-85%		until exhaustion	4	16	2		MRI		all muscles	+7,2	Yes															
Bemben et al. 2000	F	O (postmenopausal)	50,5±2		Quadriceps	Ecc-Co	80%		8	3	24	3		US	CSA	RF							+20	Yes									
Bemben et al. 2000	F	O (postmenopausal)	51,9±2,3		Quadriceps	Ecc-Co	40%		16	3	24	3		US	CSA	RF							+20	Yes									
Blazevich et al. 2007	M/W	Y	20±3	Reg	quadriceps	Ecc-Co	90%	quick	6	4	10	3		MRI	Volume / CSA at 25% and 75%	Quadriceps (VL/VM)	+10,2	Yes	+11,1	Yes	+14,8	Yes											
Erskine et al. 2010	M	Y	24,2±5,8	Untr	quadriceps	Ecc-Co	80%	2	10	5	9	3	2160	MRI	Volume by regression equations / PCSA	Quadriceps	+5,6	Yes					+5,7	Yes									
Erskine et al. 2014	M	Y	23,4±3	Dail	Elbow flexor	Ecc-Co	80%		10	3	12	3		MRI	CSA / volume / Pennation Angle	Elbow flexor	+15,9	Yes					+15,9	Yes									
Fiatarone et al. 1994	F/M	O	86,2±1		Thigh (middle)	Ecc-Cc	80%	6-9sec	8	3	10	3		CT scan	CSA	Thigh							+2,7	No	+16,2	Yes							
Häkkinen et al. 1998	M	Middle	42±2	Reg	Quadriceps	Ecc-Co	50-80%		10	4	24	2		US	CSA	Quadriceps							+4,9	Yes		+19	Yes	+23	Yes	+10,8	Yes		
Häkkinen et al. 1998	M	O	72±2	Reg	Quadriceps	Ecc-Co	50-80%		10	4	24	2		US	CSA	Quadriceps							+2,1	No		+7	No	+9	No	+0	No		
Häkkinen et al. 1998	F	Middle	39±3	Reg	Quadriceps	Ecc-Co	50-80%		10	4	24	2		US	CSA	Quadriceps							+9,7	Yes									
Häkkinen et al. 1998	F	O	67±3	Reg	Quadriceps	Ecc-Co	50-80%		10	4	24	2		US	CSA	Quadriceps							+5,8	Yes									
Morse et al. 2005b	M	O	73,1±12	Dail	TS	Ecc-Co	8RM		10	2	52	3		MRI	Volume	GM,GL,Sol	+15	yes															
Morse et al. 2005b	M	O	74±4,7	Dail	TS	Habitual physical activity							0	MRI	Volume	GM,GL,Sol	+2,4	no															
Roth et al. 2001	M	Y	25±1	Detr	quadriceps and all thigh	Ecc-Co	5RM	2 s conc - 3 s ecc	15		24	3		MRI	CSA(mid femur length)/volume	all muscles	+4,2	Yes		+2	Yes	+2	Yes										
Roth et al. 2001	M	O	69±1	Detr	quadriceps and all thigh	Ecc-Co	5RM	2 s conc - 3 s ecc	15		24	3		MRI	CSA(mid femur length)/volume	all muscles	+4,1	Yes		+1,6	Yes	+1,6	Yes										
Suetta 2004	6/5 m	O	71	Untr	quadriceps	Ecc-Co	8RM	slow (Ecc) and quick (Conc)	10	5	12	3		Tomography	CSA		+4,5	no															
Van Roie et al. 2013	8/10m	O	67,7±4,3		Quadriceps and hamstrings	Ecc-Co	80%	5	15	2	12	3	4320	Tomography	Volume	Quadriceps and hamstrings	+3,2	yes															
Van Roie et al. 2013	10/9m	O	51,9±2,5		Quadriceps and hamstrings	Ecc-Co	30%	5	80	1	12	3	3600	Tomography	Volume	Quadriceps and hamstrings	+2,6	yes															
Van Roie et al. 2013	10/9m	O	51,9±2,6		Quadriceps and hamstrings	Ecc-Co	20%	5	100	1	12	3	3600	Tomography	Volume	Quadriceps and hamstrings	+2,4	yes															

Tableau 4 : Revue bibliographique des effets de l'entrainement de force sur l'architecture du muscle

Y : jeune ; O : Agé ; Reg : régulier ; Tr. : Entraîné ; Dail. : Activité journalière ; Untr. : non-entraîné ; Detr : Dé-entraîné ; Ecc : excentrique ; Co : Concentrique ; PA : angle de pennation;

1.3 Analyse du mouvement

Comme nous l'avons vu précédemment, l'âge et l'entraînement peuvent altérer ou modifier l'architecture ou les propriétés mécaniques du complexe muscle-tendon. Mais ces modifications sont principalement observées durant une contraction simple d'une articulation isolée (genou, cheville, épaule). Il est alors difficile de prédire si ces changements ont un impact plus ou moins important lors de tâches plus complexes mais journalières nécessitant plusieurs articulations comme un saut, un maintien de posture ou un lever de chaise. Aujourd'hui, grâce à l'utilisation de plate-forme de force et de camera d'analyse du mouvement, il est possible de déterminer la performance globale du système ostéo-musculo-tendineux et d'évaluer l'effet des changements de ses propriétés (tendon et muscle) avec l'âge (Onambele et al. 2007) et les conditions d'entraînements (Seynnes et al. 2004) sur la balance posturale et les capacités de mouvement du corps entier.

1.3.1 Effets de l'âge

Le maintien de l'équilibre est une tâche simple mais extrêmement importante dans la contribution de l'indépendance chez les séniors. Avec l'âge, cet équilibre devient de plus en plus compliqué. Il est associé à une diminution des capacités fonctionnelles et une augmentation des risques de chutes (De Rekeneire et al. 2003). En effet, les changements physiologiques avec l'avancée en âge affectent les fonctions sensorielles (visuelle, vestibulaire et somesthésique) et les commandes motrices du système musculo-squelettique (Tableau 5).

Avec ces différentes altérations, les capacités de mouvement de la personne âgée sont diminuées. Pour évaluer/identifier cet impact, plusieurs tests sont utilisés dans la littérature ou par le milieu hospitalier (gériatrie) :

- Stabilité posturale
- Le lever de chaise
- Saut en contre mouvement

Systèmes sensoriels	Capteurs	Participation au maintien de l'équilibre	Altération
Visuel	Rétine Muscles oculomoteurs	Acuité visuelle	↓
		Sensibilité aux contrastes	↓
		Perception de la profondeur	↓
		Perception des objets dans l'environnement	↓
		Perception du mouvement dans l'environnement	↓
Vestibulaire	Oreille interne	Orientation de la tête	Oui
		Perception du mouvement de la tête	↓
		Stabilisation de la tête et du corps	↓
		Stabilisation des images sur la rétine	↓
Somesthésique (proprioception et toucher)	Muscles Tendons Articulations Peau	Orientation des segments corporels entre eux	Oui
		Perception de la position des articulations	↓
		Perception du mouvement du corps	↓
		Perception du contact avec le sol	↓
		Sensibilité tactile	↓
Systèmes effecteurs	Effecteurs	Participation au maintien de l'équilibre	
Système musculo-squelettique	Commandes motrices Muscles Os	Temps de réaction	↑
		Force musculaire	↓
		Vitesse de contraction des muscles	↓
		Synergies musculaires (activation d'un groupe de muscles)	Oui
		Densité osseuse (conséquences sur la gravité des chutes)	↓
		Résistance mécanique	↓

Tableau 5 : Contributions sensorielles et motrices au maintien de l'équilibre et altérations au cours du vieillissement (Inserm 2014).

1. Stabilité posturale

La mesure de stabilité posturale est possible en utilisant des plates-formes de force qui permettent d'obtenir les déplacements du centre de pression (CP) (projection du centre de masse au sol). La chute est inévitable lorsque ce CP sort du polygone de sustentation qui correspond à la limite de stabilité (chez l'homme : polygone formé par la base des pieds).

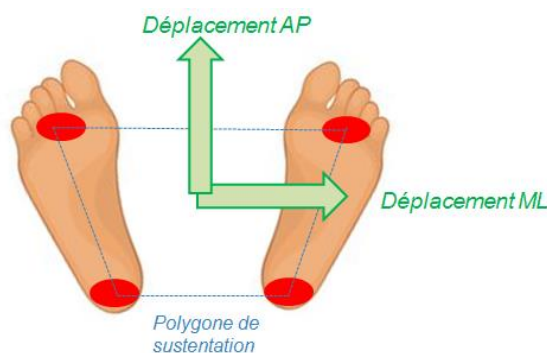


Figure 25 : Représentation du polygone de sustentation formé par les pieds ; AP : Antéro-Postérieur ; ML : Médio-latéral

Il a été montré une augmentation des mouvements du CP chez un groupe de séniors lors d'un maintien debout durant 30s par rapport à un groupe jeune (King et al. 2016). Il a été également rapporté que les séniors ayant déjà chuté présentent des déplacements antéro-postérieur (AP) du CP plus important que les non-chuteurs (Maki et al. 1994). De plus, les personnes âgées montrent une capacité d'équilibre réduite associée à une réduction du polygone de sustentation et de surcroît augmente les risques de chute (Tanaka et al. 1999). Cependant les mécanismes expliquant l'augmentation du déplacement du CP chez la personne âgée restent flous. Des études indiquent que les propriétés musculaires des membres inférieurs ainsi que les systèmes visuel, vestibulaire et somesthésique, et l'intégration spatiale et temporaire de ses différents systèmes ensemble, sont impliqués dans le maintien de l'équilibre (Horak et al. 1989). Pourtant, il est généralement admis que les muscles du membres inférieurs jouent un rôle important dans ce maintien (Horak and Nashner 1986; Loram et al. 2004; Loram et al. 2005b). Récemment, il a été montré que la stabilité posturale décline avec l'âge et est reliée à une diminution de la force musculaire du triceps sural, de sa capacité d'activation mais aussi et surtout avec une diminution des propriétés mécaniques du tendon d'Achille (Onambele et al. 2006). Un autre point important est que lorsque le test de stabilité est réalisé les yeux fermés pour les sujets âgés, les déplacements du CP (AP particulièrement) sont beaucoup plus importants (Onambele et al. 2007).

2. Lever de chaise

Le lever de chaise est un test fréquemment utilisé dans les publications traitant de l'équilibre dynamique et des risques de chute chez une population âgée et un bon indicateur de la force des membres inférieurs (Jones et al. 1999). En effet, comme dit précédemment, la force générée par les muscles du membre inférieur diminue avec l'âge et donc la puissance associée lors d'exercice de ce type, est liée à une diminution des performance de mobilité (Candow and Chilibeck 2005). La mesure de la puissance durant ce test est maintenant déterminable aisément et peut donner un marqueur rapide de fragilité pour le clinicien, soit par plate-forme de force (Lindemann et al. 2003), soit par capteurs inertiels (Regterschot et al. 2014). Il est indiqué que la personne agée développe moins de puissance lors du lever de chaise (Regterschot et al. 2014) mais il est intéressant de noter que la performance du lever de chaise est positivement corrélée au volume musculaire de la cuisse chez la femme âgée (Lindemann et al. 2016). Donc, plus le volume musculaire est important, plus la puissance générée est augmentée et meilleure est la performance lors de ce test.

Il a été également remarqué que lors d'un lever de chaise, il existe deux stratégies principales. La première stratégie est une technique (Figure 26 - A) avec une vitesse de déplacement élevée du centre de masse, créée par la flexion du tronc. Une force frénatrice importante est nécessaire lors de cette stratégie pour éviter la chute vers l'avant (générée par les muscles de la cuisse et la ceinture abdominale). Cette technique de lever de chaise est plutôt employée par les sujets en bonne santé (jeunes ou âgés) (Fujimoto and Chou 2014). À l'inverse, la seconde stratégie (Figure 26 - B) consiste à positionner lentement son centre de masse au-dessus du polygone de sustentation, avec un moment faible limitant le déséquilibre, technique plus commune chez les personnes âgées avec des capacités fonctionnelles diminuées (Hughes et al. 1994; Hughes and Schenkman 1996; Scarborough et al. 2007).

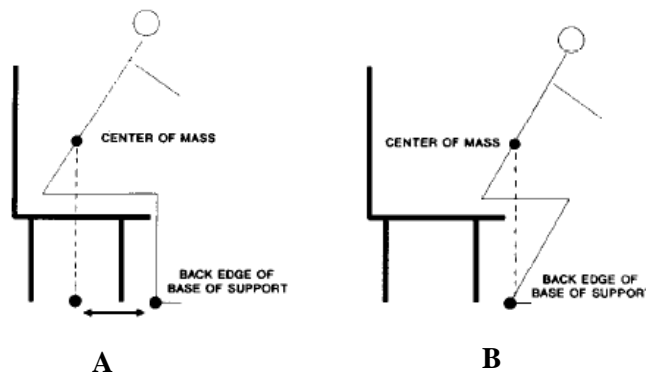


Figure 26 : Deux types de stratégies pour se lever d'une chaise; A - Stratégie avec déplacement important du centre de masse ; B - Stratégie de stabilité (Hughes et al. 1994)

L'angle de flexion du tronc est un paramètre important dans la stratégie adoptée et la différence est très souvent importante entre les populations en bonne santé et une population âgée avec des capacités réduites (angle réduit de 15%) (Fujimoto and Chou 2014).

3. Saut en contre-mouvement (CMJ)

Comme nous l'avons vu précédemment, les propriétés mécaniques des muscles et des tendons sont altérées avec l'âge. La capacité de contraction réduite du muscle et le relâchement de l'énergie par le tendon, devenu plus compliant, impactent les performances en mode contraction isométrique, mais peut également influencer la performance de saut. Le saut en contre mouvement est un test qui peut refléter cette performance et qui est le moins traumatisant et risqué pour les personnes âgées avec sa plus faible force de réaction du sol contrairement au saut vertical avec une course d'élan (Wu et al. 2010a). La performance du

CMJ est évaluée par la hauteur du saut, mais aussi par la puissance mesurée lors de la phase d'extension. Même si peu d'études ont comparé les résultats du CMJ entre jeunes/séniors, il a été montré que la puissance générée lors de cet exercice, normalisée par la masse corporelle, est fortement corrélée avec l'âge (Runge et al. 2004) que ce soit chez la femme ou l'homme et qu'elle est diminuée de presque 50% entre 20 et 80 ans (Figure 27).

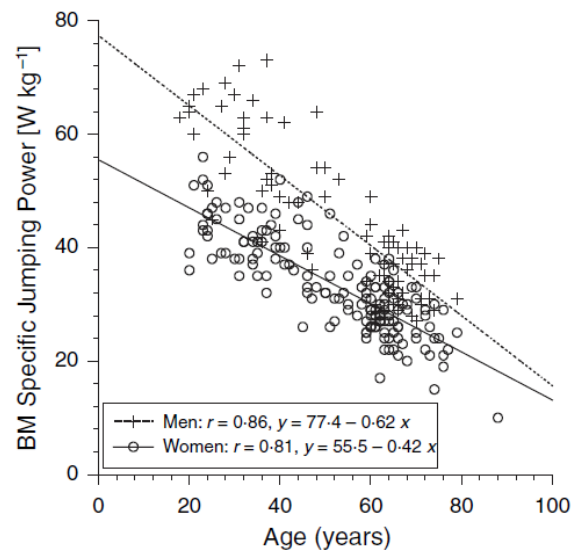


Figure 27 : Puissance mesurée lors du CMJ normalisée par la masse corporelle en fonction de l'âge (Runge et al. 2004).

Beaucoup de facteurs interviennent pour la réalisation de la performance maximale lors de ce type d'exercice ; psychologique (la peur de se blesser) ; proprioceptif (habitude et connaissance de son corps) et physiologique (réponse du complexe muscle-tendon). Une étude s'est intéressée à la relation entre la raideur du tendon et la performance du CMJ pour des sujets jeunes (Kubo et al. 1999). Dans cette étude, la raideur de la jonction musculo-tendineuse du tendon patellaire n'est pas corrélée aux performances du CMJ (puissance/hauteur) pour les deux groupes. L'un des groupes possédait une jonction musculo-tendineuse plus raide alors que l'autre plus souple. La question est de savoir si cette relative non-corrélation est vérifiée chez la personne âgée et si un entraînement en résistance, permettant d'améliorer les caractéristiques mécaniques du complexe muscle-tendon, peut améliorer ou limiter la perte de performance du CMJ avec à l'âge.

1.3.2 Effets de l'entraînement

1.3.2.1 Stabilité posturale

Nous l'avons vu précédemment dans les Effets de l'âge, la stabilité posturale décline avec l'âge. Elle est reliée à une diminution de la force musculaire du triceps sural, de sa capacité d'activation mais aussi et surtout avec une diminution des propriétés mécaniques du tendon d'Achille (Onambele et al. 2006). Peu d'études ont évalué l'effet d'un entraînement sur la stabilité posturale (Tableau 6) Les entraînements portent essentiellement sur des exercices d'équilibre et d'étirements. Ce type d'entraînement semble améliorer la stabilité posturale à la fois sur les déplacements AP et ML, alors que l'entraînement en résistance diminue mais non significativement, ces paramètres entre avant et après entraînement.

Auteurs	Age	Type d'entraînement	Dépl. AP (%) pre/post	Sign.	Dépl. ML (%) pre/post	Sign.
Hwang et al. 2017	54 ± 8	Entraînement varié (étirements, résistance) du haut et bas du corps, de 4 semaines (2x/semaine) chez des individus cardiaques	+8	oui	-7	oui
Wolf et al. 1997	75 ± 5	Entraînement contrôlé de 15 semaines (1x/semaine) de renforcement sur l'équilibre en utilisant des plates-formes de force	-70 YO, -47 YF	oui oui	-29 YO, -20 YF	oui oui
Granacher et al. 2009	67 ± 1	Entraînement de résistance à 80 % durant 13 semaines (3x/semaine) sur cuisses et mollet.	-7	non	-3	non

Tableau 6 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement sur la stabilité posturale

Dépl. AP : déplacement antéro-postérieur, Dépl. ML : déplacement médio-latéral ; YO : yeux ouverts ; YF : yeux fermés

En dehors du tableau, une étude (Lee and Park 2013), s'est intéressée à l'effet d'un entraînement de force (entre 65 et 75% d'1RM durant 12 semaines) sur une population âgée et indique une augmentation de la limite de stabilité (limite pour laquelle la chute est inévitable). Il est également intéressant de voir qu'un entraînement en résistance à très faible intensité (20% de 1RM) durant 10 semaines, induit de meilleures améliorations sur l'équilibre des sujets âgées, contrairement aux groupes d'entraînement à plus haute intensité (80 et 50%) (Orr et al. 2006). Une revue bibliographique (Granacher et al. 2011) arrive à la même conclusion en indiquant que les entraînements en résistance à haute intensité ne montrent pas d'impact sur le contrôle de la posture.

1.3.2.2 Lever de chaise

Plusieurs études se sont intéressées au test de lever de chaise suite à un entraînement sur machines de musculation de type excentrique – concentrique (Tableau 7). La puissance est augmentée suite à un entraînement de 10 semaines ainsi que le temps de lever de chaise (Seynnes et al. 2004). Il est intéressant de remarquer que l'intensité modérée ou importante a permis d'accroître les capacités fonctionnelles lors de cette application. D'autres études ont constaté des améliorations du temps de lever de chaise suite à un entraînement à des intensités relativement importantes (entre 60-80%). Le test de lever de chaise sur 30 secondes (maximum de flexions-extensions à réaliser en 30 secondes) est généralement utilisé pour donner une indication au sujet de l'amélioration de ses capacités. Il apparaît que le nombre de répétitions réalisées en 30 secondes est augmenté suite à un entraînement en résistance.

Auteur	Age	Entraînement	Durée/ Fréquence	Intensité	Puissance pre/post (%)	Sign.	Temps de lever pre/post (%)	Sign.
Kalapotharakos et al. 2010	83 ± 3	RT haut et bas du corps Co-Ecc	14 sem 2x/sem	70% 1RM	/	/	-24	oui
Seynnes et al. 2004	81 ± 2	RT Quad Co-Exc	10 sem, 3x/sem	40% 1RM	+11	oui	-22	oui
Seynnes et al. 2004	83 ± 3	RT Quad Co-Exc	10 sem, 3x/sem	80% 1RM	+19	oui	-27	oui
Schot et al. 2003	60-90	RT haut et bas du corps Co-Exc	8 sem, 3x/ sem	~70%	/	/	-10	oui
Bottaro et al. 2007	66 ± 5	RT haut et bas du corps Co-Exc	10 sem, 2x/sem	60% 1RM	/	/	30s de lever de chaise : +6	non
Nicholson et al. 2015	66 ± 5	BodyPump Co-Exc	26 sem, 2x/sem	N.A	/	/	30s de lever de chaise : +6	non
Suetta et al. 2004	68 ± 3	RT Quad Co-Exc	12 sem, 3x/sem	~80%	/	/	-29	oui

Tableau 7 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement sur l'exercice de lever de chaise

RT : Resistance training, Co-Exc : Concentrique-Excentrique ;

1.3.2.3 Saut en contre-mouvement (CMJ)

L'entraînement de résistance chez la personne âgée à haute intensité semble améliorer la performance du CMJ en ce qui concerne la hauteur de saut (Tableau 8). Cependant les valeurs des améliorations sont éclectiques et parfois surprenantes avec une absence de changements sur la force générée lors du saut (Caserotti et al. 2008a) malgré des durées d'entraînement relativement longues (21,36 et 30 semaines respectivement) (Häkkinen et al. 2003; Caserotti et al. 2008b; Ferrari et al. 2016). La pratique du tai-chi semble quant à elle donner des résultats intéressants sur la population âgée mais pour une pratique régulière (5 fois /semaine). En ce qui concerne la population jeune, l'entraînement plyométrique semble être le plus adéquat pour augmenter la performance de ce type d'exercice (Kubo et al. 2007c) mais il reste assez risqué pour les sujets âgés. En revanche, l'entraînement en résistance (isométrique ou Co-Exc) ne semble pas apporter un gain sur la hauteur du CMJ (Kubo et al. 2006d; Kubo et al. 2007c).

Auteur	Age	Entrainement	Durée/ Fréquence	Intensité	Force pre/post (%)	Sign.	Hauteur de saut pre/post (%)	Sign.
Caserotti et al. 2008b	75	Endurance, équilibre, aérobic	36 sem 2x/sem	N.A	+1	non	+12	oui
Kalaphotharakos et al. 2005	53-69	RT haut et bas du corps Co-Exc	12 sem, 3x/sem	80% 1RM	/	/	+20	oui
Caserotti et al. 2008a	63 ± 2	RT membre inf Co-Exc	12 sem, 2x/sem	75-80% 1RM	+1	non	+10	oui
Caserotti et al. 2008a	82 ± 3	RT membre inf Co-Exc	12 sem, 2x/sem	75-80% 1RM	+1	non	+18	oui
Häkkinen et al. 2003	42 ± 9	RT + endurance haut et bas du corps ; Co-Exc	21 sem, 3x/ sem	~70%	/	/	+6	oui
Ferrari et al. 2016	63 ± 2	RT + endurance haut et bas du corps ; Co-Exc	30 sem, 2x/sem	60 - 120% 1RM	/	/	+6	oui
Ferrari et al. 2016	66 ± 6	RT + endurance haut et bas du corps ; Co-Exc	30 sem, 3x/sem	60 - 120% 1RM	/	/	+10	oui
Chi et al. 2013	73 ± 5	Pratique du tai-chi > 2 ans	5x/sem	N.A	+10 / séniors sains	oui	+22 / séniors sains	oui
Huang 2016	60 ± 3	Pratique du tai-chi > 2 ans	5x/sem	N.A	+0.5 / séniors sains	non	+18 / séniors sains	oui
Kubo et al. 2006b	20 ± 1	Squat isométrique	12 sem 4x/sem	70%	/	/	+0.02	non
Kubo et al. 2007c	22 ± 2	Plyométrique	12 sem 4x/sem	40%	/	/	+35	oui
Kubo et al. 2007c	22 ± 2	RT mollet Co-Exc	12 sem 4x/sem	80%	/	/	+3	non

Tableau 8 : Revue bibliographique des effets de l'entraînement sur l'exercice de CMJ

RT : Resistance training, Co-Exc : Concentrique-Excentrique ;

1.4 Analyse critique sur les techniques d'investigation

1.4.1 Analyse des propriétés mécaniques des tendons

Au regard des revues bibliographiques publiées sur le domaine (Wiesinger et al. 2015; Bohm et al. 2015) et du complément de revue bibliographique effectué dans ce manuscrit (Tableau 1, Tableau 2, Tableau 3), il s'avère difficile de pouvoir comparer les résultats au regard de l'importante variabilité des changements rapportés, mais aussi à l'hétérogénéité des protocoles de mesures utilisés (Heinemeier and Kjaer 2011). En effet, il n'y a pas deux études qui utilisent le même protocole expérimental.

- En ce qui concerne la méthode d'évaluation de la capacité d'élongation du tendon, les techniques d'investigation peuvent s'effectuer généralement sur trois sites : Le tendon libre (sans aucune insertion musculaire), la jonction musculo-tendineuse, ou l'aponévrose musculaire. Entre ces trois sites, l'extensibilité de la structure tendineuse est significativement différente et va ainsi influencer les relations force/élongation et contrainte/déformation, et donc le calcul de la raideur et du module de Young.
- La mesure de la capacité d'élongation du tendon par imagerie échographique peut également générer une variabilité importante si l'élongation du tissu tendineux est quantifié entre deux insertions osseuses, ou grâce à l'utilisation d'un marqueur externe placé sur la peau (sensible au déplacement sur la peau).
- Avec ses propriétés viscoélastiques, le tendon est sensible à la vitesse de contraction comme nous l'avons vu précédemment (Pearson et al. 2007). Ainsi, l'ensemble des paramètres mécaniques suivis dans les différentes études sont donc dépendant de la vitesse de contraction en rampe appliquée. Cela rend donc la comparaison des résultats une nouvelle fois difficile d'une étude à l'autre.
- La méthode pour l'estimation de la force peut révéler des disparités si la correction de l'activation des muscles antagonistes est réalisée ou non. Cette force est obtenue en divisant le couple enregistrée lors de la CMV par la longueur du bras de levier de l'articulation. Celle-ci peut être sous ou surestimée pour chaque individu car dans certaines études la longueur du bras de levier est estimée en fonction de la longueur de l'os (Reeves et al. 2003a; Kongsgaard et al. 2007).

- Le calcul des propriétés mécaniques est également variable en fonction de la méthode utilisée pour déterminer la raideur et le module de Young. Il est intéressant de noter que Pearson and Onambélé (Pearson and Onambélé 2012) ont déterminé à l'aide d'un modèle mathématique, l'amplitude de différence que pouvait prendre la raideur obtenue par les méthodes de calcul de la littérature (raideur calculée par la tangente au point maximal, tangente calculée sur des intervalles de 10% de CMV, le coefficient directeur de la droite durant les dix derniers pourcents, raideur moyenne au-delà de 60% CMV). À l'aide de ce modèle, ils ont pu montrer que la raideur pouvait être sous-estimée de 26% jusqu'à être surestimée de 51% par rapport à la méthode de référence qui était la méthode tangentielle tous les 10% de CMV.
- Une augmentation de l'aire de section transversale des tendons est souvent constatée en réponse à un entraînement court-terme en résistance (Tableau 2, Tableau 3). Cependant, certains auteurs ne montrent pas d'évolution de la CSA suite à l'entraînement. Cela peut être partiellement dû au fait que l'hypertrophie induite est relativement faible et semble se produire préférentiellement dans certaines régions des tendons. De plus, l'utilisation de la technique d'imagerie échographique, pour déterminer la CSA du tendon n'est pas l'outil le plus adéquat comparé à l'imagerie IRM. En effet la technique échographique, au regard de sa faible qualité d'image, ne permet pas d'évaluer la CSA réelle contrairement à l'utilisation de la technique d'imagerie IRM (Bohm et al. 2016). Cependant, l'échographie reste une technique reproductible et beaucoup plus abordable que l'IRM.

1.4.2 Analyse du volume musculaire

Les modifications de taille musculaire sont généralement suivies grâce à l'utilisation de techniques d'imagerie IRM. Cette technique permet la quantification de l'aire de section transversale (CSA). Certains auteurs analysent les changements de taille du muscle par la mesure d'une CSA unique (Roth et al. 2001; Blazeovich et al. 2007). D'autres estiment à partir de l'analyse de cette coupe unique le volume musculaire totale grâce à l'utilisation d'équations de régression caractérisant l'évolution de la CSA tout au long du muscle concerné (Erskine et al. 2010; Bellamy et al. 2014).

Cependant, d'autres techniques permettent également d'accéder à la variation de la taille du muscle. En effet, les techniques d'imageries échographiques permettent également la quantification de la CSA musculaire (Häkkinen et al. 1998; Bembien et al. 2000). La technique d'imagerie tomographique permet aussi la quantification de la CSA mais également du volume musculaire (Suetta et al. 2004a; Van Roie et al. 2013). Ces techniques sont toutefois moins précises dans l'évaluation de la CSA réelle du muscle que l'imagerie IRM (Maden-Wilkinson et al. 2013).

2 Matériels et méthodes

Dans cette partie consacrée aux matériels et méthodes utilisés pour mener à bien le présent projet, je commencerai par vous présenter l'aspect réglementaire dans lequel s'inscrit cette étude en vous présentant les différentes autorisations à obtenir ainsi que les déclarations à effectuer. Dans le cadre de l'obtention de ces autorisations administratives, j'ai réalisé quasiment l'ensemble des dossiers réclamés par les différentes instances (hormis la demande d'autorisation du lieu de recherche), et également effectué l'ensemble des déclarations nécessaires. Ensuite, je vous présenterai le protocole expérimental suivi en commençant par vous présenter la phase de recrutement des sujets, puis le développement des ergomètres utilisés. Suivront le design de l'étude, les différents équipements utilisés ainsi que les méthodes d'analyse des données, et finirai par vous présenter les outils statistiques appliqués aux données obtenues.

2.1 Comité éthique

Dans le cadre des recherches effectuées chez l'Homme en France, il est nécessaire d'obtenir l'approbation de plusieurs institutions avant de pouvoir démarrer l'étude.

2.1.1 Comité de protection des personnes (CPP)

2.1.1.1 Rôle

Le Comité de Protection des Personnes (CPP) est une instance officielle chargée d'émettre un avis préalable sur les conditions de validité de toute recherche impliquant la personne humaine, au regard des critères définis par l'article L 1123-7 du Code de la Santé Publique (CSP).

Les termes de "recherche impliquant la personne humaine" désignent, tout essai ou expérimentation organisée et pratiquée sur l'être humain, en vue du développement des connaissances biologiques ou médicales. La loi n° 2012-300 du 5 mars 2012 introduit la notion de "recherche impliquant la personne humaine", celle-ci remplace le terme de "recherche biomédicale".

Les CPP se prononcent sur les conditions dans lesquelles le promoteur de la recherche assure la protection des personnes et notamment des participants, sur le bien-fondé et la pertinence du projet de recherche et sur sa qualité méthodologique.

L'avis favorable d'un CPP est indispensable, en plus de l'autorisation de l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (ANSM), pour pouvoir initier une étude clinique. Ceci a pour but de réguler la recherche en France et d'évaluer les questions éthiques de celle-ci.

La personne physique ou morale qui prend l'initiative d'une recherche impliquant la personne humaine est dénommée "promoteur". La ou les personnes physiques qui dirigent et surveillent la réalisation de la recherche sur un lieu sont dénommées "investigateurs".

Les membres (médecins, infirmiers, pharmacien, psychologue...etc.) de ce comité sont nommés par le directeur général de l'ARS (Agence Régionale de Santé), tenus au secret, et à l'indépendance vis-à-vis des recherches (promoteurs et investigateurs) examinées.

Le CPP n'a pas de mission de suivi sur le déroulement de la recherche et n'intervient pas dans la communication des résultats.

2.1.1.2 Démarche

Les recherches sont divisées en plusieurs catégories. Dans le cas du présent projet, la recherche est classée comme « interventionnelle qui ne porte pas sur des médicaments et ne comporte que des risques et des contraintes minimales ».

Ainsi pour l'élaboration du dossier CPP, il est demandé plusieurs documents :

- Protocole de recherche daté et signé par l'investigateur principal et le promoteur
- Résumé du protocole
- Reçu de confirmation du numéro ID-RCB (Recherches et Collections Biologiques) délivré par l'ANSM
- Copie de la ou des autorisations de lieux de recherches
- Lettre(s) d'information pour les sujets
- Formulaire(s) de consentement délivré lors de l'inclusion des sujets
- Copie de l'attestation d'assurance couvrant la dite recherche
- Avis d'un comité scientifique
- Justification de l'adéquation des moyens humains, matériels et techniques
- Liste des centres et CV en français du ou des investigateurs datés et signés comportant un n°Adeli

La constitution de ce dossier est longue et le protocole doit être entièrement détaillé incluant les différents participants, prestataires, justification des techniques d'investigation, risques potentiels, numéro de série de chaque appareil et leur conformité CE, les critères de d'inclusion, les modalités de recrutement, les visites de suivi, le détail de l'inclusion avec l'avis du médecin de la recherche, les contraintes liées à la recherche pour les sujets inclus, la gestion des événements indésirables, ainsi que la protection des données personnelles (cf. Commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL)).

Une des nouveautés dans le cadre de cette recherche est que l'UTC est devenu pour la première fois le promoteur d'une recherche de cette ampleur (n'incluant pas des volontaires pathologiques pris en charge en milieu hospitalier (étant le promoteur)), ce qui ajoute une certaine complexité du point de vue juridique (assurance) mais aussi pour l'obtention de l'autorisation du lieu de recherche.

Le CPP se réunit tous les mois (hors juillet et août) et le dépôt du dossier doit se faire trois semaines avant. L'avis est obtenu généralement dans le mois suivant. Il peut donner lieu à un avis favorable, favorable avec demande de modification substantielle, ou défavorable.

2.1.1.3 Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (ANSM)

Bien que notre étude ne concerne pas la prise de médicament ou une technique d'investigation invasive, l'ANSM doit délivrer son autorisation dans le cadre d'un essai clinique « hors produit de santé ». Le dossier envoyé à cette agence comprend le protocole détaillé du CPP ainsi que plusieurs formulaires concernant les interventions réalisés. Sans retour après 45 jours suite à l'envoi, l'ANSM considère que l'essai peut être effectué. Aucun retour n'est parvenu dans le cas du présent projet de recherche.

2.1.1.4 Commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL)

Afin de protéger les données personnelles de chacun des sujets, il est demandé à l'investigateur de respecter une confidentialité des données acquises au cours de l'étude. C'est pourquoi, en collaboration avec la Correspondant informatique et libertés de l'UTC, cette recherche entre dans le cadre de la « Méthodologie de référence » (MR-001) en application de l'article 54, 5ème alinéa de la loi Informatique et Libertés modifiée.

L'engagement de conformité à la dite méthodologie adressée à la CNIL a été jointe au dossier CPP et l'investigateur est tenu de le respecter.

2.1.1.5 Autorisation du lieu de recherche

« Les conditions d'aménagement, d'équipement, d'entretien et de fonctionnement ainsi que les qualifications nécessaires du personnel intervenant dans les lieux de recherches biomédicales devant faire l'objet d'une autorisation selon l'article L. 1121-13 du code de la santé publique ». Cette demande d'autorisation est envoyée à l'ARS (Agence Régionale de Santé), et doit comprendre le détail du lieu (localisation, description des locaux), la nature de la recherche, les équipements et les matériels destinés à assurer la sécurité des personnes et la gestion de l'urgence. Ceci est une nouveauté également pour l'UTC car les différentes recherches effectuées précédemment n'accueillaient pas des personnes de l'extérieur (ou non prises en charge par l'hôpital). Cette autorisation du lieu de recherche fut donc difficile à obtenir pour l'UTC. Afin de garantir la sécurité des personnes, une convention a également été établie entre le lieu de recherche (UTC) et le service des urgences du centre hospitalier de Compiègne.

La constitution globale de ces dossiers (à l'exception du dossier de demande d'autorisation de lieu de recherche), et après une demande de modification du CPP au mois de juin 2016 ayant conduit à l'obtention de l'avis favorable du CPP (obtenu le 22 septembre 2016 – Réf : 2016/52) a été une partie importante de mon travail d'un point de vue administratif sur la première année de cette thèse et a permis le démarrage de cette étude en respectant le cadre légal. Dès lors le recrutement des sujets pouvait commencer.

2.2 Population de l'étude

Dans le cadre de cette étude, deux populations d'hommes d'âges différents : jeunes (entre 20 et 30 ans) et seniors (>65 ans), ont fait l'objet d'une campagne de recrutement. Pour s'affranchir de la fluctuation hormonale qui régule en grande partie les tissus, et la complexité du recrutement pour les femmes ménopausées, le choix d'une population exclusivement masculine a été fait. Afin de pouvoir obtenir des données statistiques pertinentes, chaque groupe d'entraînement devait être constitué de 15 membres (Figure 28).

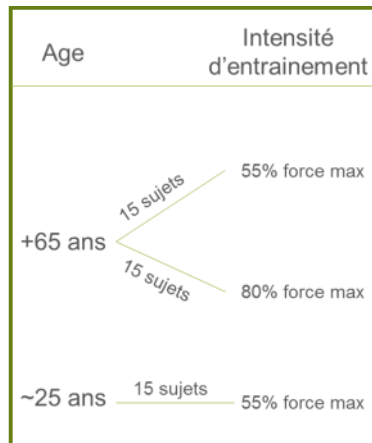


Figure 28 : Répartition théorique des sujets recherchés suivant les groupes d'âge et d'entraînement au moment de la campagne de recrutement

2.2.1 Recrutement

Plusieurs phases de recrutement ont été nécessaires pour permettre l'inclusion des sujets en respectant la procédure de recrutement légale validée par le CPP :

- Appel à candidats
- Réunion d'information (avec distribution des lettres d'informations et consentement)
- Visite d'inclusion (avec le médecin Dr Mabesoone)
- Début du protocole expérimental

Avant de permettre le recrutement des sujets, une phase d'appel à candidats a donc été réalisée (février à juin 2016) par différentes voies de communication (Figure 29) :

- Diffusion dans les journaux locaux (Compiègne Notre ville, Le Courrier Picard, Oise hebdo, le Parisien)
- Communication auprès de l'ensemble des médecins généralistes, kinésithérapeutes de l'agglomération compiégnoise pour diffusion de l'information auprès de leurs patients
- Présentations dans les différents clubs de loisirs (Théâtre des séniors, foyers clubs, ...) de Compiègne et ses environs
- Prospection dans les associations sportives (Gym volontaire, club de marche, pétanque, ...)
- Diffusion dans les associations de quartiers, et familles rurales
- Présentations dans les maisons de retraite locales
- Diffusion à l'aide des mutuelles (Malakoff Médéric, MGEN...)

- Diffusion à l'aide des mairies de l'ARC (Agglomération de Compiègne)
- Diffusion interne à l'UTC (UTC info, Restaurants universitaires, Facebook, Twitter ...) et au Centre Hospitalier de Compiègne.
- Diffusion par Radio locale (Radio PUISALEINE, NRJ)



Figure 29 : Extrait des différents articles, flyers publiés durant la campagne de recrutement

L'ensemble des personnes potentiellement intéressées ont été invitées à me contacter par téléphone ou email. Les candidats intéressés étaient informés des différentes modalités du projet, de l'implication qui serait demandée, des tests à effectuer, des gains escomptés pour les sujets, et du calendrier. Suite à cette vague de prospection, 97 sujets potentiels m'ont contacté et ont été invités à participer à une réunion d'information.

2.2.2 Réunion d'information

Suite à l'avis favorable du CPP, durant le mois de septembre et octobre 2016, des réunions d'information ont eu lieu à l'UTC. Ces réunions ont permis à l'ensemble des candidats de rencontrer les différents investigateurs principaux de ce projet (Jean-François Grosset (porteur du projet), le Docteur Mabeoone (médecin référent du projet), et moi-même). Ces réunions ont également permis aux sujets potentiels d'avoir une vision plus claire et détaillée du projet de recherche et des contraintes de celui-ci. Après ces réunions, 59 sujets intéressés sont repartis avec une lettre d'information détaillant le protocole ainsi qu'avec un formulaire de consentement volontaire éclairé pour leur éventuelle participation au projet TAGE.

2.2.3 Critères d'éligibilité et visite médicale

La sélection des sujets s'est fait suivant les critères d'inclusion suivant :

- Être un homme
- Agé entre 20 et 30 ans pour le groupe « jeunes »
- Agé de plus de 65 ans pour les groupes « âgés »
- En bonne santé physique et mentale, évaluée par la visite de pré-inclusion
- Pas d'addiction à l'alcool ou aux drogues, tabac
- Sédentaire/faible activité physique
- Formulaire de consentement signé
- Volonté de participer /coopérer

Des critères de non-inclusion ont également été établis afin de garantir la pertinence du projet de recherche :

- IMC (Indice de Masse Corporelle) inférieur à 20 ou supérieur à 28
- Taille inférieure à 1m55 ou supérieure à 1m95
- Maladie chronique nécessitant un traitement régulier
- Prise de médicaments régulière pouvant influencer les données
- Tout dérèglement métabolique ou hormonal
- Problème psychiatrique
- Troubles de coagulation sanguine
- Maladie musculaire ou osseuse ou neuromusculaire
- Maladie inflammatoire (prise d'anti-inflammatoires ou anti-TNF (Tumor Necrosis Factor))
- Maladie cardiaque
- Diabète
- Implants métalliques
- Pratique d'une activité physique en compétition
- Fractures dans les six derniers mois
- Epilepsie
- Traumatisme du membre inférieur durant les six derniers mois, ou qui connaît actuellement des symptômes nécessitant un traitement.
- Douleurs tendineuses (d'Achille et/ou patellaire) durant les six derniers mois
- Douleurs régulières du rachis
- Majeur sous tutelle / sous curatelle / hors d'état de consentir
- Toute autre condition dont le Dr Mabesoone considérerait qu'elle pouvait engendrer un risque individuel ou une interférence sur l'évaluation des données.

Suite aux réunions d'information, les candidats potentiels ont été conviés à compléter un questionnaire sur leur activité physique puis ont été convoqués à l'UTC pour une visite d'inclusion avec le Dr Mabesoone. L'examen clinique fut réalisé comme détaillé ci-dessous :

- ✓ Information du sujet concernant les objectifs, les risques prévisibles et les bénéfices de cette étude
- ✓ Recueil du formulaire de consentement et de la bonne compréhension de la procédure.
- ✓ Interrogatoire :
 - Recherche de signes anormaux à l'effort : palpitations, vertiges, douleurs, essoufflement.
 - Evaluation des antécédents sportifs : type de sport, niveau sportif, nombre d'entraînements par semaine.
 - Evaluation des antécédents familiaux et personnels
 - Antécédents familiaux de mort subite à l'effort, de maladie cardiovasculaire
 - Antécédents personnels :
 - de trouble du rythme, d'artériopathie des membres inférieurs et coronariens, d'hypertension artérielle, de diabète, cholestérol,
 - pathologie respiratoire,
 - pathologie ostéo-articulaire, antécédents de fracture dans les six derniers mois, antécédents chirurgicaux traumatiques,
 - maladie neuromusculaire ou osseuse,
 - maladie inflammatoire, métabolique, psychiatrique,
 - antécédents d'épilepsie,
 - prise d'anti-inflammatoires ou d'anti-TNF,
 - Recherche de douleurs tendino-musculaires ressenties lors des six derniers mois.
 - recherche d'addiction (tabac, alcool, drogue).
- ✓ Examen clinique
 - Données anthropométriques :
 - Taille, Poids, Calcul de l'IMC. Constantes, tension, pouls,
 - Examen cardio-vasculaire, auscultation cardiaque, recherche de souffle, d'extrasystole, palpation des trajets artériels.
 - Examen pulmonaire : auscultation pulmonaire, cyanose.
 - Examen de l'appareil locomoteur.
 - Examen debout et coucher.
 - Recherche d'anomalie statique rachidienne.
 - Examen des mobilités articulaires des membres inférieurs, mobilité du genou et de la cheville.
 - Palpation bilatérale des tendons patellaires et d'Achille.
 - Morphotype des membres inférieurs dans le plan frontal.
- ✓ Examen test dynamique de type Ruffier Dickson
- ✓ Le résultat de l'examen clinique sera renseigné sur une fiche.

Suite à l'accord du médecin et si le sujet donne son accord de participation, ce dernier et l'investigateur inscrivent leurs noms et prénoms clairement, datent et signent le formulaire de consentement.

Les différents exemplaires de la note d'information et du formulaire de consentement sont alors conservés (même en cas de déménagement du sujet pendant la durée de la recherche) dans un lieu sûr inaccessible à des tiers.

2.2.4 Sujets inclus et randomisation des groupes d'entraînement

Suite à la visite médicale, 11 jeunes et 35 séniors ont finalement répondu aux critères d'inclusion et ont ainsi pu être inclus dans le projet pour une durée de participation de 4 mois. Un seul groupe de jeunes étant prévu dans ce projet (20 à 30 ans), tous ont été automatiquement inclus dans ce seul groupe. Pour les sujets séniors, il était important que l'âge moyen des deux groupes ne soit pas significativement différent afin que le seul paramètre pouvant influencer les résultats obtenus soit l'intensité d'entraînement appliqué. Pour ce faire, les 35 sujets ont été tout d'abord regroupés par tranche de 5 ans (65-70 ans, 71-75 ans, 76-80 ans, ...). Ensuite, pour chacune des tranches d'âges, une répartition aléatoire dans chacun des deux groupes a été appliquée. Ceci afin, qu'approximativement le même nombre de sujets d'une même tranche d'âge soit présent dans chacun des deux groupes d'entraînement.

2.3 Matériels utilisés

2.3.1 Mesures des propriétés mécaniques du tendon

Afin de pouvoir investiguer les propriétés mécaniques des tendons patellaire (PT) et d'Achille (AT), l'utilisation d'ergomètres est nécessaire afin d'obtenir la force générée par une contraction isométrique en rampe de l'articulation couplée à l'imagerie échographique afin de quantifier les capacités d'élongation du tendon. Pour cela, la création de nouveaux ergomètres a été nécessaire afin de pleinement répondre aux objectifs de ce projet.

Les ergomètres genou et cheville ont été d'abord dessinés par moi-même (avec l'aide d'un ami, Pierre-Marie) en CAO (Conception Assisté par Ordinateur) sous le logiciel Solidworks v2016 (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Waltham, Massachusetts, États-Unis) (Figure 30).

2.3.1.1 Ergomètre pour l'investigation du tendon patellaire

La structure du châssis a été dessinée avec des profilés Bosch Rexroth et une attention toute particulière a été portée au positionnement de la cheville et au maintien du sujet lors de la contraction.

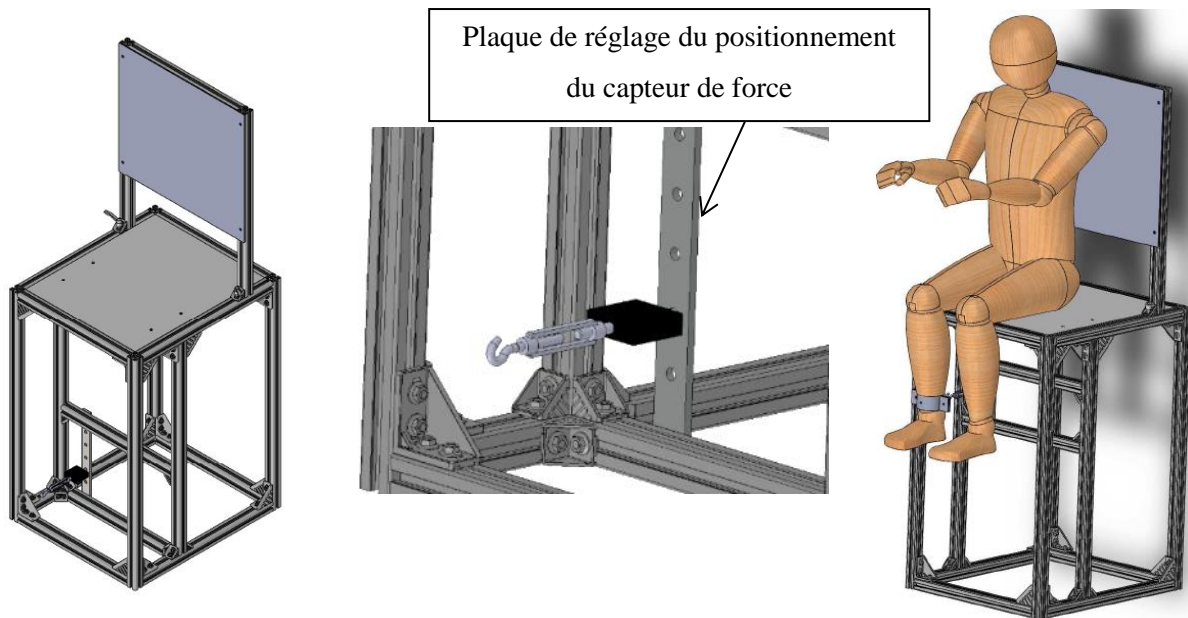


Figure 30 : Représentation CAO de l'ergomètre genou

Cette représentation CAO a permis de dessiner et de connaître les dimensions des profilés Bosch et d'établir la nomenclature avant l'achat du matériel. Pour la réalisation du petit outillage, la société de chaudronnerie Braillon & Van Vooren (Thourotte, Oise, France) nous a permis de découper et de souder certaines pièces des ergomètres genou et cheville (voir pédalier ci-dessous).

La construction de l'ergomètre par mes soins m'a permis d'optimiser l'ergonomie de celui-ci pour le sujet durant les phases de tests avant le début du protocole expérimentale. La plaque de réglage du positionnement du capteur de force (Figure 30), perforée tous les 40 mm, permet, en fonction de la taille de jambe du sujet, de positionner le dispositif de maintien de la cheville à l'emplacement adéquat. La Figure 30 illustre un sujet modélisé en position de réalisation des tests d'évaluation des propriétés mécaniques de tendon patellaire de la jambe droite. Cependant, cet ergomètre genou est conçu pour pouvoir investir les deux jambes. Le dossier de cette chaise est réglable en profondeur afin d'assurer un maintien optimal du dos en fonction de la taille des sujets. Des renforts en mousse de faible épaisseur au niveau de l'arrière de l'articulation des genoux ont été installés pour éviter toute douleur lors de la contraction. Un tapis antidérapant est également placé sur l'assise afin d'éviter tout

glissement du sujet (Figure 31). Les petits élastiques de couleur permettent de maintenir le support de sonde (cf. Support de sonde) lors de la contraction.

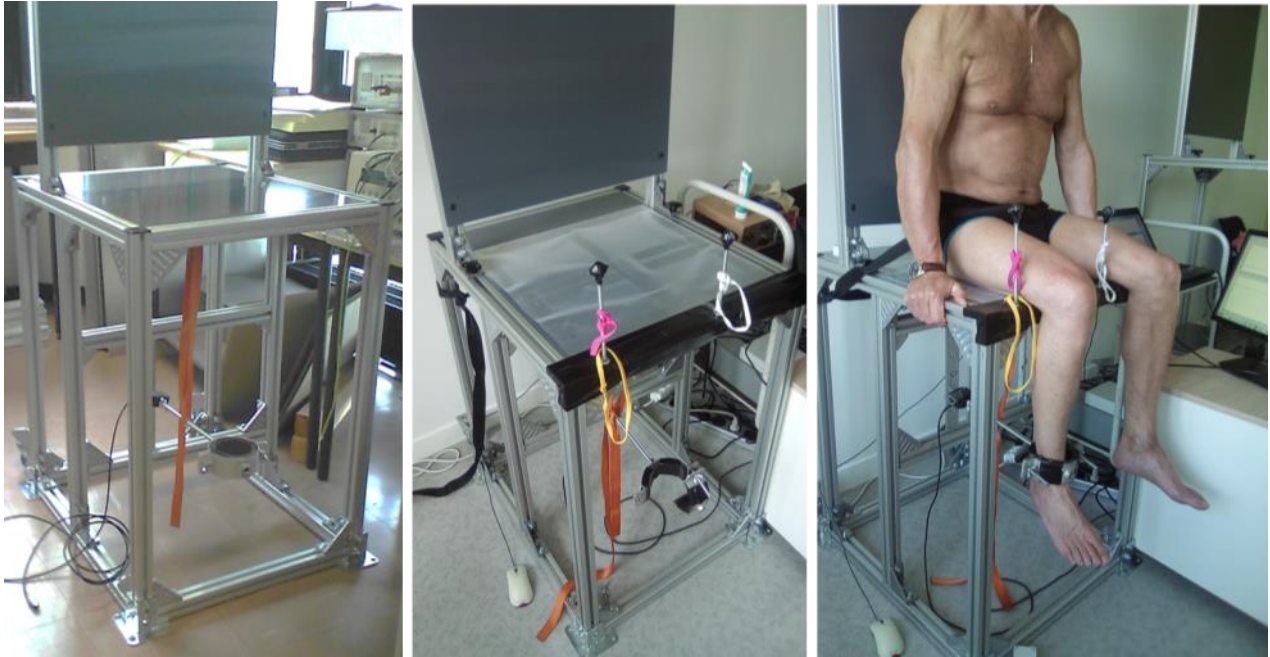


Figure 31 : Photos de l'ergomètre genou en construction, puis en phase de test, avec sujet installé.

Une sangle a également été installée pour limiter au maximum toute élévation du bassin lors de la contraction. Afin de quantifier les capacités de développement de force des sujets, les ergomètres cheville et genou sont équipés de capteur de force en forme de S (FN3030-1KN, MEAS) capable de quantifier un effort en traction et en compression avec une précision de $\pm 2N$. Sur l'ergomètre genou, ce capteur de force est positionné juste entre la plaque de réglage du positionnement vertical de celui-ci et la cheville du sujet comme illustré Figure 26. Le capteur subit donc un effort de traction lors de l'extension du genou et un effort de compression lors de la flexion.

2.3.1.2 Support de sonde

Afin de permettre le maintien de la sonde échographique lors de la contraction, j'ai dessiné un support sur logiciel de CAO qui a ensuite été imprimé en 3D avec un plastique souple (ninjaflex) (Figure 32). La forme convexe du support assure le contact avec la forme du genou et les deux ergots situés de chaque côté permettent, grâce à des élastiques, de maintenir le contact avec la structure à observer (tendon, muscle, jonction musculo-tendineuse) tout au long de la contraction.

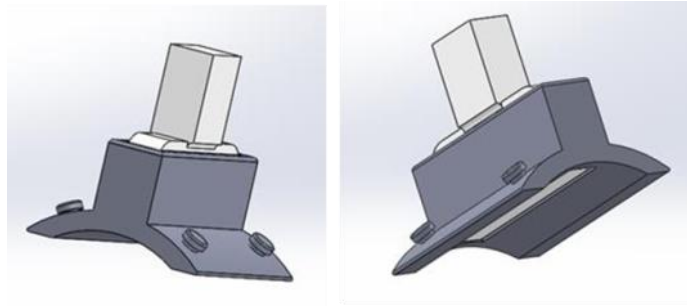


Figure 32 : Vue CAO du support de sonde avec la sonde échographique en position

2.3.1.3 Ergomètre pour l'investigation du tendon d'Achille

Comme pour l'ergomètre genou, l'ergomètre dédié à l'investigation du tendon d'Achille a été conçu sur le même logiciel de CAO (Figure 33 – A et B). La difficulté était de pouvoir assurer le bon positionnement de la cheville, de sa position angulaire, de limiter au maximum l'élévation du talon, et de pouvoir accéder au tendon relativement facilement afin d'appliquer et maintenir la sonde échographique correctement.

Le pédalier a été conçu pour permettre de régler l'angulation de la cheville (Figure 33 – C) suivant les conditions de test souhaitées. L'élévation du talon est limitée grâce à l'utilisation d'un système venant appuyer sur la partie supérieure de la jambe, juste au-dessus du genou (Figure 33 – D). Le sujet une fois assis en position de test, sera assez haut (1m20 du sol) pour permettre de se glisser sous l'assise, installer ainsi correctement la sonde échographique, et pouvoir la maintenir si besoin tout au long du protocole expérimental. La représentation CAO Figure 33 illustrée le sujet est en position pour l'investigation de la jambe droite. Cependant, le pédalier est prévu pour pouvoir glisser latéralement afin d'obtenir une configuration de l'ergomètre cheville permettant une investigation de la jambe gauche si besoin.

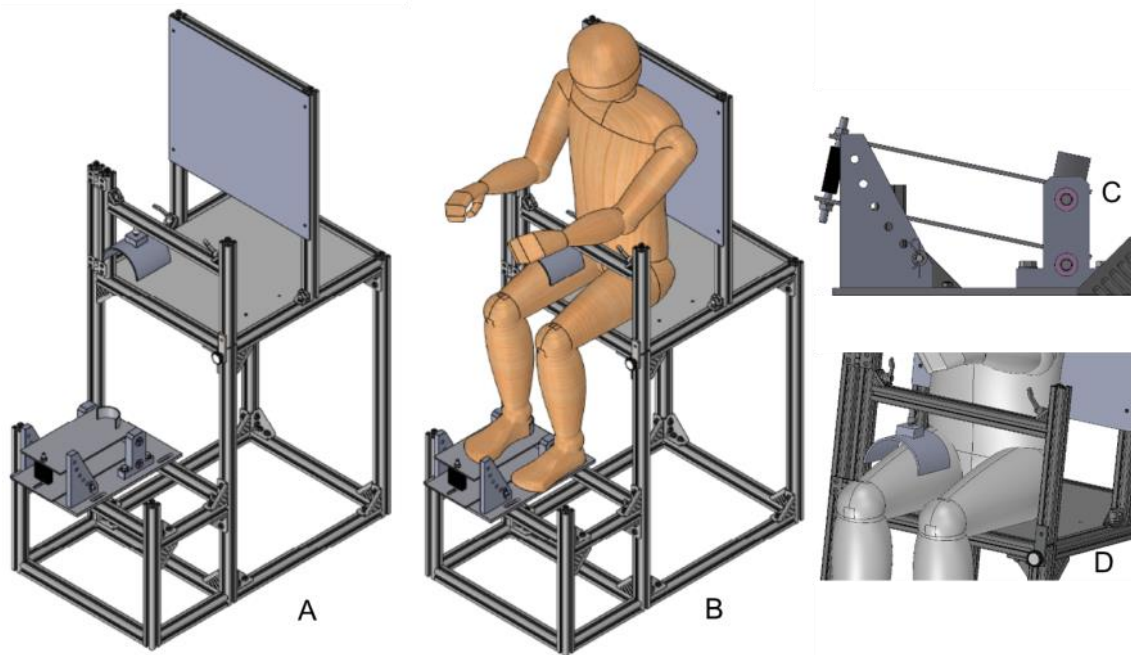


Figure 33 : Représentation CAO de l'ergomètre cheville

A : vue d'ensemble de l'ergomètre cheville ; B : vue d'ensemble avec sujet ; C : vue de profil du pédalier ; D : vue du système de compression de la jambe permettant de limiter l'élévation du talon

Le réglage en hauteur et en profondeur du pédalier est possible à l'aide des montants en profilés Bosch Rexroth et de molettes de serrage rapides installées à cet effet, permettant ainsi un ajustement rapide à la position souhaitée. Le même capteur de force que celui de l'ergomètre genou, en forme de S (FN3030-1KN, MEAS) est positionné entre les deux plaques de la partie pédalier (Figure 33 – C). Dans cette configuration, le capteur de force est donc sollicité en compression lors de la flexion plantaire et en traction lors de la flexion dorsale.

Des renforts en mousse de faible épaisseur ont été installés au niveau de de l'articulation des genoux afin d'éviter toute sensation douloureuse lors de la contraction due à la structure de l'ergomètre et à la compression de la cuisse. Une sangle au niveau des métatarses permet le maintien du pied sur la plaque du pédalier lors de la dorsiflexion (Figure 34).



Figure 34 : Ergomètre cheville en construction, puis en phase de test avec sujet installé

2.3.1.4 Echographe

Un échographe Hitachi Noblus-E/-F a été utilisé pour suivre les capacités d'élongation des tendons d'Achille et Patellaire. L'élongation des tendons sera obtenue durant une extension isométrique en rampe en utilisant une sonde linéaire large 5-10MHz de 92 mm. Cette sonde a été positionnée dans le plan sagittal le long des tendons ce qui permet, grâce sa dimension importante de visualiser les insertions proximales et distales de chacun des tendons d'intérêts. Les acquisitions se sont faites en mode B à 25Hz. Un signal de synchronisation (en utilisant un générateur électrique de signal carré) a permis, en post-traitement, de recalculer temporellement les images échographiques avec les signaux de force et EMG.

2.3.1.5 Signaux électromyographiques

L'activité électromyographique (EMG) de surface a été enregistrée en utilisant des électrodes bipolaires (Dorvit Medical ; Réf : 83060TXIBC15) de surface adhésive équipées d'un capteur en chlorure d'argent (distance inter-électrodes : 20mm).

L'impédance de la peau était réduite en dessous de $5k\Omega$ grâce à une préparation standard (rasage, abrasion douce et nettoyage par compresse imbibée d'alcool modifié à 70°). Les électrodes d'enregistrement sont placées parallèlement à l'axe des principales fibres sur le corps des muscles :

- Pour l'investigation du tendon d'Achille : sur les deux gastrocnémiens (GL et GM) et 2cm en dessous de l'insertion terminale musculo-tendineuse entre les gastrocnémiens et du tendon d'Achille pour le muscle soléaire. Les électrodes de référence sont placées sur les condyles latéraux du tibia et du péroné.
- Pour l'investigation du tendon patellaire : l'activité EMG a été enregistrée sur le muscle vaste latéral (VL) ainsi que pour le long chef du biceps fémoral (BFLH) afin d'enregistrer le niveau de co-contraction des muscles antagonistes durant l'extension du genou réalisée en condition isométrique.

Le signal EMG brut a été envoyé vers un amplificateur EMG (Neurolog System, Isolator NL820) pour être amplifié entre 500 et 1000 fois puis enregistré à 2000Hz, et enfin stocké et intégré pour les futures analyses.

2.3.1.6 Stimulation électrique

L'activation maximale des muscles du triceps sural est induite par une stimulation électrique du nerf moteur du triceps sural. Une cathode de stimulation (sphère en inox de 9mm) est placée dans le creux poplité interne. Une anode (plaque d'argent 4 x 5 cm) est placée sur le genou au niveau de la rotule. La cathode et l'anode sont recouvertes d'un gel électrolytique afin d'assurer une meilleure conduction électrique. Les stimulations électriques sont délivrées grâce à l'utilisation d'un neurostimulateur (Digitimer, DS7). L'intensité de stimulation est progressivement augmentée jusqu'à induire une stimulation maximale des 3 chefs du triceps sural. La stimulation maximale était obtenue lorsque l'augmentation de l'intensité de stimulation n'induisait plus d'augmentation de la réponse électromyographique (EMG) des muscles du TS. Une intensité de stimulation supra-maximale de 20% supérieure à l'intensité maximale était appliquée pour la suite du protocole expérimental. L'activité EMG de surface fut enregistrée sur les muscles Sol, GM, GL et Tibialis Antérieur (TA).

2.3.1.7 Acquisition des signaux

L'ensemble des appareils électriques utilisés dans ce projet ont été reliés au secteur 220v au travers de transformateurs d'isolement (IMEDe 300 et 600). L'utilisation de ces transformateurs d'isolement a ainsi permis de respecter les spécifications de la directive CE pour des produits médicaux et d'assurer la sécurité électrique des patients.

Afin de permettre l'alimentation du capteur de force et la connexion de celui-ci avec la carte d'acquisition, un conditionneur a été développé par le service électronique de l'UTC sous la référence : Capteurforce-conditionneur_SE.UTC_2013.

Enfin une carte d'acquisition (Data translation ; DT9800 et alimentation Tracopower ; TXL-060-24S) a permis de recueillir la totalité des signaux (EMG, Force, Stimulation, Synchronisation) et de les envoyer vers un ordinateur d'acquisition pour le stockage des données (Figure 35).

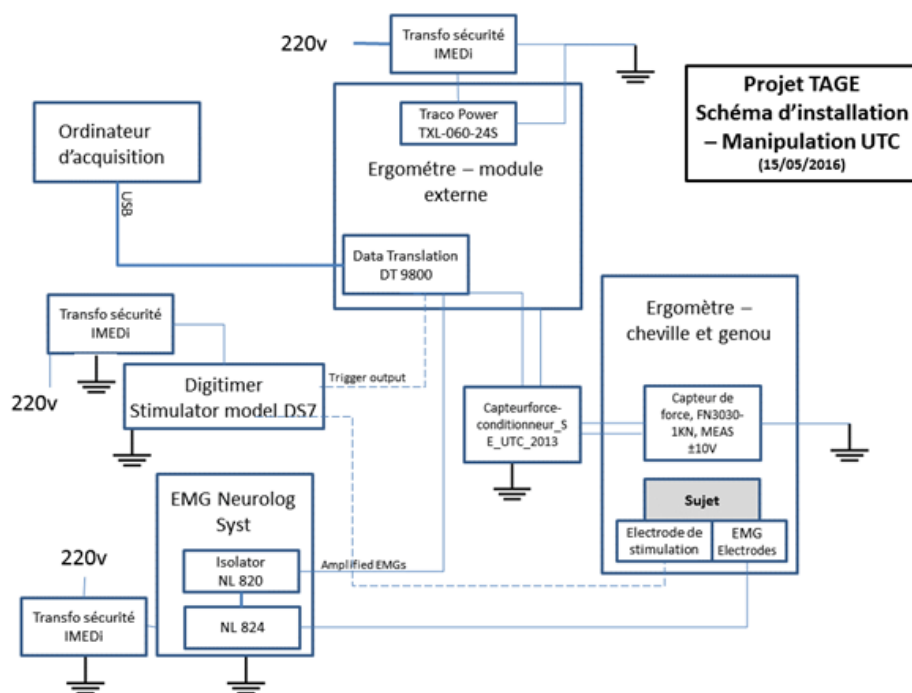


Figure 35 : Schéma de câblage du protocole expérimental sur les ergomètres

2.3.2 Imagerie par résonance magnétique (IRM)

Afin de pouvoir accéder à l'architecture des tissus (muscle et tendons), une IRM 1.5T (Signa HDx, General Electric, Milwaukee, WI, USA) situé au Centre d'imagerie médicale avancée (CIMA) de la polyclinique Saint Côme de Compiègne a été utilisée. L'accès à cette IRM hors cadre de santé a été possible le dimanche uniquement avec l'aide précieuse des manipulateurs radio et du Pr Charleux (responsable du service d'imagerie). Plusieurs séances préliminaires ont été nécessaires afin de définir les séquences d'acquisition optimales permettant d'obtenir les meilleures qualités d'images pour les structures d'intérêt dans un temps d'acquisition raisonnable. L'ensemble des acquisitions par sujet (membre inférieur droit en totalité (de la tête fémorale jusqu'au calcaneum), tendons d'Achille et Patellaire en totalité en plan transversal) ne devant excéder 25 min. Ces séquences seront détaillées dans la partie Protocole expérimental.

2.3.3 Analyse du mouvement

Dans le but de déterminer la performance globale du système neuro-musculo-squelettique, six tests de stabilité et de mouvement ont été utilisés. Durant ces tests, les mouvements des sujets ont été enregistrés grâce à l'utilisation :

- D'un système de capture de mouvement (Vicon Motion system Ltd) composé de 18 cameras infra-rouge T160 (résolution de 16 MP, fréquence d'acquisition de 120 images/s) ; 6 caméras MX3+ (résolution de 0.3 MP, fréquence d'acquisition de 240 images/s), 11 Bonita 3 et une caméra Bonita 10 (résolution de respectivement 0.3 et 10 MP, fréquence d'acquisition de 240 et 250 images/s) et 2 caméras Bonita 720c (fréquence de 120 images/s).
- De deux plateformes de forces AMTI-OR6 Série Force Plate (4450 N ou 8900 N) pouvant capter des données jusqu'à une fréquence d'échantillonnage de 3.000 Hz.
- De marqueurs sphériques recouverts d'un matériau réfléchissant dont le diamètre varie de 10 à 20 mm ont été positionnés au niveau des centres articulaires des sujets à l'aide d'adhésifs à usage médical.

Un siège rigide de hauteur 46 cm a été conçu pour répondre à l'exercice de lever de chaise.

2.3.4 Quantification des ponts-liants non enzymatiques (AGEs) dans le tissu cutané

Les ponts-liants non enzymatiques (AGEs) sont des molécules toxiques pour l'organisme et leur accumulation avec l'âge a été démontrée dans une grande variété de tissus comme le cortex rénal, le système cardiovasculaire, le foie, les yeux, la peau et les tissus conjonctifs (Singh et al. 2001). Il est maintenant admis que la production des AGEs dans le corps est un processus inévitable et continu tout au long de la vie (Bohlender et al. 2005). Même en l'absence de maladie, le niveau d'AGEs augmente naturellement avec l'âge (Nedić et al. 2013). Il a été montré que la quantité d'AGEs augmente linéairement jusqu'à 70 ans (Koetsier et al. 2010). Leur accumulation joue donc un rôle important dans le phénotype du vieillissement (Semba et al. 2010) et dans les pathologies comme le diabète (Brownlee 2001), la maladie d'Alzheimer (Krautwald and Münch 2010) ou les maladies cardiovasculaires (Basta 2004) .

La quantification des ponts-liants non enzymatiques (AGEs) est donc importante dans l'aide à la compréhension du processus d'accumulation de ceux-ci avec l'âge ou au cours du développement de pathologies. Récemment, une méthode non-invasive a été mise au point. Cette méthode consiste en l'utilisation de la technique d'autofluorescence de la peau par un dispositif appelé AGE Reader Mu (DiagnOptics BV, Groningen, the Netherlands) (Meerwaldt et al. 2004). En effet, cet équipement illumine environ 1 cm² de peau avec une source lumineuse dont la longueur d'onde d'excitation est de 300 à 420 nm. Sous cette excitation, les ponts-liants non enzymatiques ont un spectre d'émission fluorescent caractéristique compris entre 370 et 440 nm. Par ce dispositif, la mesure simple, rapide (quelques secondes) et non-invasive de l'autofluorescence de peau est devenue un moyen pratique de quantifier l'accumulation d'AGEs et/ou les effets des interventions visant à réduire cette accumulation.

En 2004, il a été montré que la quantification des AGEs par la technique d'autofluorescence est corrélée à la quantité d'AGEs dosés à partir de biopsies cutanées chez des sujets en bonne santé, chez des sujets atteints de diabète de type 1, de diabète de type 2, chez des sujets avec une fonction rénale normale et des sujets sous hémodialyse (Meerwaldt et al. 2004). Chez les personnes atteintes d'un diabète il a été reporté que l'autofluorescence a une variabilité intra-individuelle de 4,2 à 5,0% (Meerwaldt et al. 2004).

Dans la présente étude, ce dispositif a permis de quantifier l'accumulation des ponts-liants non enzymatique au niveau de l'avant-bras et sur le mollet en nettoyant préalablement la peau avec une compresse imbibée d'alcool modifié à 70° .

2.3.5 Matériels d'entraînements

Le matériel d'entraînement utilisé pour cette étude est commercialisé par Life-Fitness (Rosemont, Illinois, États-Unis). Les machines guidées utilisées pour les entraînements sont :

Calf Extension (SS-CE)	Seated Leg Press (SS-SLP)	Leg Extension (SS-LE)
		

En utilisant un parc de machines de musculation guidées, aucune charge n'est à manipuler par l'utilisateur (uniquement des goupilles à placer suivant le nombre de plaques à soulever voulues). De plus, les mouvements réalisés sont totalement guidés limitant ainsi les risques de blessure dus à une mauvaise réalisation de l'exercice.

2.4 Design de l'étude

Chaque sujet recruté a été aléatoirement inclus dans un des programmes d'entraînement comme indiqué dans la Figure 36. Le programme d'entraînement avait pour objectif de solliciter principalement les muscles extenseurs du genou (quadriceps) ainsi que les muscles fléchisseurs plantaires (Triceps Sural). Bien que les investigations se soient portées sur les muscles et tendons de la jambe droite, les entraînements ont été appliqués sur les deux jambes afin d'induire un développement harmonieux et ainsi éviter de provoquer un déséquilibre entre les deux jambes.

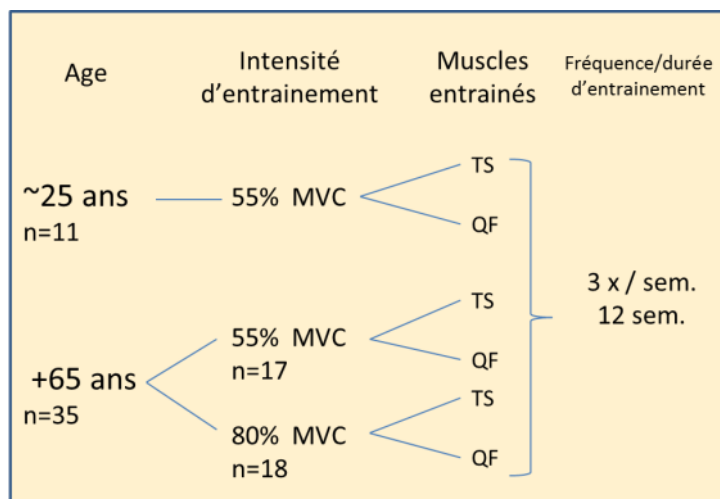


Figure 36 : Présentation des différents groupes, âges et intensités d'entraînement au début du protocole

Chaque sujet a été évalué quatre semaines avant le début du programme d'entraînement (T-4), à T0 (juste avant le démarrage de l'entraînement) et toutes les quatre semaines durant 12 semaines (T4, T8 et T12) comme illustré dans la Figure 37.

L'évaluation réalisée quatre semaines avant le début du programme d'entraînement (T-4) a permis d'utiliser chaque sujet comme son propre contrôle et ainsi d'éviter d'avoir à recruter deux groupes supplémentaires (jeunes et âgés) uniquement comme groupes contrôles. Quoiqu'il en soit, la phase de recrutement ne nous a pas permis de disposer de suffisamment de sujets volontaires pour pouvoir définir un groupe purement contrôle. Chaque sujet affecté à un groupe d'entraînement a débuté un programme d'entraînement de 12 semaines à raison de trois séances d'entraînement par semaine (Figure 37). Des sessions d'évaluation sont réalisées tous les mois durant cette phase d'entraînement afin de suivre la cinétique d'évolution de certains paramètres au cours de la période d'entraînement (T4, T8 et T12).

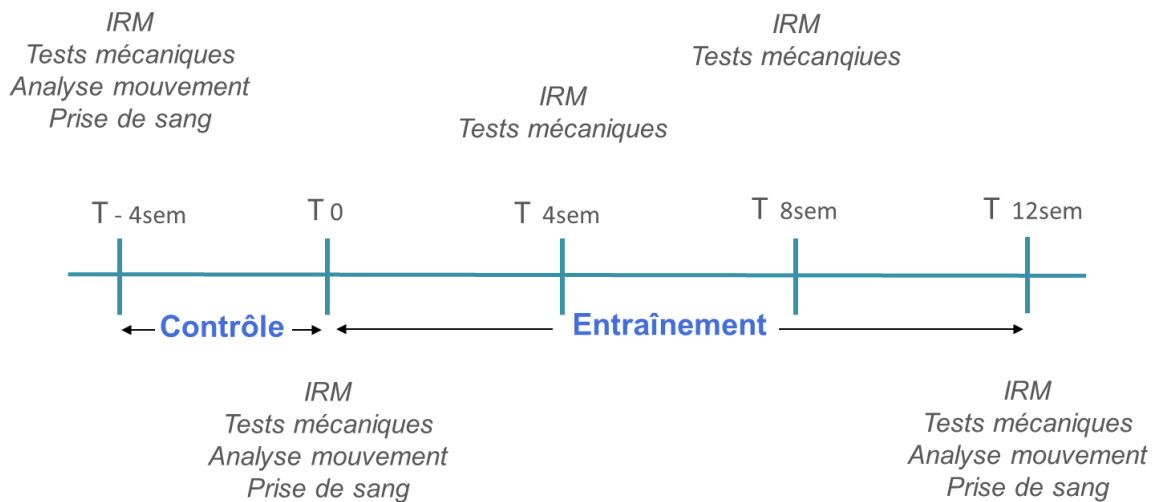


Figure 37 : Schéma du protocole expérimental

2.4.1 Protocole expérimental

Suite à la visite médicale d'inclusion, les sujets ont été informés des prochains rendez-vous pour le démarrage du protocole expérimental. Plusieurs tests sont réalisés à différentes périodes du protocole comme détaillé dans le Tableau 9.

Lieu	Evaluation/mesure	T-4	T0	T4	T8	T12
Polyclinique	IRM muscles Quadriceps volume	✓	✓			✓
	IRM muscles TS volume	✓	✓			✓
St Côme	IRM muscles Quadriceps CSA			✓	✓	
	IRM muscles TS CSA			✓	✓	
	IRM tendons AT/PT	✓	✓	✓	✓	✓
UTC	Propriétés mécaniques des tendons	✓	✓	✓	✓	✓
	Propriétés contractiles du TS	✓	✓			✓
	Analyse du mouvement	✓	✓			✓
	Mesure Age Reader	✓	✓			✓
LABO Team	Prise de sang	✓	✓			✓

Tableau 9 : Tableau récapitulatif des différents tests réalisés pour chaque sujet aux différentes sessions d'évaluation

Lors de la session de test à **T-4** les sujets ont réalisé : des acquisitions IRM des muscles du membre inférieur, des acquisitions IRM des tendons d'Achille et patellaire, une évaluation des propriétés contractiles des muscles du TS sur ergomètre, une évaluation des propriétés

mécaniques des tendons sur ergomètres en utilisant l'imagerie échographique, la mesure par Age Reader, une prise de sang et l'analyse du mouvement. Pour chaque sujet, l'ensemble des tests réalisés à l'UTC se sont déroulés le même jour. Les IRM ont été, comme mentionné précédemment, réalisées le dimanche. Enfin les sujets choisissaient librement le jour de leur prise de sang au laboratoire d'analyse médicale privé (Labo TEAM Compiègne) dans les deux jours précédant ou suivant leur session de tests à l'UTC. Ce même schéma de passage des différents tests était reproduit à chaque session de test (T0, T4, T8, et T12) au regard de l'organisation des différents tests comme présenté le Tableau 9.

Test à **T0** (juste avant le début des entraînements) : Pour cette session de tests, les sujets ont réalisé exactement le même protocole expérimental que celui effectué à T-4. Ces données obtenues à T-4 et T0 devant servir à l'établissement de notre groupe control.

Test à **T4** : Cette session est réalisée après un mois d'entraînement. Durant cette session de tests les sujets ont réalisé : une seule acquisition IRM de 45cm centrée sur le genou afin de quantifier une CSA pour le quadriceps et une pour le triceps sural, des acquisitions IRM des tendons d'Achille et patellaire et une évaluation des propriétés mécaniques des tendons sur ergomètres en utilisant l'imagerie échographique.

Test à **T8** : Pour cette session de tests, les sujets ont réalisé exactement le même protocole expérimental que celui effectué à T4.

Enfin la visite de fin de protocole expérimental réalisée à **T12**: Pour cette session de tests, les sujets ont réalisé exactement le même protocole expérimental que celui effectué à T-4 et T0.

Afin de s'affranchir de l'influence des variations circadiennes sur les paramètres mesurés, chacun des sujets a réalisé l'ensemble des tests/examens au même moment de la journée quelle que soit la période de test considéré (T-4, T0, T4, T8, T12).

2.4.1.1 Session IRM

Les sessions d'IRM se déroulaient à la polyclinique St-Come de Compiègne le dimanche. Les sujets étaient accueillis par mes soins pour donner les instructions pour l'examen. Ils étaient invités à retirer pantalon, chaussures, chaussettes, lunettes, dentier (si besoin), montre et tous objets métalliques (chaîne, collier, bracelet etc..). Puis les sujets étaient installés sur la table de l'IRM en position allongée sur le dos. Des antennes spécifiques à l'exploration des articulations de la cheville et du genou ont été utilisées, permettant l'amplification du signal et l'immobilisation parfaite de l'articulation durant la séquence.

Après avoir installé l'antenne pour la cheville, celle-ci était maintenue à 90° grâce à une équerre en bois, ceci afin d'explorer le triceps sural et le tendon d'Achille dans le même état d'allongement entre les différentes sessions de tests pour un même sujet et entre les sujets. Le sujet était ensuite informé de rester immobile pour une durée de quatre minutes. La première séquence 3D spin écho pondérée en T1 (Scan Sagittal ; matrice 224 x 224 ; TR 1540ms; TE 38ms, épaisseur de coupe de 0.4mm, gap=0) pour le tendon d'Achille pouvait démarrer en s'assurant que la séquence recouvrait la totalité du tendon d'Achille libre de l'insertion calcanéenne jusqu'à la jonction musculo-tendineuse avec le muscle soléaire (Figure 38-A). Ensuite l'antenne genou était installée pour l'acquisition des images du tendon patellaire pour la même durée. Pour l'exploration du tendon patellaire, le genou était en position légèrement fléchi (20° de flexion) afin de mettre légèrement sous tension le tendon et ainsi pouvoir évaluer sa longueur réelle. La base de la rotule était positionnée au centre de l'antenne afin d'avoir toute la longueur du tendon Patellaire du sommet de la rotule jusqu'à la tubérosité tibiale antérieure. La seconde séquence 3D spin écho pondérée en T1 (Scan Sagittal ; matrice 288 x 256 ; TR 1540ms; TE 38ms, épaisseur de coupe de 0.4mm, gap=0) pour le tendon Patellaire pouvait démarrer (Figure 38-B).

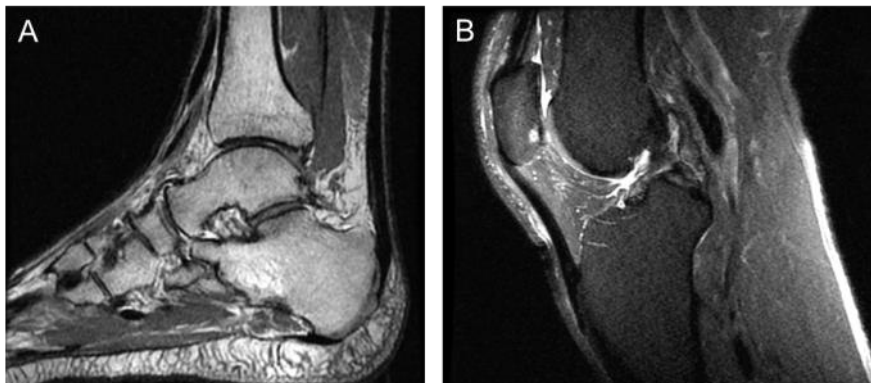


Figure 38. A : Vue sagittale du tendon d'Achille ; B : Vue sagittale du tendon patellaire

Ensuite, une antenne spécifique pour l'acquisition des aires de section transverse (CSA) musculaires été installée. Les muscles quadriceps fémoral et triceps sural ont été scannés en utilisant une séquence d'image VIBE (Volume interpolated GRE) (Matrice 240 x 240 ; TR 6.3ms; TE 3.0ms, épaisseur de coupe de 2.6 mm, gap=0). Pour les muscles du quadriceps, un scan axial contigu a été réalisé perpendiculairement à la cuisse de l'articulation fémoro-tibiale jusqu'à la crête iliaque. Pour les muscles du triceps sural, la séquence a été effectuée du calcaneus à l'articulation fémoro-tibiale. L'antenne utilisée pour les acquisitions étant de 45 cm, pour certains sujets de grande taille, le scan du quadriceps a dû être réalisé en deux séquences. Dans ce cas des marqueurs externes (gélules d'huile de foie de morue) ont été

positionnés sur la jambe du sujet afin de pouvoir plus facilement recalcr les différentes séquences d'acquisition *a posteriori*. (Figure 39 B et C).

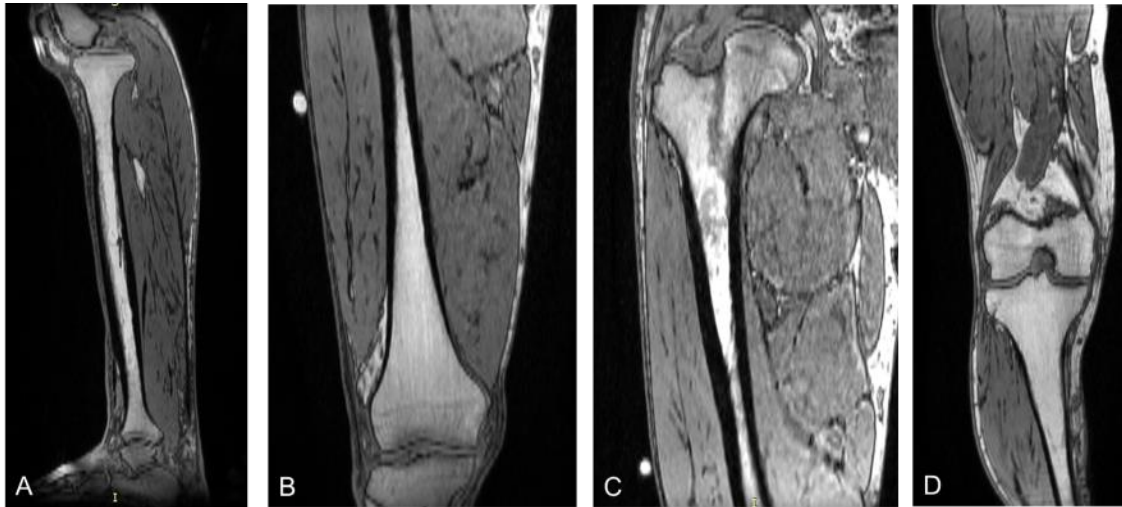


Figure 39. A : Vue sagittale du Triceps Sural ; B : Vue coronale de la première partie du quadriceps avec gélule d'huile de foie de morue (signal ovale blanc en haut à gauche); C : Deuxième partie du quadriceps pour le même sujet comprenant la gélule en bas à gauche ; D : Vue coronale de l'acquisition à T4 et T8 pour les muscles.

Pour la mesure des CSA aux périodes T4 et T8, un scan unique (avec les mêmes paramètres que les précédentes séquences muscles) regroupant TS et quadriceps a été réalisé en positionnant le plateau tibiale au centre de l'acquisition afin de pouvoir obtenir la CSA des différents chefs du TS à 30% de la longueur du tibia et ceux du quadriceps à 40% de la longueur du fémur (Figure 39-D).

La totalité de ces acquisitions avec l'installation du sujet et les différents appareillages durait 30 min pour les tests à T-4, T0 et T12. Et 20 min pour les tests à T4 et T8.

2.4.1.2 Exploration des capacités des systèmes musculaires et tendineux

Ces mesures se sont déroulées à l'UTC au centre d'innovation dans une pièce calme à l'abri des perturbations extérieures. Des périodes de repos étaient aménagées pendant et après les différents tests afin d'éviter d'induire un effet fatigue dans notre protocole expérimental. Cette phase d'expérimentation prenait environ une heure.

Au cours de cette session, les différentes mesures ont été réalisées. Leur enchainement se déroulait dans l'ordre suivant pour des raisons pratiques d'organisation :

- Mesure Age Reader
- Longueur du fémur par imagerie échographique
- Application des neurostimulations pour déterminer l'intensité d'obtention du Mmax
- Détermination de la CMV du TS en flexion plantaire
- Contraction en rampe et mesure de l'élongation du AT libre et JMT GM
- Détermination de la CMV du TA en flexion dorsale
- Détermination de la CMV du quadriceps fémoral lors de l'extension de genou
- Contraction en rampe et mesure de l'élongation du PT et aponévrose VL
- Détermination de la CMV des ischio jambiers lors de la flexion de genou

2.4.1.2.1 Mesure de la quantité de ponts-liants non enzymatiques (AGE)

Le sujet était accueilli et invité à retirer pantalon, chaussures et chaussettes. Puis il était installé sur une chaise pour effectuer la mesure Age Reader sur l'avant-bras, en nettoyant au préalable la zone de peau concernée avec une compresse imbibée d'alcool modifié à 70°. L'avant-bras droit du sujet était guidé puis positionné par mes soins en s'assurant que la paume de main était orientée vers le bas et que la tête cubitale soit en dehors de l'extrémité en mousse de l'appareil (partie bleue sous l'avant-bras) en laissant le coude légèrement fléchi (Figure 40). Il était demandé au sujet de ne pas bouger durant la mesure (10 secondes). Le sujet était ensuite installé sur une table d'examen pour réaliser ces mêmes mesures sur le mollet droit. La même procédure de nettoyage de la zone d'intérêt était appliquée. La jambe était ensuite positionnée en prenant soin de placer la malléole externe juste en dehors de la partie en mousse bleue. Trois mesures ont été réalisées en levant et repositionnant l'avant-bras et la jambe entre chaque essai. Les mesures étaient sauvegardées pour les analyses ultérieures.



Figure 40 : Positionnement de l'avant-bras sur l'appareil de mesure Age Reader

2.4.1.2.2 Longueur du fémur

En utilisant l'imagerie échographique avec une sonde linéaire large bande (5-18Mhz), le centre articulaire du genou et le grand trochanter du fémur étaient repérés afin de mesurer la longueur du fémur. Ensuite un repère a été placé sur la peau à 40% de cette longueur en partant du centre articulaire du genou.

2.4.1.2.3 Applications des stimulations électriques

Le sujet était ensuite installé sur l'ergomètre cheville. Tout d'abord, la hauteur du pédalier était ajustée en fonction de la longueur du segment de la personne (dessous du genou non décollé de l'assise et talon en contact sur le pédalier ; ce positionnement restera le même durant toutes les sessions de tests (T-4, T0, T4, T8, T12)), la profondeur du pédalier était également ajustée afin d'aligner l'axe de rotation du pied avec l'axe de rotation du pédalier. Puis, les électrodes électromyographiques étaient positionnées comme décrit précédemment (Signaux électromyographiques). L'électrode de stimulation était positionnée comme mentionné (Stimulation électrique). Enfin, le pied était alors fermement maintenu en position grâce à la sangle située au niveau des métatarses (Figure 34).

Afin de limiter au maximum l'élévation du talon lors de la contraction en flexion plantaire, un système de vis sans fin faisait descendre une bride sur l'extrémité haute de la rotule, comprimant ainsi la cuisse sur l'assise minimisant ainsi toute modification de l'angulation de l'articulation de la cheville (Figure 41).



Figure 41 : Positionnement du sujet sur l'ergomètre cheville et son système de maintien lors de la contraction

Afin d'induire la secousse isométrique maximale du triceps sural, l'intensité de la stimulation électrique a été augmentée progressivement jusqu'à atteindre la réponse motrice directe M maximale sur chacun des trois muscles du triceps sural. Une fois l'intensité d'obtention du Mmax définie, cinq stimulations maximales ont été appliquées et les réponses EMG et mécaniques induites ont été enregistrées. Durant les acquisitions, les stimulations sont déclenchées aléatoirement par commande manuelle afin d'éviter toute anticipation du sujet.

2.4.1.2.4 Détermination de la CMV pour la flexion plantaire

La détermination de la force musculaire isométrique maximale du sujet (CMV) est une étape importante. Durant la contraction volontaire, le sujet avait le buste redressé, sans appui dorsal, les bras croisés et la jambe gauche reposant sur un repose-pied pour éviter toute contribution parasite d'autres muscles que ceux du triceps sural. Il était alors demandé au sujet de développer le plus rapidement possible une contraction musculaire en flexion plantaire et de maintenir ce niveau de contraction maximal pendant trois secondes. Pendant ce plateau de contraction, une stimulation électrique supra-maximale (20% supérieur à

l'intensité d'obtention du M_{max}) est appliquée afin d'évaluer visuellement le déficit d'activation éventuel du sujet en condition maximale, avant de se relâcher. En cas de déficit trop important, la consigne était réexpliquée au sujet et un nouvel essai de détermination de sa CMV était entrepris. Ceci afin de déterminer le plus précisément possible la CMV de chaque sujet. Trois mesures de CMV sont ensuite enregistrées avec une minute de repos entre chaque essai et le meilleur est pris en compte comme CMV du jour pour la suite des tests.

2.4.1.2.5 Contraction en rampe et élongation AT libre et JMT

Après avoir déterminé le niveau de la contraction maximale en flexion plantaire, les sujets devaient réaliser une contraction en rampe d'une durée de cinq secondes allant de l'état de repos jusqu'à leur CMV préalablement définie. Afin d'aider le sujet à réaliser la contraction isométrique en essayant de respecter le plus fidèlement le temps et l'intensité pour la rampe, un logiciel indiquant la consigne a été conçu par l'UTC sous l'interface LABview (ACQ2016). Les sujets se familiarisaient avec un feedback de la contraction et une consigne à suivre affichée sur un écran en face d'eux. Il était demandé au sujet de suivre le plus fidèlement possible la consigne. Un ou deux essais étaient réalisés préalablement à la phase d'enregistrement. Afin de suivre l'élongation du tendon d'Achille libre durant cette contraction en rampe, une sonde échographique linéaire large 5-10MHz de 92 mm est positionnée au niveau du tendon d'Achille libre dans le plan sagittal. L'image échographique permet de visualiser l'insertion distale du tendon d'Achille sur le calcanéum et son insertion proximale sur la JMT du soléaire. Durant la contraction, l'élongation de la JMT du soléaire est donc enregistrée par imagerie échographique, image par image, à une fréquence d'acquisition de 25 Hz. Deux essais sont réalisés avec une minute de repos entre deux essais.

De la même manière, après avoir réalisé ces essais sur le tendon d'Achille libre, la sonde échographique est positionnée au niveau de la jonction musculo-tendineuse entre le GM et le tendon d'Achille. Un marqueur externe placé sur la peau et sous la sonde servait de référence et permettait de s'assurer que la sonde n'avait pas bougé durant la contraction. Le déplacement de cette JMT du GM est mesuré afin de quantifier les capacités d'élongation de celle-ci. Deux essais sont réalisés avec une minute de repos entre deux essais. En cas de non-respect de la consigne, le test était arrêté et recommencé après une période de repos.

Un signal de synchronisation est envoyé avant le début de la contraction afin de pouvoir recalculer temporellement et ultérieurement les signaux de force et les images échographiques acquis sur les deux outils différents.

2.4.1.2.6 Contraction en flexion dorsale

Après ces tests de flexion plantaires, les sujets ont réalisé deux essais de flexion dorsale isométrique en condition maximale. Ceci afin de pouvoir évaluer la contribution des muscles antagonistes (Tibialis Antérieur) lors de la contraction en rampe réalisée en flexion plantaire.

2.4.1.2.7 Détermination de la CMV pour l'extension du genou

Des électrodes EMG bipolaires ont été positionnées sur le muscle VL ainsi que pour le long chef du biceps fémoral (BFLH) comme précédemment détaillé. Le sujet était ensuite installé sur l'ergomètre genou et la hauteur de l'attache cheville était ajustée en fonction de la longueur du segment. L'attache cheville était alors fermée, emprisonnant l'articulation juste au-dessus des malléoles (Figure 42). Ensuite une sangle positionnée sur l'assise était utilisée afin d'éviter toute élévation du bassin durant la contraction.



Figure 42 : Positionnement de la cheville dans l'attache-cheville sur l'ergomètre genou

Durant la contraction volontaire, le sujet avait le buste redressé, sans appui dorsal, les bras croisés et la jambe gauche pendante sans appui afin d'éviter toute contribution parasite d'autres muscles que ceux du quadriceps. Il était alors demandé au sujet de développer le plus rapidement possible un effort maximal d'extension de genou et de maintenir ce niveau

de contraction maximal pendant trois secondes. Trois mesures de CMV étaient enregistrées avec 1 minute de repos entre chaque essai. Le meilleur essai était retenu comme CMV du jour pour la suite des tests.

2.4.1.2.8 Contraction en rampe et élongation PT et aponévrose VL

En utilisant la même méthodologie que précédemment établie pour le tendon d'Achille, la même sonde est positionnée dans le plan sagittal le long du tendon patellaire à l'aide du support de sonde. La position de la sonde était ajustée afin de visualiser sur la même image les insertions proximales et distales du tendon. L'élongation du tendon patellaire était suivie durant la contraction en rampe de la condition de repos jusqu'à CMV. Deux essais étaient réalisés avec une minute de repos entre deux essais.

De la même manière, après avoir réalisé ces essais sur le tendon patellaire, la sonde échographique était positionnée au niveau de la marque faite précédemment à 40% de la longueur du fémur afin de mesurer l'élongation de l'aponévrose du VL. Un marqueur externe placé sur la peau et sous la sonde servait de référence et permettait de s'assurer que la sonde ne bougeait pas durant la contraction. Deux essais étaient réalisés avec une minute de repos entre deux essais. En cas de non-respect de la consigne, le test était arrêté et il était demandé au sujet de recommencer.

2.4.1.2.9 Contraction maximale en flexion du genou

Pour finir, les sujets ont réalisé deux essais de flexion de genou isométrique en condition maximale, afin de corriger la part relative à la contribution des muscles antagonistes du long chef du biceps fémoral (BFLH) lors du mouvement d'extension de genou.

2.4.1.3 Analyse du mouvement

Après une pause de cinq à dix minutes, la plateforme d'analyse du mouvement étant dans le même bâtiment, les sujets ont donc pu réaliser la partie du protocole expérimental dédié à l'analyse du mouvement. Chaque sujet était convié à se mettre torse nu et à s'équiper d'un cuissard-short collant. Ensuite, 40 marqueurs étaient disposés sur l'intégralité des points anatomiques d'intérêt du sujet illustrés (Figure 43). Le temps de pose des marqueurs était de cinq à dix minutes.

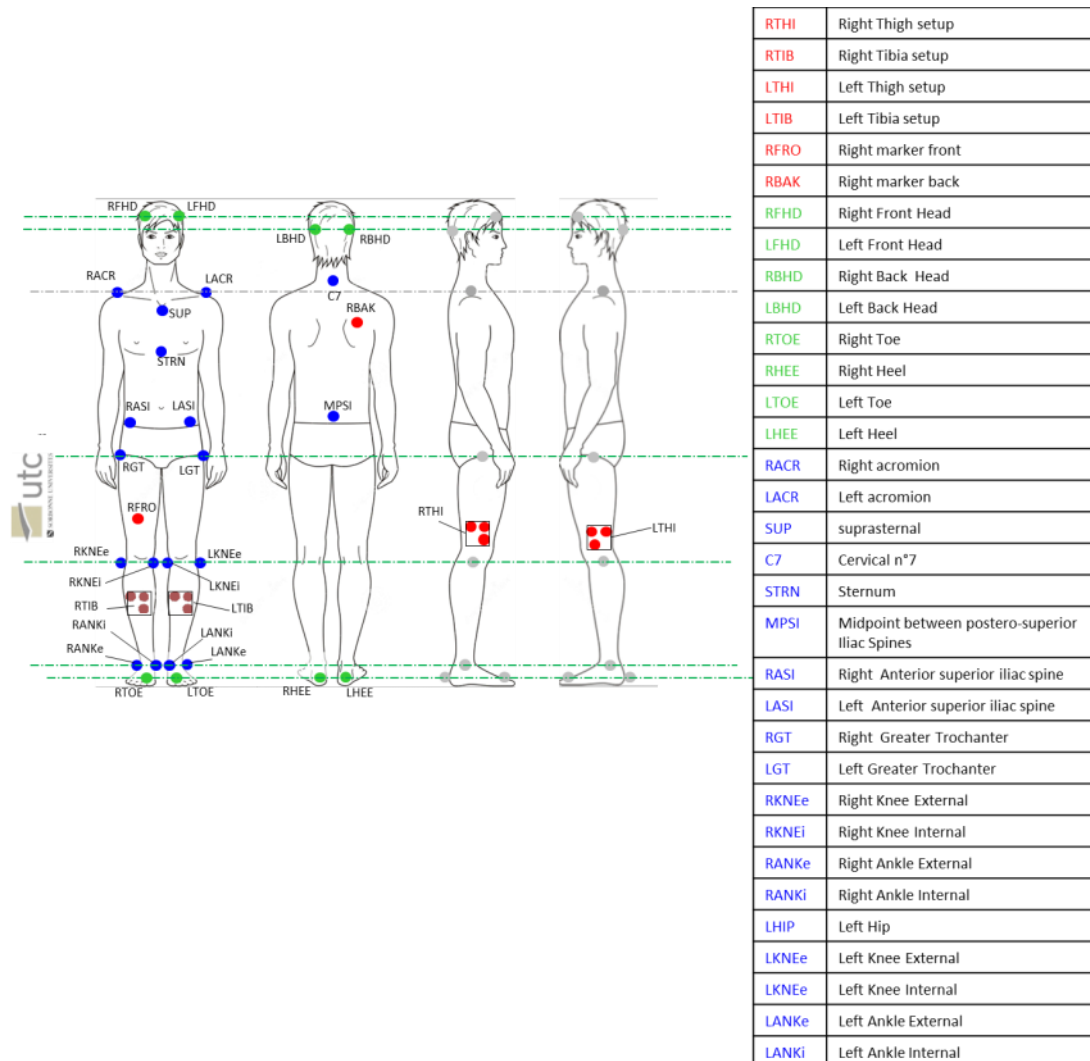


Figure 43 : Représentation de la localisation des 40 marqueurs placés pour l'analyse du mouvement

Une fois l'ensemble des marqueurs réfléchissants positionnés, chaque sujet recevait les instructions de réalisation des exercices à effectuer :

- 1 – **Pose 1** : Pose statique les bras en T, bras tendus et relevés à hauteur d'épaule durant dix secondes sur une plateforme de force pour s'assurer de la position des marqueurs
- 2 – **Stabilité Yeux Ouvert (YO)** : Rester immobile debout durant 30 secondes en position confortable sur la plateforme de force (sans contrainte au niveau de l'écartement des pieds), les bras le long du corps et les yeux ouverts en fixant un point à l'horizon
- 3 – **Stabilité Yeux Fermés (YF)** : Après une minute de repos (Groters et al. 2013), rester immobile debout durant 30 secondes en position confortable sur la plateforme de force (sans contrainte au niveau de l'écartement des pieds), les bras le long du corps et les yeux fermés.
- 4 – **Lever de chaise (x3)** : En position initiale le sujet était en position assise sur le tabouret prévu à cet effet. Il devait se lever de la chaise (hauteur fixe de 46cm) le plus naturellement possible (exercice répété trois fois).
- 5 – **CMJ (x3)** : En position de départ les mains sur les hanches et les pieds positionnés à la largeur d'épaule, exécuter une flexion rapide immédiatement suivi d'une extension maximale afin de réaliser un saut vertical maximal (exercice répété trois fois avec une minute de repos entre chaque essai). L'amplitude de flexion ainsi que la vitesse d'exécution du mouvement sont définis par le sujet lui-même. Pour la sécurité du sujet, l'expérimentateur est placé au côté du sujet pendant le saut.
- 6 – **30 secondes de lever de chaise** : durant 30 secondes, il est demandé de réaliser le plus de répétitions de lever de chaise (hauteur fixe de 46cm) sans s'aider des bras. Afin de s'assurer que la hauteur en position debout est complètement atteinte, un repère visuel matérialisé par une potence dont la hauteur est ajustée en fonction de la taille du sujet est installé en face du sujet (Figure 44).
- 7 – **Pose 2** : Pose statique les bras en T identique à la Pose1, bras tendus et relevés à hauteur d'épaule durant dix secondes sur une plateforme de force pour s'assurer de la position des marqueurs après les exercices.



Figure 44 : Sujet réalisant l'exercice du lever de chaise avec comme repère de critère de réalisation la potence placée en face de lui.

Si un marqueur était amené à se décoller durant la réalisation des exercices, il était demandé au sujet de recommencer l'exercice. Chaque exercice était enregistré par les 36 caméras à une fréquence d'acquisition de 100 Hz et à 2000Hz pour les plateformes de force, à l'aide du logiciel Vicon Nexus 2.5, développé par la marque Vicon développant le système de capture de mouvement. Ce même protocole a été appliqué pour les trois sessions de tests (T-4, T0, et T12). Ce protocole de test durait environ 30 minutes.

2.4.1.4 Prise de sang

Les sujets ont réalisé une prise de sang dans le cadre de ce projet. Les prélèvements ont été effectués dans un laboratoire d'analyse médicale privé dans le cadre d'une prestation de service (Labo TEAM - 21 rue Solferino 60200 COMPIEGNE). Les prises de sang ont été réalisées au début et à la fin des 12 semaines de protocole (T-4, T0, et T12). Leurs analyses, réalisées par Labo Team, permettent d'obtenir pour chaque sujet leurs profils lipidique, glucidique, ainsi que des indications sur le niveau inflammatoire général par dosage de la C-Reactive Protein (CRP). Ces dosages permettent d'évaluer l'état de santé global de chaque sujet durant la période d'intervention.

2.4.2 Période d'entraînement

Les sujets ont pris part à un entraînement de 12 semaines à raison de trois séances par semaine sur les groupes musculaires du triceps sural et quadriceps à l'aide des machines de musculation citées précédemment. Toutes les sessions d'entraînement ont été encadrées par un membre de l'équipe compétent et spécialiste de l'entraînement afin d'apprendre correctement aux sujets les mouvements à réaliser, de contrôler sur chaque série qu'ils soient bien réalisés, et si nécessaire d'appliquer des corrections afin que les mouvements soient toujours réalisés en totale sécurité pour les sujets. Pour chaque sujet, la détermination de la charge maximale pouvant être développée a été réalisée à la première session et réajustée tous les 15 jours. Cette détermination sera effectuée pour chaque exercice du programme de la manière suivante :

- Un échauffement standard (six répétitions à 50% de la force maximale perçue et quatre répétitions à 70% avec trois minutes de repos entre les deux séries – la force maximale perçue a été déterminée grâce à une échelle de Borg RPE en 10 points, afin de prévenir les blessures)
- Après une période de récupération de trois minutes, la charge est augmentée de cinq kilogrammes. Si le sujet réussit à développer cette charge en réalisant le mouvement correctement (extension complète), la charge est validée. L'augmentation de la charge continue sur le même principe (+5 kg et récupération de trois minutes) jusqu'à ce que le sujet ne puisse plus développer la charge jusqu'à extension complète. La charge précédemment validée a été alors retenue comme la charge maximale pouvant être développée par le sujet (1RM).

Une séance (environ une heure) était composée de 10-15 minutes d'échauffement sur ergocycle. Ensuite, les sujets devaient effectuer un certain nombre de répétitions à 55 ou 80 % de 1RM suivant le groupe d'affectation, et un certain nombre de séries sur chaque appareil en fonction de la progression avec un temps de contraction de six secondes pour chaque répétition (trois secondes en concentrique, trois secondes en excentrique).

Afin de pouvoir attribuer d'éventuelles adaptations musculaires ou tendineuses exclusivement à l'intensité d'entraînement appliquée durant la période de 12 semaines (55 ou 80% de 1RM - Figure 36), le volume d'entraînement a été contrôlé afin que chaque groupe réalise un volume d'entraînement (nombre de répétition x nombre de séries x charge) équivalent pour les deux groupes musculaires (Figure 45). La Figure 45 illustre le détail de la répartition des nombres de répétitions et de séries appliquées pour chaque groupe

d'entraînement (55% vs 80% de 1RM). Le volume d'entraînement n'est pas significativement différent entre les deux intensités.

	Semaine								
	1	2	3	4	5	6	7-12		
Intensité élevée	répétition	15	12	10	8	6	5	4	
	%	55	55	55	65	70	75	80	
	série	3	3	3	4	4	4	5	
	Volume semaine	2475	1980	1650	2080	1680	1500	1600	Volume total 12965
Intensité modérée	répétition	15	12	10	9	8	7	6	
	%	55	55	55	55	55	55	55	
	série	3	3	3	4	4	4	5	
	Volume semaine	2475	1980	1650	1980	1760	1540	1650	Volume total 13035

Figure 45 : Répartition du volume d'entraînement en fonction de l'intensité de travail

Afin d'obtenir le même volume d'entraînement sur les deux groupes musculaires sollicités, les sujets réalisaient le double de séries sur la machine à mollets comparé aux deux autres appareils sollicitant les muscles extenseurs du genou (Leg-extension et leg press). De plus, pour éviter les risques de blessures au démarrage de l'entraînement, le groupe seniors à intensité élevée a connu une progression durant les six premières semaines d'entraînement afin d'atteindre l'intensité d'entraînement cible de 80% de 1RM à partir de la septième semaine d'entraînement. Cette augmentation progressive pour le groupe à intensité élevée a été adoptée en se basant sur le retour d'expérience de protocoles d'entraînements menés au sein de l'Institut de Médecine du Sport de Copenhague (ISMC - Danemark).

Pour chaque sujet, une fiche de suivi a été créée pour permettre à chacun de connaître le nombre de série et de répétitions à effectuer sur chaque machine pour chaque séance.

2.5 Analyses de données

2.5.1 Aire de section transverse et volume musculaire

2.5.1.1 Segmentation des images IRM

Un logiciel de traitement d'image (Simpleware SCANIP 2016.09, Synopsys Inc., Exeter, Royaume-Uni) a été utilisé pour estimer l'aire de section transverse anatomique (ACSA) de chacun des muscles composant les deux groupes musculaires d'intérêt : triceps sural et quadriceps. L'ACSA a été déterminée manuellement tout au long de l'excursion de chacun des muscles individuels. Pour ce faire, les insertions distales et proximales de chacun des muscles analysés étaient repérées avant le début de l'analyse. Pour chacun des sept muscles individuels, la segmentation était réalisée toutes les huit coupes, soit tous les 18,2mm sachant que l'épaisseur de coupe était de 2,6mm et que le gap était nul.

Afin de déterminer les limites de chacun des muscles segmentés, un seuillage par niveau de gris de l'image IRM a été utilisé afin d'identifier la limite aponévrotique. Ce seuillage permettait ainsi de définir le contour extérieur du muscle à segmenter. En réalisant l'histogramme des niveaux de gris du muscle (Figure 46 – A) et de l'aponévrose (Figure 46 – C), il est ainsi possible de constater une valeur de niveaux de gris plus faibles sur l'enveloppe musculaire (Figure 46 – D) que sur le muscle (Figure 46 – B). Cette procédure permettait donc de déterminer une valeur de niveau de gris correspondante à l'enveloppe du muscle et de créer ainsi un masque des limites de contour des muscles qui était appliqué à l'ensemble du muscle d'intérêt.

Une fois ce masque appliqué, permettant de définir les contours du muscle à segmenter, une segmentation manuelle de chacun des muscles était réalisée (Figure 47). Pour cette étape et sa première analyse présentée dans ce manuscrit, il a été fait le choix d'inclure l'infiltration graisseuse de chacun des sujets dans l'ACSA. Dans les futures analyses, cette infiltration sera soustraite afin de déterminer plus fidèlement l'ACSA musculaire et donc le volume musculaire en ne prenant en compte que la partie contractile (Yoshiko et al. 2017).

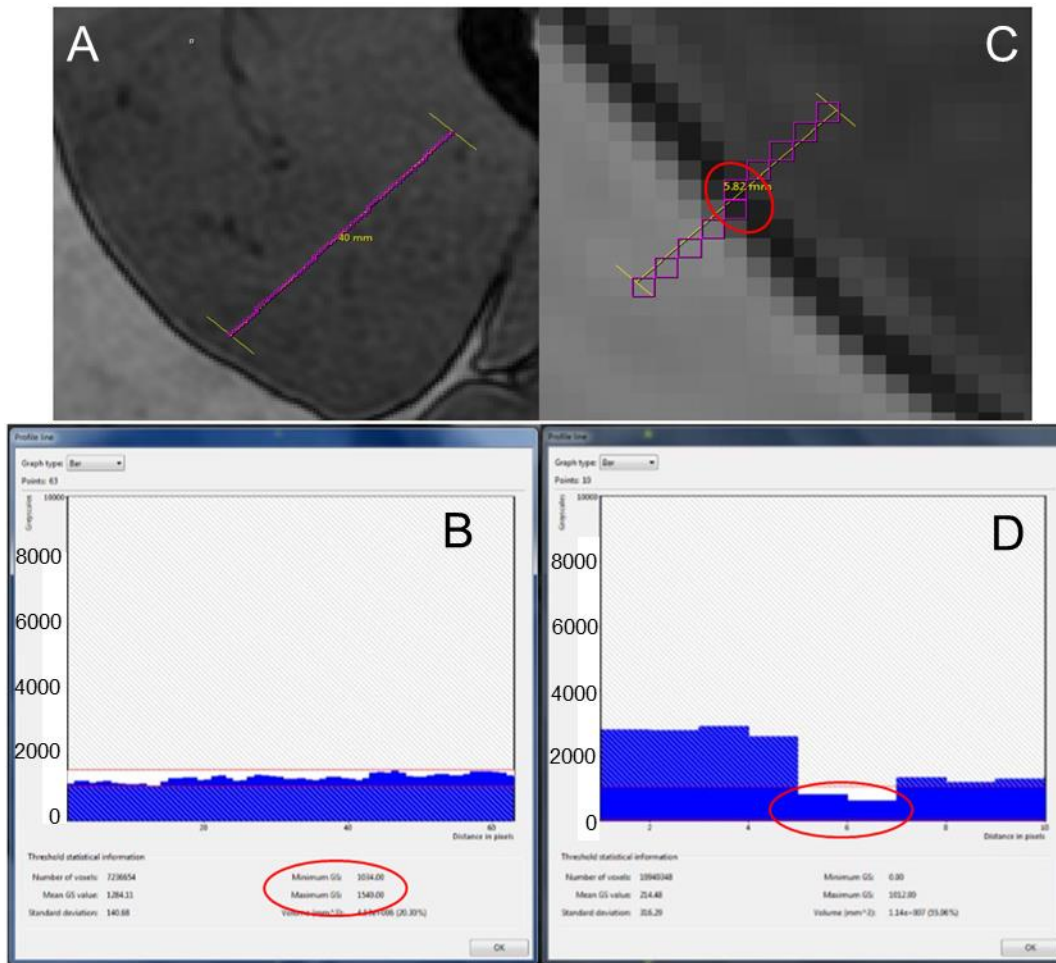


Figure 46 : Exploration des niveaux de gris du muscle (A) et son histogramme des valeurs de niveaux de gris associées(B) ; et de son enveloppe (C et D) pour la détection automatique de l'enveloppe musculaire

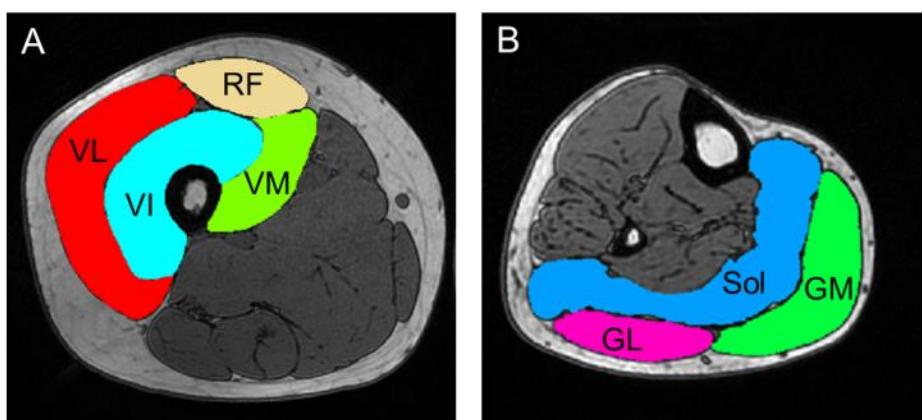


Figure 47 : Exemple de segmentation illustrant les muscles composant le muscle quadriceps (A) et Triceps sural (B)

La segmentation a toutefois de nombreuses limites amenant à une certaine imprécision de contourage : l'expérience de segmentation, la qualité des muscles, et la délimitation de chacun (aponévrose plus ou moins visible suivant le muscle, l'âge du sujet, la position de la coupe à analyser). C'est pourquoi, afin de limiter ces imprécisions, le même opérateur a analysé l'ensemble des ACSA d'un même sujet afin de déterminer le volume de chaque muscle et ce pour les trois sessions de test (T-4, T0, T12). De même, pour l'investigation d'une ACSA unique aux cinq sessions d'expérimentation (T-4, T0, T4, T8, T12) le même opérateur a réalisé l'ensemble des segmentations.

2.5.1.2 Courbes d'évolution des aires de section transverse (ACSA)

Après avoir obtenu l'ACSA pour chaque muscle tout au long de ses excursions, l'ensemble des surfaces était exportées puis mis en forme sous Microsoft Excel 2013. Afin de pouvoir comparer les ACSA de chacun des sujets en fonction de leur longueur du muscle, la position de l'ACSA était alors exprimée en fonction de la position relative de celle-ci par rapport à la longueur totale du muscle d'intérêt. La position correspondant à 0% de longueur du muscle représentait l'insertion distale pour les muscles du quadriceps, et l'insertion proximale des muscles du triceps sural (Figure 48). La valeur de 100% représentant les insertions proximale et distale respectivement pour les muscles du quadriceps et du triceps sural (Morse et al. 2007). L'ensemble des courbes illustrées ci-après étant toujours représentées par rapport à l'articulation du genou (Figure 48).

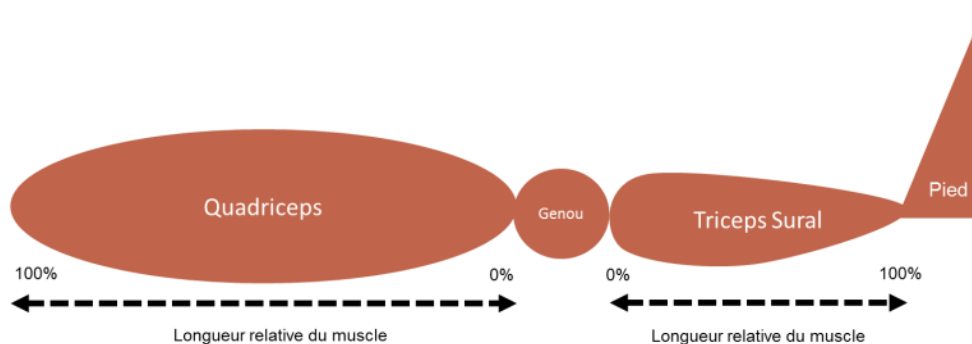


Figure 48 : Représentation schématique de la longueur relative du muscle la représentation de l'évolution des ACSA des muscles du Quad et TS

A partir de ces données, l'évolution des ACSAs (en cm²) de chacun des sept muscles d'intérêt était alors exprimée en fonction de la longueur relative du muscle et une courbe polynomiale de régression (de degrés 3 ou 4) était appliquée aux données ainsi obtenues

pour chaque muscle (Figure 49). Ceci afin de déterminer l'équation permettant de déterminer l'évolution des ACSA des sept muscles individuels ainsi que des groupes musculaires du quadriceps et du triceps sural.

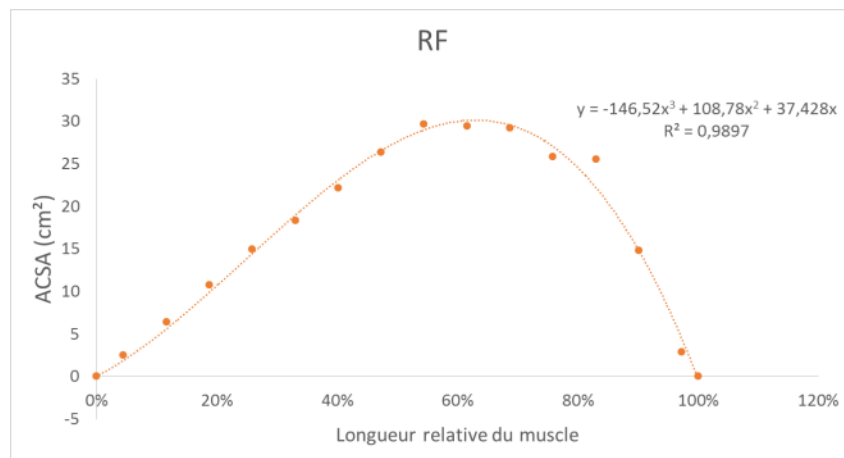


Figure 49 : Exemple de tracé ACSA pour un sujet sur le RF et sa courbe de régression associée

Ensuite, afin de pouvoir moyenniser et comparer les profils d'évolution des ACSA avec l'âge et l'entraînement, les valeurs d'ACSAs obtenues ont été normalisées avec la valeur maximale d'ACSA atteinte pour chacun des muscles analysés. Cette étape de normalisation des données d'ACSAs est réalisée en appliquant la formule suivante:

$$ACSA_Relative = \frac{ACSA}{ACSA_{max}}$$

De la même manière, après avoir calculé les valeurs des ACSA relatives, une courbe d'ajustement (polynôme de degrés 3 ou 4 suivant les muscles) était appliquée aux données obtenues afin de définir une équation d'évolution des ACSAs pour chacun des muscles étudiés.

Pour la détermination du plus petit degré de la courbe d'ajustement polynomiale appliquée sur l'évolution des ACSA, comme précédemment mentionné, celle-ci devait passer par les origines proximales et distales. En comparant différents polynômes de degrés différents, il a été décidé d'utiliser un ajustement polynômial du 3^{ème} degré pour les muscles du quadriceps (VL, VI, VM, RF) et un polynôme du 4^{ème} degré pour les muscles du triceps sural (GL, GM, Sol).

1. Calcul du volume musculaire

L'établissement des courbes d'évolution des ACSAs brutes tout au long de l'excursion des sept muscles d'intérêt a permis de calculer le volume musculaire de chacun des muscles comme étant égal à l'aire sous la courbe obtenue. La formule suivante a ainsi été utilisée pour calculer le volume musculaire (Figure 50) :

$$V = \int_0^1 f(ACSA_{max})_x \times longueur_{muscle} dx$$

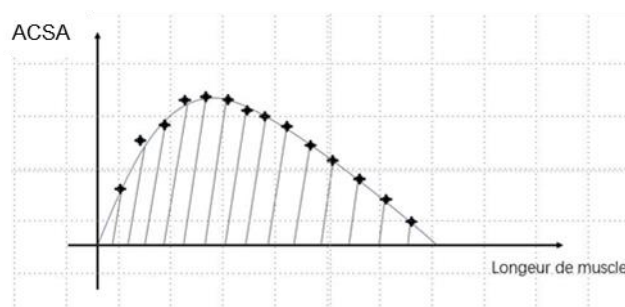


Figure 50 : Courbe d'évolution de l'ACSA pour un muscle donné. La zone hachurée représente le volume musculaire

La longueur du muscle (en cm) correspond à la distance entre l'insertion proximale et distale du muscle considéré (correspondant au nombre de coupe IRM x épaisseur de coupe (2,6mm)) (Morse et al. 2007).

2.5.2 Analyse des propriétés contractiles

Les mécanogrammes associés aux 5 réponses d'activation maximales recueillies et enregistrées sont moyennées. Le mécanogramme moyen (Figure 51) ainsi obtenu, les paramètres suivants sont mesurés à l'aide d'un logiciel conçu à l'UTC à l'aide de l'interface Labview (Mmax) :

- L'amplitude maximale (P_t en Nm) de la secousse.
- Le temps de contraction (TC en ms) est l'intervalle de temps entre le début de la secousse, et son amplitude maximale.
- Le temps de demi-relaxation (TDR en ms) correspond au temps nécessaire pour que la force diminue de moitié par rapport à son amplitude maximale.
- Le taux de développement de force (dP_t/dt en Nm/s) est obtenu par la pente de la partie la plus linéaire de la phase ascendante du développement de couple.
- Le délai électromécanique (DEM en ms) est défini comme le temps entre le début de l'activité électromyographique du triceps sural et le début de la secousse.

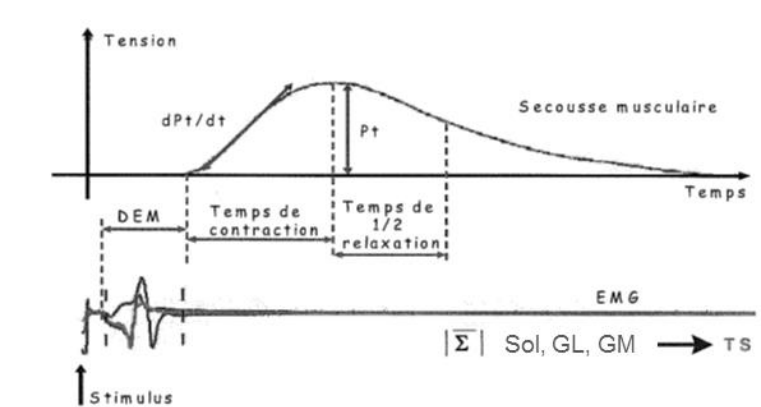


Figure 51 : Représentation schématique des différents paramètres de la secousse isométrique musculaire maximale

Toutefois, les résultats relatifs à l'analyse de ces propriétés contractiles n'ont malheureusement pas pu être inclus dans cette version provisoire de ce manuscrit de thèse

2.5.3 Caractéristiques morphologiques du tendon

Les mesures des caractéristiques du tendon ont été évaluées grâce à l'utilisation du logiciel OsiriX (OsiriX Dicom viewer 9.5, Osirix Foundation, Genève, Suisse). Les aires de section transverse ont été contourées manuellement par le même opérateur en aveugle (c'est-à-dire sans connaître l'âge ni le groupe d'entraînement des sujets). L'intensité de couleur des images à traiter a été ajustée en utilisant l'échelle de couleur NIH proposée par le logiciel OsiriX. Cette échelle couleur permettait de mieux différencier les structures d'intérêt que l'échelle de niveaux de gris.

2.5.3.1 Bras de levier

Pour le tendon patellaire : la longueur du bras de levier du tendon patellaire ($PT_{\text{lever arm}}$) a été mesurée dans le plan sagittal. Cette longueur est définie comme la distance perpendiculaire au point milieu du tendon patellaire jusqu'au point de contact tibio-fémoral (Distance AB sur Figure 52) (Baltzopoulos 1995; Tsaopoulos et al. 2006). Contraint par l'antenne spécifique à l'IRM genou, il n'est pas possible d'obtenir d'image de l'articulation à 90° de flexion, position utilisée dans les tests. Le ratio de la longueur du bras de levier du tendon patellaire entre 0° et 90° de flexion du genou a déjà été reporté (Baltzopoulos 1995; Reeves et al. 2003a) et est ici utilisé pour estimer la longueur du bras de levier à 90° de flexion de genou pour chaque sujet.



Figure 52 : Image IRM dans le plan sagittal du genou pour l'évaluation de la longueur et du bras de levier du tendon patellaire ($PT_{\text{lever arm}}$)

Pour le tendon d'Achille : comme pour le tendon patellaire, le bras de levier du tendon d'Achille ($AT_{\text{lever arm}}$) est calculé à partir de la même méthodologie de séquence IRM. La ligne d'action du tendon d'Achille a été matérialisée par segment droit le long du centre du tendon

(Distance CD sur Figure 53) (Rugg et al. 1990). $AT_{\text{lever arm}}$ est mesuré comme étant la distance perpendiculaire du centre de rotation à la ligne d'action du tendon d'Achille (Distance AB sur Figure 53).

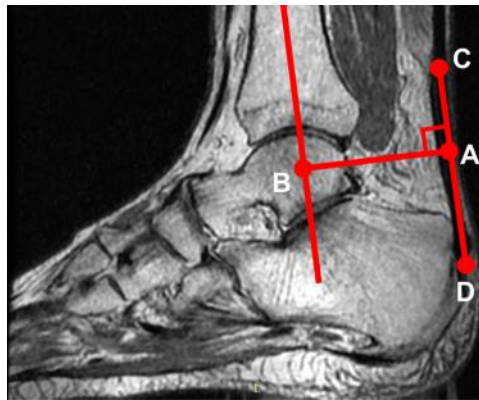


Figure 53 : Image IRM dans le plan sagittal de la cheville pour l'évaluation de la longueur et du bras de levier du tendon d'Achille ($AT_{\text{lever arm}}$)

2.5.3.2 Longueur tendineuse et aire de section transverse (CSA)

Pour le tendon patellaire : la longueur du tendon patellaire (L_{PT}) a été évaluée dans le même plan que le bras de levier (plan sagittal). La longueur totale du tendon patellaire est mesurée comme étant égale à la distance entre l'insertion dorsale de la pointe de la rotule jusqu'à la tubérosité tibiale antérieure (Distance CD sur Figure 52). Afin de pouvoir mesurer et comparer les effets de l'âge et de l'entraînement sur l'aire de section transverse du tendon tout au long de son excursion, l'aire de section transverse du tendon patellaire (PT_{CSA}) est évaluée tous les 10 % de la longueur du tendon Patellaire (L_{PT}) dans le plan transversal du tendon (Arampatzis et al. 2007a; Seynnes et al. 2009) (Figure 54). De plus la moyenne PT_{CSA_Mean} a été calculée comme la moyenne de toutes les valeurs des CSA mesurées.

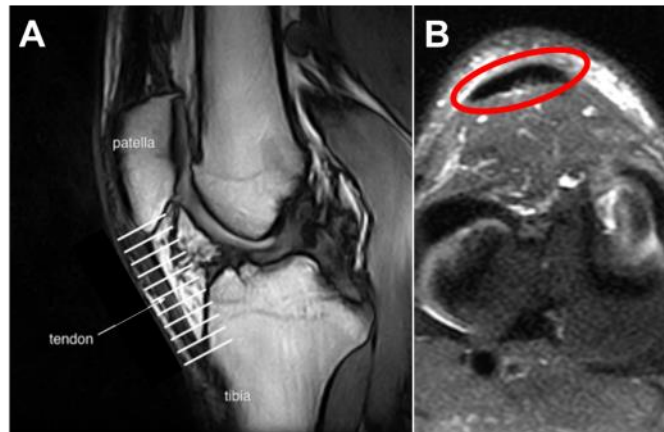


Figure 54 : Image IRM du tendon patellaire ; A :dans le plan sagittal avec les lignes blanches correspondantes aux positions des CSA mesurées tous les 10% (Seynnes et al. 2009) ; B : coupe transversale avec en rouge la zone dans laquelle se trouve la CSA à mesurer.

Pour le tendon d’Achille : La longueur du tendon d’Achille libre (L_{AT_free}) correspond à la distance entre l’insertion calcanéenne et la jonction musculo-tendineuse du tendon d’Achille avec le muscle soléaire dans le plan sagittal (Distance CD sur Figure 53). La longueur totale du tendon d’Achille (L_{AT_total}) est mesurée comme étant la distance entre l’insertion calcanéenne et la jonction musculo-tendineuse du tendon d’Achille avec le muscle gastrocnémien médial. De la même manière, les aires de sections transverses du tendon d’Achille libre (AT_{CSA}) ont été mesurées tous les 10% de sa longueur (L_{AT_free}) dans le plan transversal (Magnusson and Kjaer 2003) (Figure 55). La moyenne des aires de sections transverses du tendon d’Achille (AT_{CSA_Mean}) a été calculée comme étant également à la moyenne de toutes les valeurs des CSA mesurées tous les 10% de la longueur du AT.

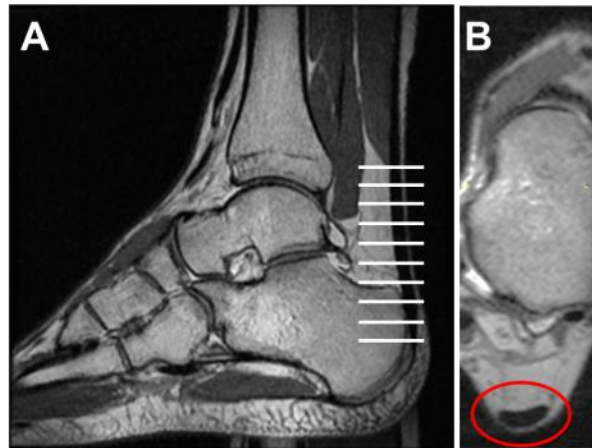


Figure 55 : Image IRM du tendon d'Achille; A : dans le plan sagittal avec les lignes blanches correspondantes aux positions des CSA mesurées tous les 10%; B : coupe transversale avec en rouge la zone dans laquelle se trouve la CSA à mesurer

2.5.4 Propriétés mécaniques du tendon

A partir des images échographiques recueillies lors des contractions musculaires en rampe, la capacité d'élongation du tendon a été mesurée à l'aide d'un logiciel conçu à l'UTC à l'aide de l'interface Labview (Ecoto). Grâce au développement de cet outil d'analyse des données, l'expérimentateur pointait manuellement sur chaque image les points d'intérêt de la position du tendon de la situation de repos jusqu'à CMV. Après avoir mesuré cette élongation du tendon image par image, la force musculaire générée lors de la contraction était synchronisée avec les images afin de permettre la définition de la relation force/élongation du tendon. Avec les paramètres morphologiques des tendons mesurés à partir des images IRM (Longueur et CSA), la relation contrainte/déformation a pu être générée.

2.5.4.1 Capacité d'élongation du tendon durant la contraction musculaire

Pour le tendon patellaire : l'élongation du tendon patellaire à un niveau de contraction donné est mesurée comme le changement de distance linéaire entre son insertion distale avec le tibia et la pointe distale de la rotule (d_1+d_2 sur la Figure 56). Grâce à la longueur de la sonde utilisée (92mm), il est donc possible d'avoir la totalité de la déformation du PT sans avoir à estimer les mouvements longitudinaux du tibia lors de la contraction isométrique. Ces mouvements peuvent être considérables dans le cas de sondes ne couvrant pas la totalité du PT. Cela aurait donc nécessiter une correction des données à partir de données bibliographiques (Hansen et al. 2006).

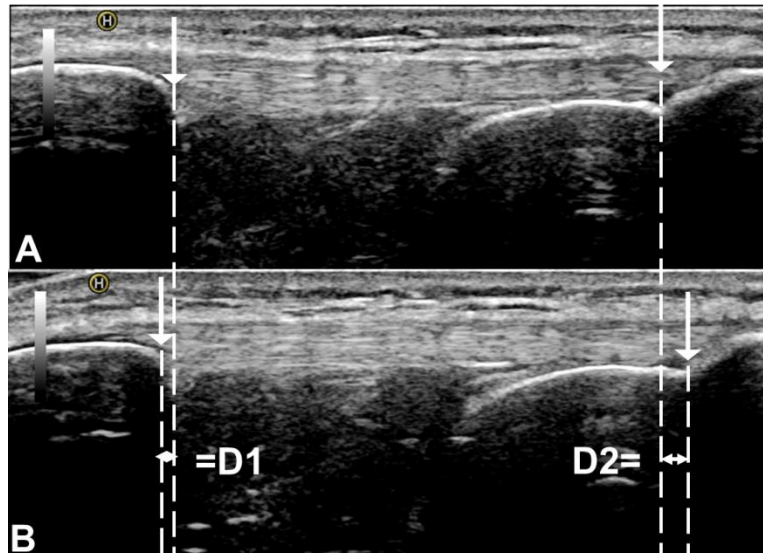


Figure 56 : Images échographiques dans le plan longitudinal illustrant l'élongation du tendon Patellaire entre le tibia et la pointe distale de la rotule au repos (A) et à 100% de CMV (B).

Pour l'aponévrose du muscle vaste latéral (VL) : la capacité d'élongation de la structure aponévrotique du VL durant la contraction musculaire est définie comme le changement de la distance entre le marqueur externe (matérialisé par le signal écho en noir (x) dans la Figure 57) et un point d'insertion entre l'aponévrose profonde et un fascicule du muscle VL (P1). Ce même point est ensuite suivi durant la contraction jusqu'à CMV ce qui permet d'évaluer la capacité d'élongation maximale de l'aponévrose (P2). La distance linéaire parcourue par ces deux points (P1 et P2) est donc définie comme l'élongation de l'aponévrose du VL et est quantifié image par image tout au long de la contraction musculaire en rampe jusqu'à CMV.

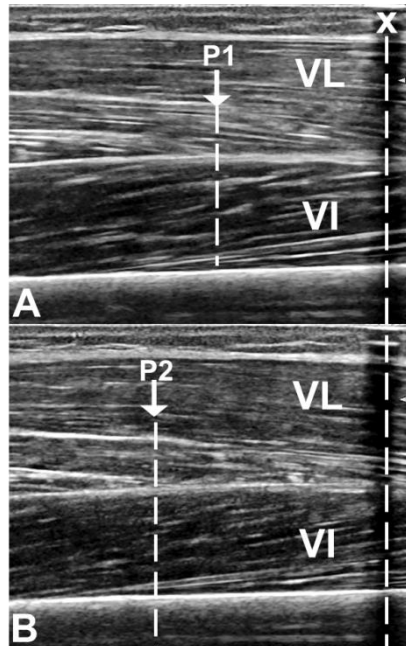


Figure 57 : Images échographiques dans le plan longitudinal du VL illustrant l'élongation de l'aponévrose du VL au repos (A) et à CMV (B).

Pour le tendon d'Achille : la capacité d'élongation du tendon d'Achille est mesurée comme le changement de distance linéaire entre l'attache du tendon sur le calcanéum et son insertion sur la jonction JMT du soléaire (D1+D2 sur la Figure 58). Grâce à la longueur de la sonde utilisée (92mm), il est donc possible (comme pour le tendon Patellaire) de visualiser la totalité de la déformation du tendon d'Achille, et donc de prendre en compte les déplacements éventuels du calcanéum durant la contraction (Kongsgaard et al. 2011).

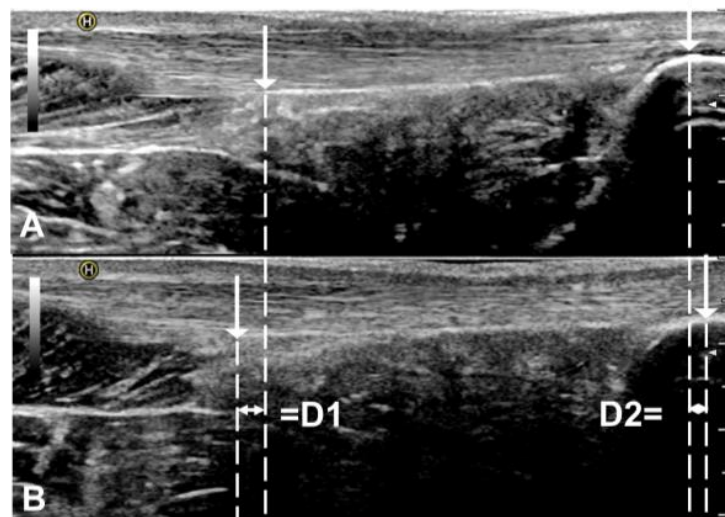


Figure 58 : Images échographiques dans le plan longitudinal illustrant la capacité d'élongation du tendon d'Achille libre entre le calcanéum et l'insertion JMT du soléaire au repos (A) et à 100% de CMV (B).

Pour la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM : l'élongation de cette jonction musculo-tendineuse avec le GM durant la contraction est définie comme étant égale au changement de distance entre le marqueur externe (matérialisé par le signal écho en noir sur la Figure 59) et la jonction musculo-tendineuse (pointe du triangle matérialisé par la flèche dans la Figure 59). Ce même point est suivi durant la contraction en rampe allant de la situation de repos jusqu'à CMV. La distance linéaire parcourue par ce point est donc définie comme étant égale à l'élongation de la jonction musculo-tendineuse du tendon d'Achille.

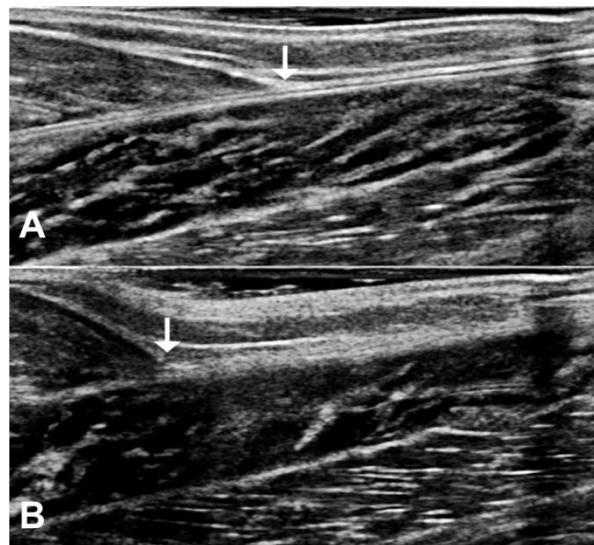


Figure 59 : Images échographiques dans le plan longitudinal illustrant le déplacement de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM au repos et à CMV.

2.5.4.2 Calcul des propriétés mécaniques du tendon

Le moment (N.m) développé lors des contractions isométriques (corrigé avec le signal de co-contraction (Tibialis antérieur pour l'AT et long chef du biceps fémoral pour le PT)) a été obtenu en multipliant la tension enregistrée par le capteur de force avec son coefficient linéaire (obtenue avec sa courbe de calibration), le tout étant multiplié par le bras de levier du capteur (distance entre le centre articulaire et la position du capteur de force).

La force du tendon (N) est obtenue en divisant le moment par le bras de levier du tendon ($T_{\text{lever arm}}$) :

$$Force_{\text{tendon}} = \frac{\text{Moment}}{T_{\text{lever arm}}}$$

Pour chacun des tendons (d'Achille et patellaire), la relation force/élongation a été ajustée avec une fonction polynomiale du second ordre, passant par zéro. A partir de cette fonction, les mesures de la raideur du tendon (en N/mm) ont été calculées à partir des coefficients directeurs des tangentes à chaque intervalle de 10% de la force.

La contrainte (MPa) du tendon a été calculée en divisant la force du tendon par la CSA moyenne du tendon. :

$$\text{Contrainte} = \frac{Force_{\text{tendon}}}{CSA_{\text{mean}}}$$

La déformation (exprimée en %) correspond au rapport de l'élongation du tendon sur la longueur totale du tendon :

$$\text{Déformation} = \frac{Elongation_{\text{tendon}}}{L_{\text{tendon}}}$$

A partir de cela, la relation contrainte/déformation est construite. Le module de Young (YM) a pu être calculé comme étant égal au coefficient directeur de la pente de la régression linéaire appliquée dans les derniers 10% de relation contrainte/déformation (Magnusson et al. 2001).

2.5.5 Analyse du mouvement

Les paramètres obtenus grâce aux plateformes de force (force exercée sur la plateforme, moment de cette force, coordonnées dans le repère la salle du centre de position) et les positions des marqueurs réfléchissants positionnés sur le sujet enregistrées par les caméras de capture du mouvement ont été exportés l'aide du logiciel Vicon Nexus 2 à un format accepté par les logiciels d'analyse utilisés. Un travail préalable de labellisation (c'est à dire faire correspondre les marqueurs positionnés sur le sujet avec les positions du corps) pour les marqueurs enregistrés par les caméras est nécessaire avant l'exportation des données. Après ce travail de labellisation, les coordonnées (x, y, z) de chaque marqueur dans le repère de la salle sont exportées afin d'être analysées et exploitées à l'aide des logiciels Matlab R2013 et Microsoft Excel 2013. Les paramètres analysés pour les différents exercices réalisés sont répertoriés dans le Tableau 10.

Exercice	Paramètres d'étude (unité)	Outil utilisé
Stabilité (YO et YF)	Surface de sustentation (cm ²)	Système de capture du mouvement
	Déplacement médio-latéral (mm)	Système de capture du mouvement et plateformes de force
	Déplacement antéro-postérieur (mm)	
CMJ	Hauteur de saut (cm)	Plateformes de force
	Puissance maximale durant la phase d'extension (W)	
	Vitesse maximale durant la phase d'extension (m/s ⁻¹)	
	Force maximale développée durant la phase d'extension (N)	
Lever de chaise	Temps d'extension jusqu'à la position debout (s)	Système de capture du mouvement et plateformes de force
	Temps de stabilisation (s)	
	Force maximale durant la phase d'extension (N)	Plateformes de force
	Puissance maximale durant la phase d'extension (W)	
	Angle minimal formé par le tronc et les cuisses lors de la phase de lever (°)	Système de capture du mouvement
30 secondes de lever de chaise	Nombre de répétitions durant 30 secondes	Plateformes de force
	Temps de lever moyen et à chaque répétition (s)	Système de capture du mouvement et plateformes de force

Tableau 10: Exercices réalisés lors de l'analyse du mouvement et les paramètres d'étude associés

2.5.5.1 Stabilité posturale

Le déplacement antéro-postérieur et médio-latéral correspond à l'écart type selon l'axe X (antéro-postérieur) et Y (médio-latéral) des différentes valeurs prises par le centre de pression (CP) (projection du centre de masse au sol) durant les 30 secondes de l'exercice (Figure 60). La position du CP a été normalisée dans le polygone de sustentation.

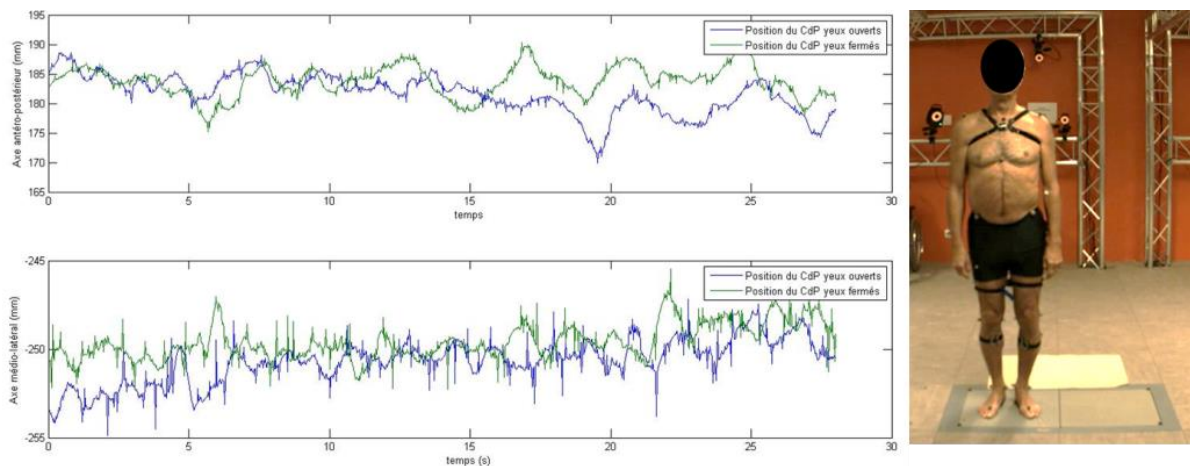


Figure 60 : Position du centre de pression dans les deux axes (X (antéro-postérieur) et Y (médio-latéral)) d'un sujet durant le test de stabilité, yeux ouverts (YO) et fermés (YF)

Afin de déterminer la surface de sustentation de chaque sujet correspondant à la surface du polygone formé par les pieds, celle-ci est calculée à l'aide des marqueurs placés sur les pieds, en haut du calcanéum (RHEE et LHEE) et sur le métatarse (RTOE et LTOE). Cette surface étant un quadrilatère irrégulier, le calcul de la surface est réalisé en divisant ce quadrilatère en deux triangles quelconques et en appliquant la formule de Héron (Figure 61):

$$\text{surface du triangle (mm}^2\text{)} = \sqrt{p \times (p - \text{côté 1}) \times (p - \text{côté 2}) \times (p - \text{côté 3})}$$

$$\text{Avec } p = \frac{\text{côté1} + \text{côté2} + \text{côté3}}{2}$$

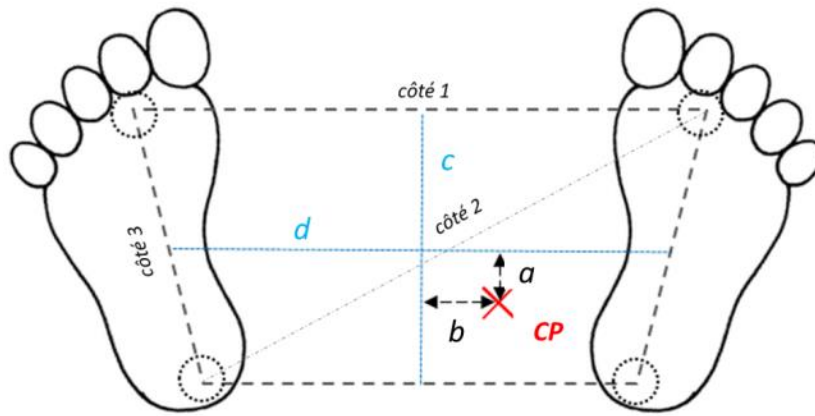


Figure 61 : Schéma explicatif du calcul de la surface de sustentation et la normalisation du centre de pression (CP)

La position relative du centre de pression normalisée dans le polygone de sustentation est calculée de la manière suivante:

Selon l'axe antéro-postérieur : $CP_{rel}AP = \frac{a}{c} \times 100$

a = distance selon l'axe x entre le CP et le centre du polygone

c = longueur du segment joignant les milieux des segments formés par les marqueurs positionnés au niveau du tendon d'Achille et positionnés au niveau du métatarse.

Selon l'axe médio-latéral : $CP_{rel}ML = \frac{b}{d} \times 100$

b = distance selon l'axe y entre le CP et le centre du polygone

d = longueur du segment joignant les milieux des segments formés les pieds gauche et droit.

2.5.5.2 Lever de chaise

Pour l'exercice de lever de chaise, l'instant de début du mouvement a été défini à partir d'un seuil de développement de force (de 5 N – correspondant ~1% du poids corporel des sujets). L'instant de fin du mouvement a été fixé dès lors que la force verticale oscillait dans un intervalle proche du poids du sujet (Kralj et al. 1990) (100% \pm 1 du poids du sujet) (Figure 62).

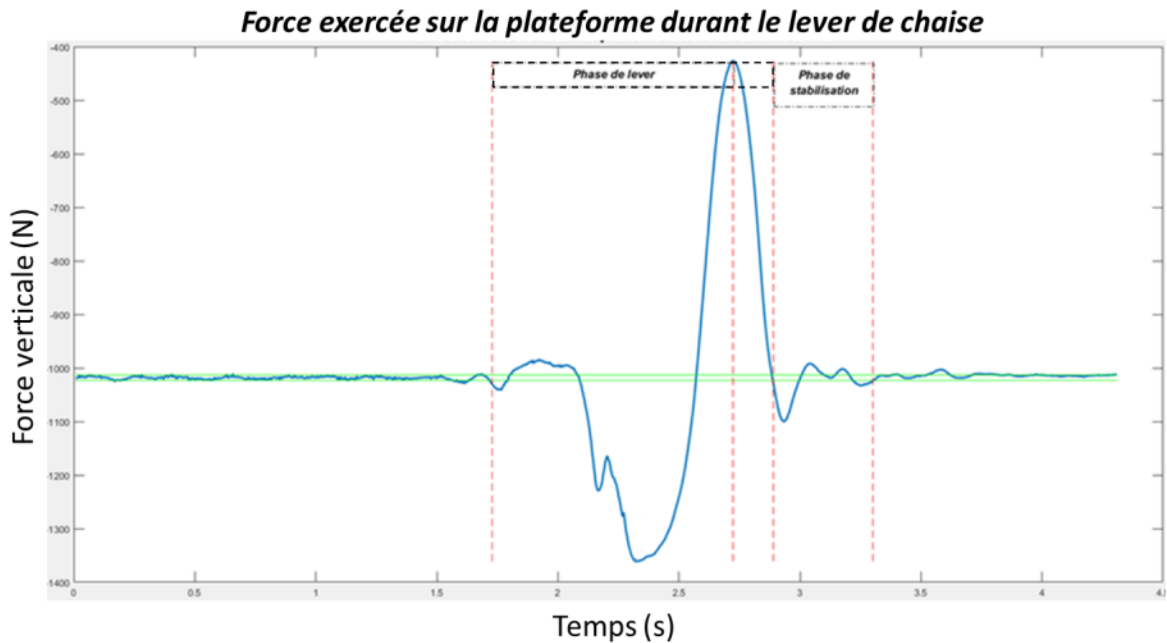


Figure 62 : Exemple d'évolution de la force verticale développée en fonction du temps lors d'un exercice de lever de chaise

Le temps d'extension jusqu'à la position debout est défini comme le temps entre le début du mouvement et le moment où la force verticale atteint le poids corporel initial. Le temps de stabilisation se termine lorsque la force verticale oscille dans un intervalle de $100 \pm 1\%$ du poids corporel du sujet.

La puissance (W) a été calculée à partir de la formule suivante (Lindemann et al. 2003) :

$$P = f \times t^{-1} \times s$$

Avec f correspondant à la force maximale développée sur la plateforme durant la phase d'extension (N) ; t : temps d'extension (s) et s : la différence de hauteur entre la position assise et la position debout (m) (calculée grâce à la différence de hauteur entre la position assise et la position debout des marqueurs positionnés au niveau de la crête iliaque (RASI et LASI)).

L'évaluation de l'angle minimum de flexion du tronc lors de la phase d'extension (commence à l'initiation du mouvement et se termine à la perte du contact avec la chaise) s'est fait en calculant l'angle entre les vecteurs formés par les marqueurs positionnés à hauteur de la 7ème cervicale (C7), au niveau du sacrum (MPSI) et ceux positionnés sur la crête iliaque (RASI et LASI) (comme illustré en Figure 63).



Figure 63 : Sujet réalisant l'exercice de lever de chaise. Les flèches illustrent les vecteurs pris en compte pour le calcul de l'angle minimum de flexion du tronc lors du lever de chaise

Pour l'exercice du plus grand nombre de lever de chaise réalisé en 30 secondes, le nombre de répétitions effectuées a été comptabilisé en mesurant le nombre de pic de position du marqueur avant droit de la tête (RFHD) durant 30 secondes (Figure 64). Le temps moyen pour effectuer un lever de chaise a été calculé en moyennant les temps de tous les levers de chaise effectués durant 30 secondes.

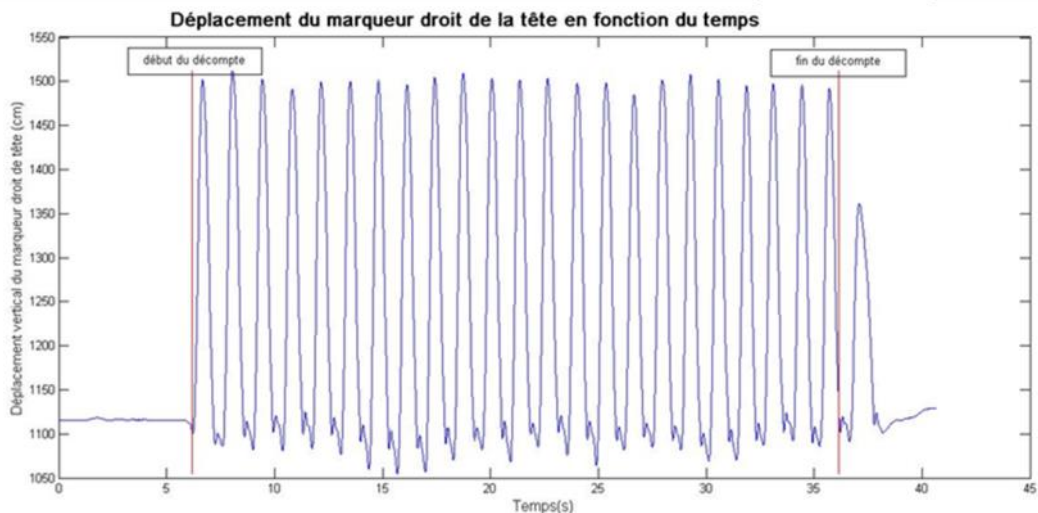


Figure 64 : Illustration de l'évolution de la position verticale du marqueur droit de la tête d'un sujet lors du test de lever de chaise sur 30 secondes

2.5.5.3 Saut en contre-mouvement (CMJ)

Le calcul des paramètres d'intérêts ont été réalisés uniquement sur la meilleure performance de détente verticale obtenue lors des trois essais réalisés à chaque session de test.

La puissance (W) a été calculée suivant la formule suivante :

$$P = f(t) \times v(t)$$

Avec f : force verticale à l'instant de décollage (N), et v : vitesse du sujet à l'instant de décollage (m/s).

La hauteur maximale du saut vertical a été déterminée à partir de la vitesse de décollage, puis à l'aide de la formule établie par Chi et al. (Chi et al. 2013) (Figure 65) :

$$\text{détente verticale (m)} = (\text{temps dans les airs (s)})^2 \times \text{constante de gravité (m.s}^{-2}\text{)} \times \frac{1}{8}$$

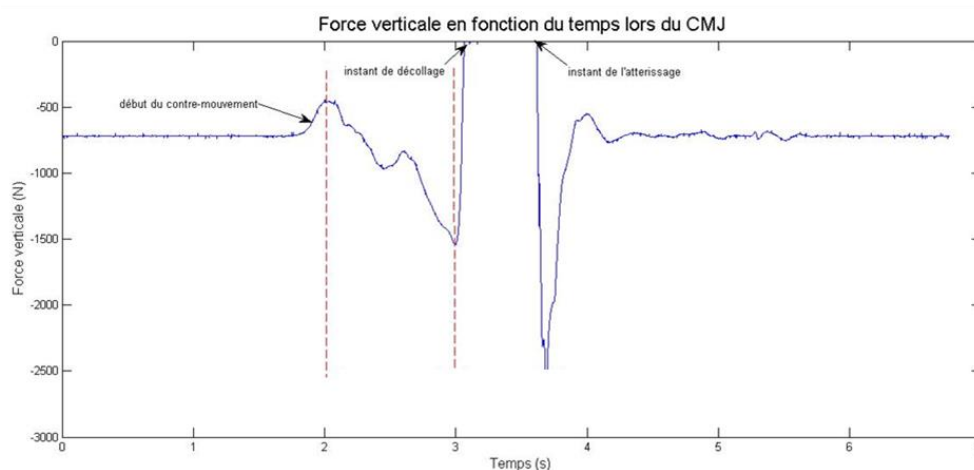


Figure 65 : Illustration de l'évolution de la force verticale lors d'un saut en contre-mouvement (CMJ). À droite, photo d'un sujet lors du saut.

2.6 Analyses statistiques

Les données sont présentées sous la forme Moyenne \pm Ecart-Type. Les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel SigmaPlot 11.0 (Systat Software, San Jose, Etats-Unis).

Les différents tests réalisés pour l'analyse des données sont répertoriés dans le Tableau 11. Une valeur de $p < 0,05$ a été définie comme seuil de significativité

	Paramètres	Analyse	Normalité	Test réalisé (si normalité)	Si non-normal
Muscle	ACSA	Effet de l'âge	test de Shapiro-Wilk	T-test (Student)	
		Pré/post Entr.	test de Shapiro-Wilk	Paired t-test	Mann-Whitney Test
	Volume	Pré/post Entr.	test de Shapiro-Wilk	Paired t-test	Mann-Whitney Test
Tendon	Mécaniques	Pré/post Entr.	test de Shapiro-Wilk	Paired t-test	
	Comparaison de courbe	Pré/post Entr.	test de Shapiro-Wilk	ANOVA à une voie (un test post-hoc de Tukey utilisé s'il y a significativité)	
Analyse du mouvement		Pré/post Entr.	test de Shapiro-Wilk	Paired t-test	
Age Reader		Effet de l'âge	test de Shapiro-Wilk	T-test (Student)	
		Pré/post Entr.	test de Shapiro-Wilk	Paired t-test	
Relation Tendon / Analyse du mouvement		Effet de l'âge		Corrélation de Pearson	
		Pré/post Entr.			

Tableau 11 : Analyses statistiques effectuées en fonction du paramètre considéré

3 Résultats

Dans ce chapitre sont présentés les résultats obtenus pour l'ensemble des paramètres mesurés de cette étude. Les résultats sont présentés en deux parties :

- Les effets de l'âge sur la totalité des paramètres mesurés en comparant les moyennes des groupes de séniors et jeunes pour les sessions de tests réalisées à T-4 et T0.
- Les effets de l'entraînement sur la totalité des paramètres mesurés en comparant les moyennes des trois groupes de sujets (J55, S55, S80) pour les sessions de tests pré et post entraînement (T12).

Pour les effets de l'âge et de l'entraînement, lorsque les valeurs moyennes de chaque paramètre obtenues lors des sessions pré-entraînement (T-4 et T0) n'étaient pas significativement différentes, les valeurs obtenues à T-4 et T0 étaient moyennés pour former la valeur pré-entraînement.

Dans chaque partie, les résultats sont présentés dans l'ordre suivant :

- Architecture tendineuse et propriétés mécaniques
- Architecture musculaire
- Analyse du mouvement
- Quantification des ponts-liants dans le tissu cutané
- Analyse de sang

Toutes les données ne seront pas présentées dans ce manuscrit car elles ne sont pas toutes analysées. Le Tableau 12 ci-dessous reprend les données analysées et celles restant à accomplir.

	Période de test				
	T-4	T0	T4	T8	T12
CSA Tendons					
Propriétés mécaniques Tendons					
ACSA et Volume Muscle					
Evolution ACSA Muscle					
Analyse des propriétés contractiles du triceps sural					
Analyse du mouvement					
Quantification des ponts-liants dans le tissu cutané					
Analyse de sang					

Tableau 12 : Tableau récapitulatif de l'analyse des résultats. En vert, les résultats sont présentés dans le manuscrit ; en jaune, les données sont analysées mais non présentées ; en rouge : données non analysées.

3.1 Caractéristiques des sujets

Sur un total de 46 sujets initialement inclus dans le protocole expérimental, 27 sujets âgés et 10 jeunes sont allés au terme du protocole. Leurs caractéristiques sont présentées dans le Tableau 13 ci-dessous. Concernant les 9 sujets n'ayant pas réalisé la globalité du protocole expérimental, un a dû être exclu pour non-respect du protocole d'entraînement, 4 ont été malheureusement atteint d'une pathologie nécessitant un traitement incompatible avec notre protocole, et 4 ont contracté une blessure en dehors des entraînements (entorse de la cheville / lombalgie / luxation épaule).

Concernant l'analyse des caractéristiques des 2 groupes, il y a bien évidemment une différence significative d'âge moyen entre le groupe de jeunes et le groupe de sénior ($p < 0,05$). Pour l'ensemble des autres paramètres (taille et poids), aucune différence significative n'a été observée entre les 2 groupes ($p > 0,05$).

	Jeunes entraînés à intensité de 55% (J55)	Séniors entraînés à intensité de 55% (S55)	Séniors entraînés à intensité de 80% (S80)
Nombre de sujets	10	13	14
Age (années)	24,8±3,6*	70,0±4,6	69,8±4,4
Taille (cm)	178,8±7,5	175,0±7,2	176,3±4,8
Poids (Kg)	75,2±11,6	80,3±12,4	80,3±13,6

Tableau 13 : Caractéristiques des sujets pour chaque groupe d'entraînement.

Age, poids et taille sont présentées comme la Moyenne ± Ecart-type ; * Différence significative entre jeunes et séniors (S55 et S80) ($p < 0,05$)

3.2 Effets de l'âge

3.2.1 Architecture tendineuse

3.2.1.1 Tendon patellaire

La Figure 66 représente les aires de sections transverses moyennes (CSA) du tendon patellaire (PT) des groupes de jeunes ($n=10$) et de séniors ($n=27$). La CSA a été évaluée tous les 10% de la longueur du tendon en partant de l'insertion proximale avec la rotule jusqu'à l'insertion distale sur le tibia. Les résultats montrent qu'à 20% de la longueur relative du tendon, les séniors ont une CSA significativement plus importante que les jeunes ($p < 0,05$). Par contre, excepté pour ce point de mesure à 20% de la longueur totale du PT, aucune autre différence significative n'a été constatée pour l'ensemble des autres sites de mesures.

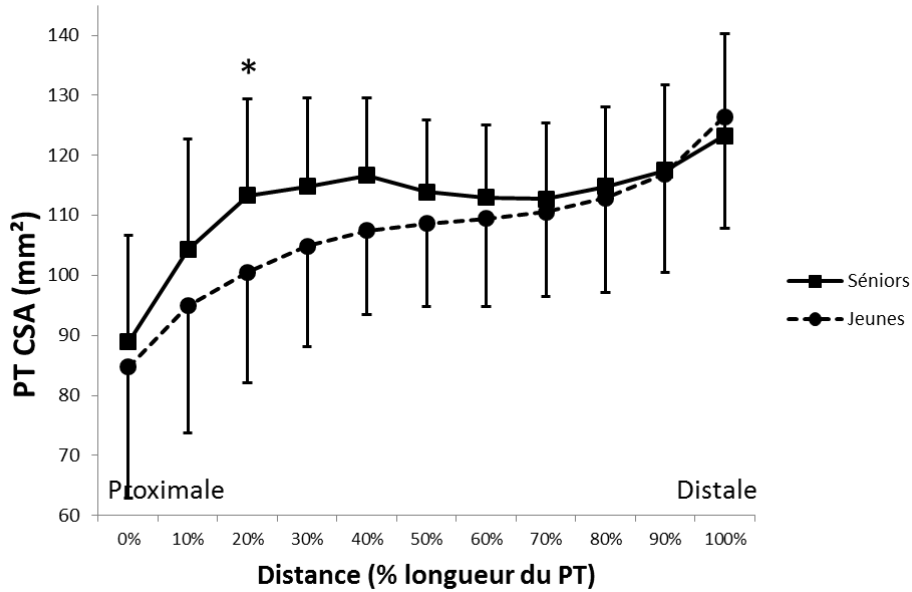


Figure 66 : Evolution de l'aire de section transverse (CSA) du tendon patellaire (PT) tout au long de son excursion pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne et écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$).

La Figure 67 montre l'aire de section moyenne (CSA) des 11 valeurs de CSA quantifiées pour le tendon patellaire (PT) entre les jeunes ($n=10$) et les séniors ($n=27$). L'analyse statistique des données obtenues ne révèle aucune différence significative entre les jeunes et les séniors ($p > 0,05$).

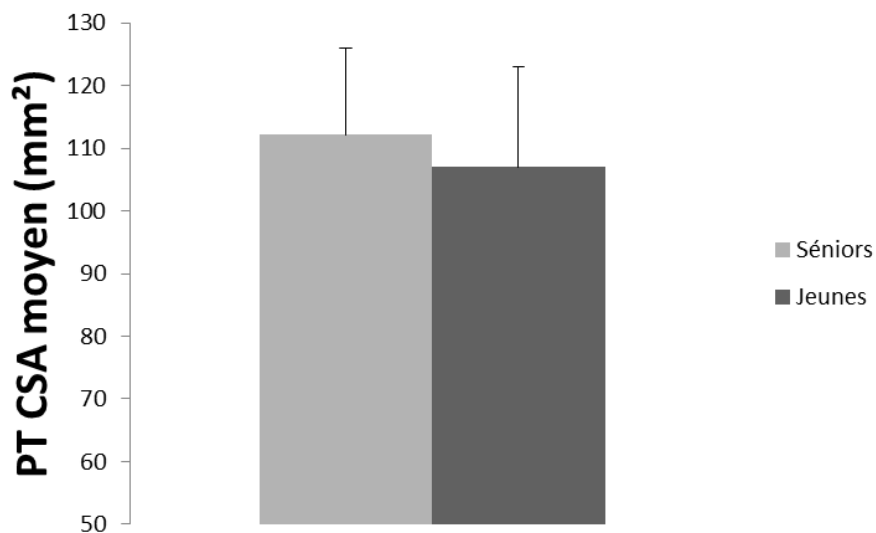


Figure 67 : Aire de section transverse (CSA) moyenne du tendon patellaire (PT) pour les populations de jeunes et de séniors ; Moyenne et écart-type.

3.2.1.2 Tendon d'Achille

La Figure 68 représente les aires de sections moyennes (CSA) du tendon d'Achille (AT) des groupes de jeunes (n=10) et de séniors (n=27). Comme pour le tendon patellaire, la CSA a été quantifiée tous les 10% de la longueur du tendon d'Achille en partant de l'insertion distale sur le calcanéum jusqu'à l'insertion proximale avec le muscle soléaire (jonction musculo-tendineuse). Les résultats montrent qu'entre 30 et 100% de la longueur relative du tendon, la CSA est significativement plus importante chez les séniors comparée au groupe de jeunes (entre 40 et 90% : $p < 0.01$; à 30 et 100% : $p < 0.05$).

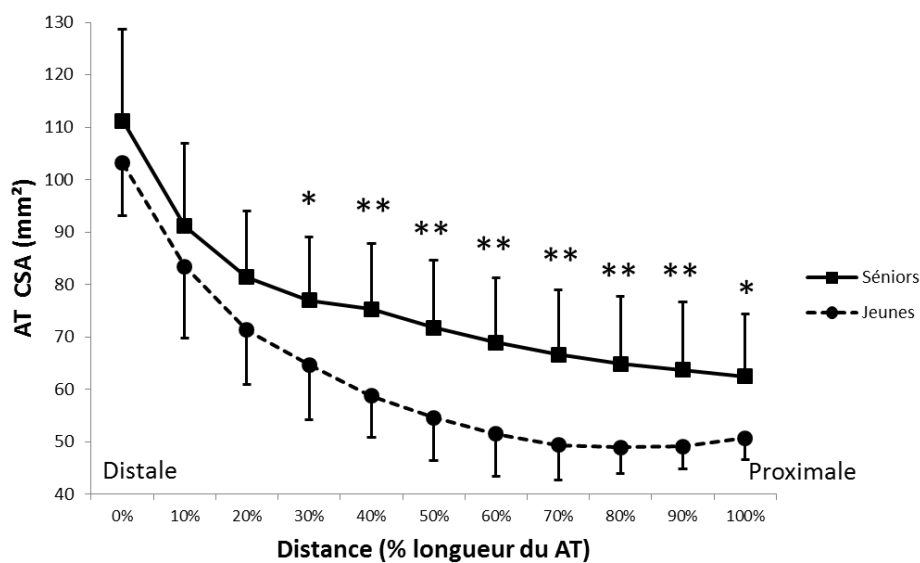


Figure 68 : Evolution de l'aire de section transverse (CSA) du tendon d'Achille (AT) tout au long de son excursion pour les groupes de jeunes (●) et les séniors (■); Moyenne et écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes à $p < 0.05$. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes à $p < 0.01$.

La Figure 69 montre l'aire de section moyenne (CSA) du tendon d'Achille (AT) entre les jeunes et les séniors (n=27). Les séniors ont une CSA plus importante de 21.7% que les jeunes ($p < 0.01$).

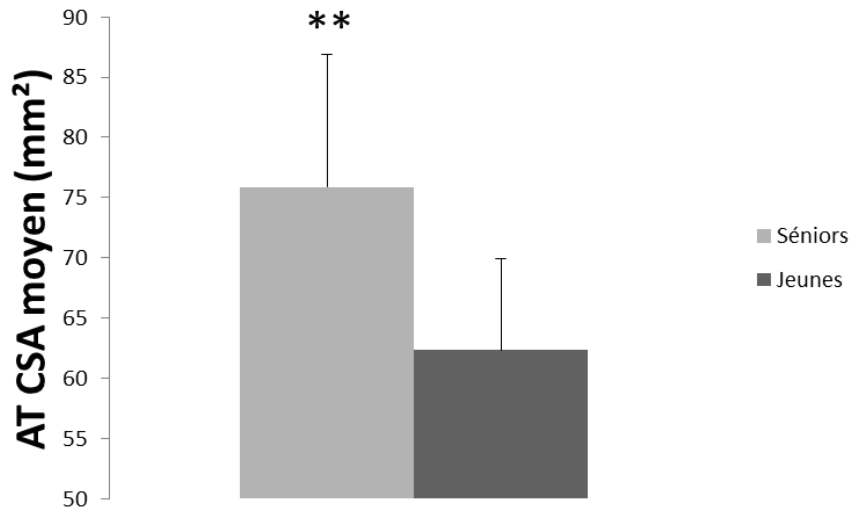


Figure 69 : Aire de section transverse (CSA) moyenne du tendon d'Achille (AT) pour les populations de jeunes et de séniors ; Moyenne et écart-type. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes à $p < 0.01$.

3.2.2 Propriétés mécaniques des tendons

3.2.2.1 Tendon patellaire

Le Tableau 14 présente les valeurs des propriétés mécaniques du tendon patellaire calculés à la force maximale développée par chaque sujet. Les résultats montrent que la force maximale est significativement plus élevée de +21.7% ($p < 0.01$) chez les jeunes comparée au groupe de séniors. L'élongation maximale est également plus importante chez les jeunes (+24.7%, $p < 0.05$) que chez les séniors, tout comme la contrainte maximale (+23.8%, $p < 0.01$) ainsi que la déformation maximale (+22.7%, $p < 0.05$). En revanche, il n'apparaît pas de différence significative pour les paramètres de raideur et du module de Young (+16.4% et +15.8% respectivement, $p > 0.05$) (Figure 70).

Paramètres mécaniques du PT à force maximale		
	Jeunes	Séniors
Force Max(N)	3416 ± 609 **	2807 ± 454
Elongation (mm)	3,47 ± 0,65 *	2,78 ± 0,60
Raideur (N/mm)	2846 ± 1598	2445 ± 601
Contrainte (MPa)	32,3 ± 7,0 **	26,0 ± 3,7
Déformation (%)	7,83 ± 1,79 *	6,38 ± 1,64
Module de Young (MPa)	1173 ± 708	1012 ± 311

Tableau 14 : Propriétés mécaniques du tendon patellaire à niveau de force maximale ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

Le Tableau 15 indique les valeurs des propriétés mécaniques du tendon patellaire obtenues à un niveau de force commune correspondant à 2050N. A ce niveau de force commune, aucune différence significative n'est constatée sur la totalité des paramètres mécaniques investis entre les 2 groupes ($p > 0.05$).

Paramètres mécaniques du PT à Force commune		
	Jeunes	Séniors
Elongation (mm)	2,90 ± 0,68	2,46 ± 0,61
Raideur (N/mm)	2000 ± 867	2022 ± 355
Contrainte (MPa)	20,5 ± 4,7	19,6 ± 3,8
Déformation (%)	6,50 ± 1,60	5,65 ± 1,67
Module de Young (MPa)	840 ± 379	842 ± 251

Tableau 15 : Propriétés mécaniques du tendon patellaire à niveau de force commune correspondant à 2500N ; Moyenne ± écart-type.

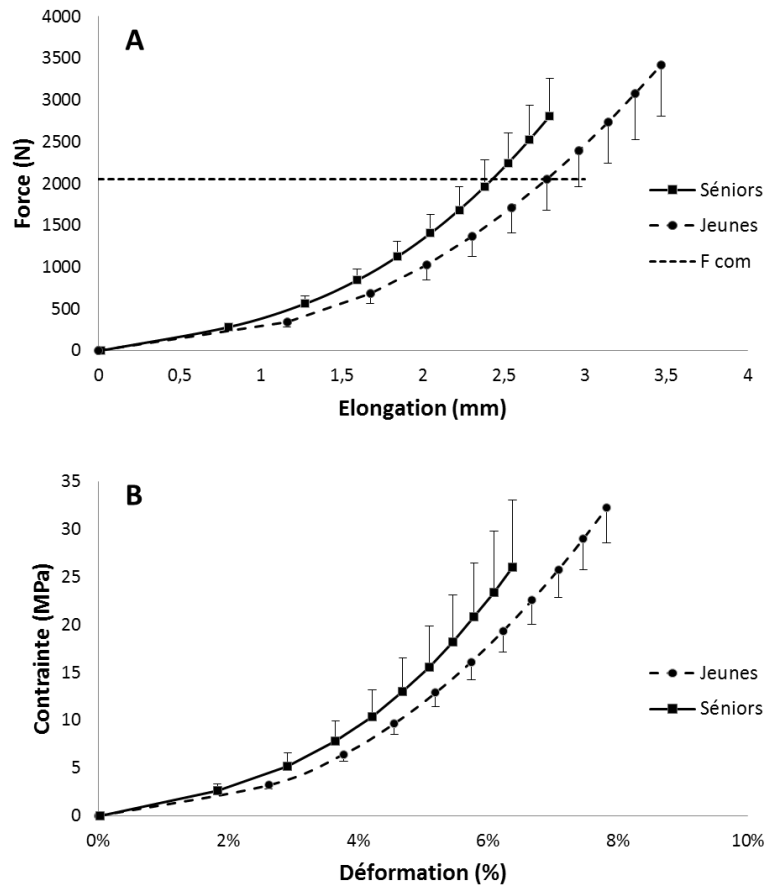


Figure 70 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon patellaire pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne \pm écart-type. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contraincte-Déformation.

3.2.2.2 Aponévrose du muscle vaste latéral (VL)

Le Tableau 16 indique les valeurs des propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL à niveau de force maximale. La force maximale, la raideur, la contrainte et le module de Young sont significativement plus élevés chez les jeunes que chez les séniors de respectivement +20.7%, +39.6%, +23.1%, et +47,7% ($p < 0.01$). Les séniors ont en revanche une capacité d'élongation et de déformation de l'aponévrose du VL significativement plus importante que les jeunes de +21.1%, et +27.6% respectivement ($p < 0.01$) (Figure 71).

Paramètres mécaniques de l'aponévrose du VL à force maximale	Jeunes		Séniors	
Force Max(N)	3391 ± 519	**	2809 ± 499	
Elongation (mm)	17,5 ± 1,4		21,2 ± 3,0	**
Raideur (N/mm)	343 ± 113	**	245 ± 75	
Contrainte (MPa)	32,2 ± 7,1	**	26,1 ± 4,25	
Déformation (%)	5,14 ± 0,53		6,56 ± 1,03	**
Module de Young (MPa)	1093 ± 347	**	740 ± 213	

Tableau 16 : Propriétés mécaniques de l'aponévrose du vaste latéral (VL) à niveau de force maximale ; Moyenne ± écart-type. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.01$).

Le Tableau 17 présente les valeurs des propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL à niveau de force commune correspondant à 2050N. La raideur et le module de Young de l'aponévrose sont significativement plus élevés chez les jeunes que chez les séniors (+28.8%, +36.7% respectivement avec $p < 0.01$). Les séniors montrent par contre une capacité d'élongation et de déformation significativement plus importantes comparé aux jeunes (+37.8%, +44.7%, respectivement avec $p < 0.01$ et $p = 0.001$).

Paramètres mécaniques de l'aponévrose du VL à force commune	Jeunes		Séniors	
Elongation (mm)	13,2 ± 2,2		18,2 ± 3,5	**
Raideur (N/mm)	268 ± 54	**	208 ± 41	
Contrainte (MPa)	20,4 ± 5,0		19,8 ± 3,1	
Déformation (%)	3,87 ± 0,72		5,60 ± 1,14	***
Module de Young (MPa)	871 ± 213	**	637 ± 144	

Tableau 17 : Propriétés mécaniques de l'aponévrose du vaste latéral (VL) à niveau de force commune correspondant à 2050N; Moyenne ± écart-type. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$).

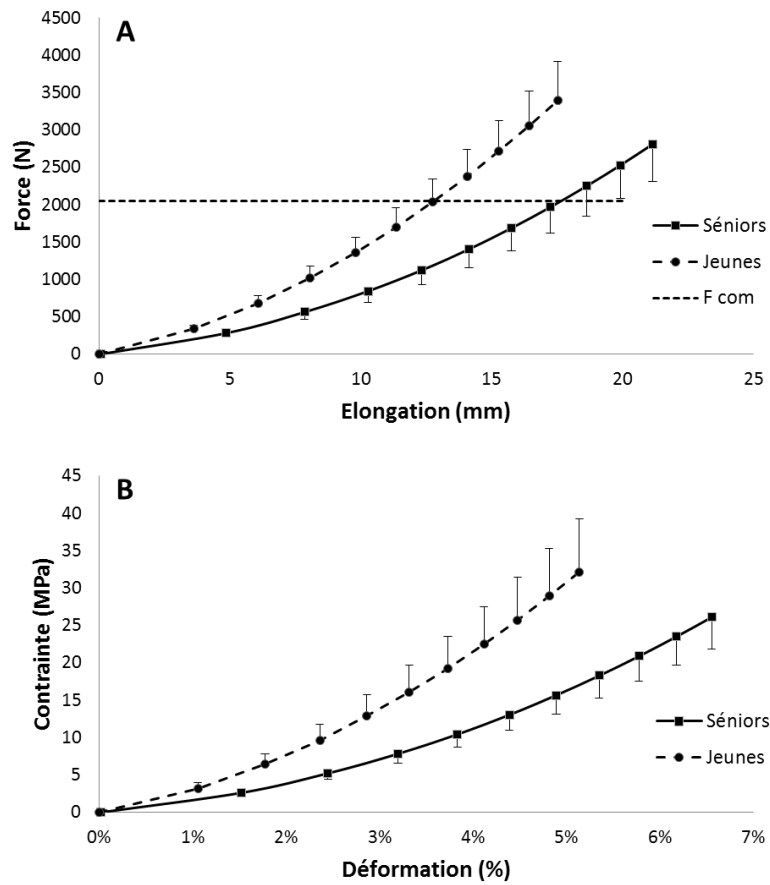


Figure 71 : Courbe des propriétés mécaniques de l'aponévrose du vaste latéral (VL) pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne et écart-type. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contraincte-Déformation.

3.2.2.3 Tendon d'Achille

Le Tableau 18 présente les valeurs des propriétés mécaniques du tendon d'Achille à niveau de force maximale. L'analyse des données montre que la force maximale, la raideur, la contrainte, et le module de Young sont significativement plus élevés chez les jeunes que chez les séniors de respectivement +23.6% ($p < 0.01$), +47.7% ($p < 0.05$), +56.7% ($p < 0.001$), et +95.1% ($p < 0.001$). En revanche, les capacités d'élongation et de déformation ne semblent pas affectées par l'âge des sujets ($p > 0.05$) (Figure 72).

Paramètres mécaniques du AT à force maximale	Jeunes		Séniors	
Force Max(N)	3070 ± 553	**	2484 ± 605	
Elongation (mm)	3,97 ± 2,15		3,69 ± 1,12	
Raideur (N/mm)	1754 ± 706	*	1187 ± 551	
Contrainte (MPa)	50,4 ± 10,5	***	32,2 ± 7,0	
Déformation (%)	6,54 ± 2,19		6,47 ± 1,52	
Module de Young (MPa)	1643 ± 671	***	842 ± 297	

Tableau 18 : Propriétés mécaniques du tendon d'Achille à niveau de force maximale ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$) ; ** ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$).

Le Tableau 19 indique les valeurs des propriétés mécaniques du tendon d'Achille à niveau de force commune correspond à 1500N. Le groupe de jeunes montre une valeur de module de Young significativement plus élevé de +57.9% comparé au groupe de séniors ($p < 0.05$). Par contre, il ne semble y avoir aucun effet de l'âge sur l'ensemble des autres paramètres ($p > 0.05$).

Paramètres mécaniques du AT à force commune	Jeunes		Séniors	
Elongation (mm)	2,8 ± 1,8		2,7 ± 0,9	
Raideur (N/mm)	1135 ± 434		958 ± 375	
Contrainte (MPa)	25,2 ± 4,2		19,7 ± 3,4	
Déformation (%)	4,54 ± 1,75		4,8 ± 1,2	
Module de Young (MPa)	1072 ± 447	*	679 ± 222	

Tableau 19 : Propriétés mécaniques du tendon d'Achille à niveau de force commune correspondante à 1500N ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$).

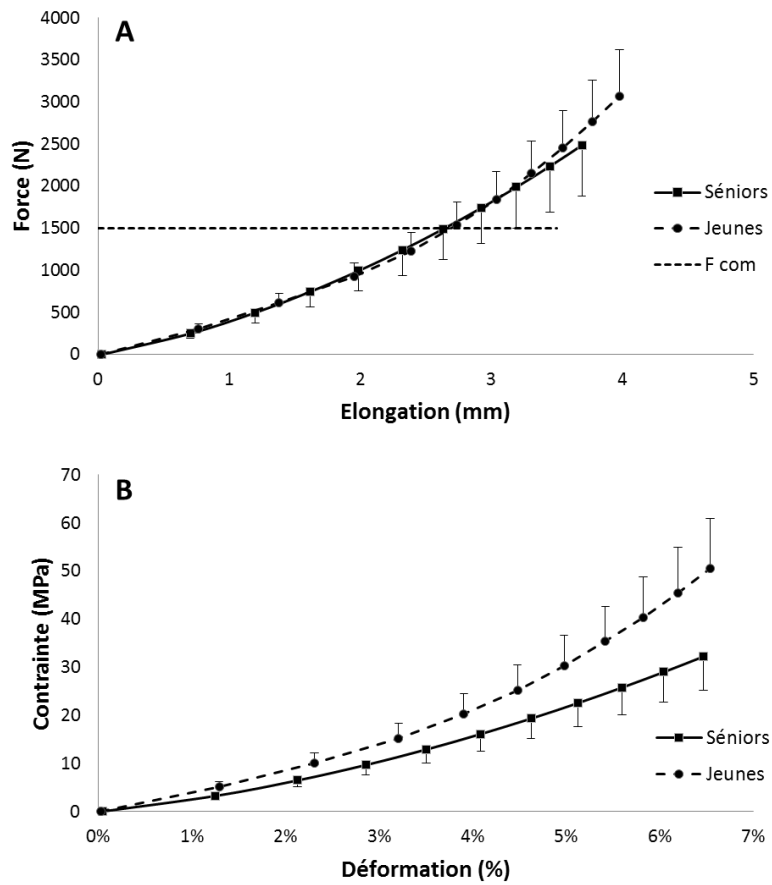


Figure 72 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon d'Achille pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne \pm écart-type. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation.

3.2.2.4 Jonction musculo-tendineuse entre tendon d'Achille et gastrocnémien médial

Le Tableau 20 présente les valeurs des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM à niveau de force maximale. Les données obtenues montrent que la force maximale, la raideur, la contrainte, et le module de Young sont significativement plus élevés chez les jeunes que chez les séniors de respectivement +22.2% ($p < 0.01$), +22.4% ($p < 0.05$), +57.1% ($p < 0.001$), et +67.4% ($p < 0.01$). Cependant, aucune différence n'a pu être constatée avec l'âge pour les capacités d'élongation et de déformation ($p > 0.05$) (Figure 73).

Paramètres mécaniques de JMT GM à force maximale		
	Jeunes	Séniors
Force Max(N)	3076 ± 585 **	2518 ± 628
Elongation (mm)	13,9 ± 3,14	14,3 ± 3,20
Raideur (N/mm)	429 ± 154 *	350 ± 205
Contrainte (MPa)	50,8 ± 11,7 ***	32,3 ± 6,6
Déformation (%)	7,19 ± 1,99	7,63 ± 1,81
Module de Young (MPa)	1343 ± 393 **	802 ± 332

Tableau 20 : Propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle gastrocnémien médial (GM) à niveau de force maximale ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$) ; ** ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$).

Le Tableau 21 montre les valeurs des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le GM à niveau de force commune correspondant à 1500N. Il apparaît que la contrainte et le module de Young sont significativement plus élevés chez les jeunes que chez les séniors de respectivement +28.1% et + 42.6 % ($p < 0.01$). Aucune autre différence significative n'est constatée pour les autres paramètres présentés entre le groupe de jeunes et le groupe de séniors ($p > 0.05$).

Paramètres mécaniques de JMT GM à force commune		
	Jeunes	Séniors
Elongation (mm)	9,1 ± 2,8	10,7 ± 3,0
Raideur (N/mm)	239 ± 44	251 ± 114
Contrainte (MPa)	25,1 ± 4,8 **	19,6 ± 3,4
Déformation (%)	4,7 ± 1,69	5,7 ± 1,6
Module de Young (MPa)	836 ± 227 **	586 ± 181

Tableau 21 : Propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle gastrocnémien médial (GM) à niveau de force commune correspondant à 1500N ; Moyenne ± écart-type. ** désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.01$).

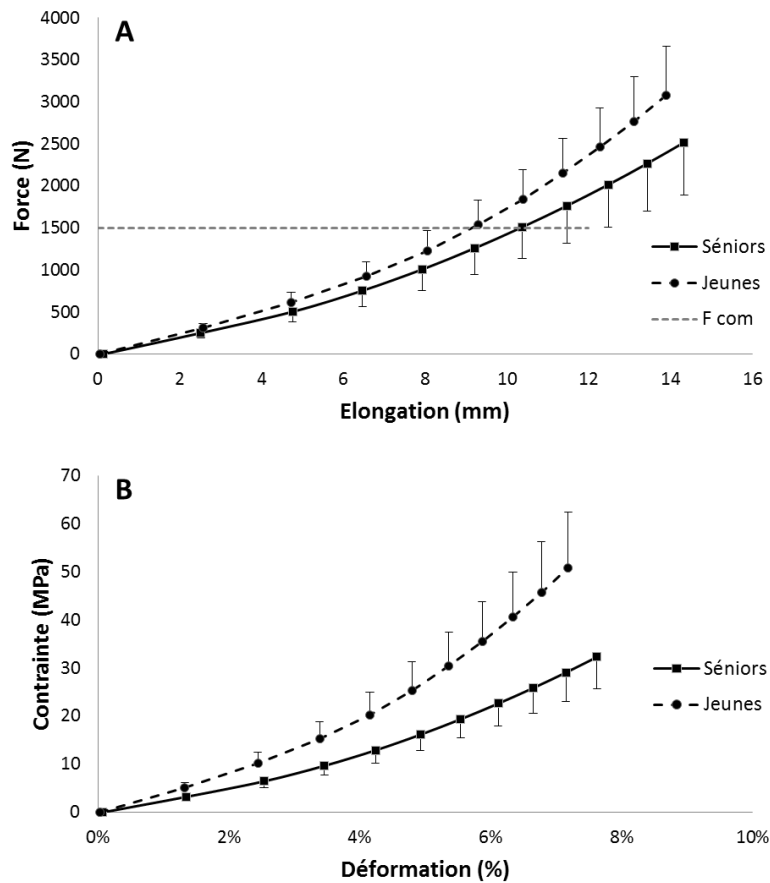


Figure 73 : Courbe des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle gastrocnémien médial (GM) pour les groupes de jeunes (●) et de séniors (■); Moyenne \pm écart-type. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainte-Déformation.

3.2.3 Architecture musculaire

3.2.3.1 Choix du polynôme des équations de régressions

Afin de mieux correspondre à l'anatomie nous avons choisi le plus petit degré de la courbe d'ajustement polynomiale qui passait les origines proximales et distales du muscle et qui possédait coefficient de détermination suffisant ($R^2 > 0.8$).

En comparant différents polynômes de degrés différents, nous avons décidé d'utiliser un ajustement polynômial du 3^{ème} degré pour les muscles du quadriceps (VL, VI, VM, RF) (Figure 74), et un polynôme du 4^{ème} degré pour les muscles du triceps sural (GL, GM, soléaire) (Figure 75).

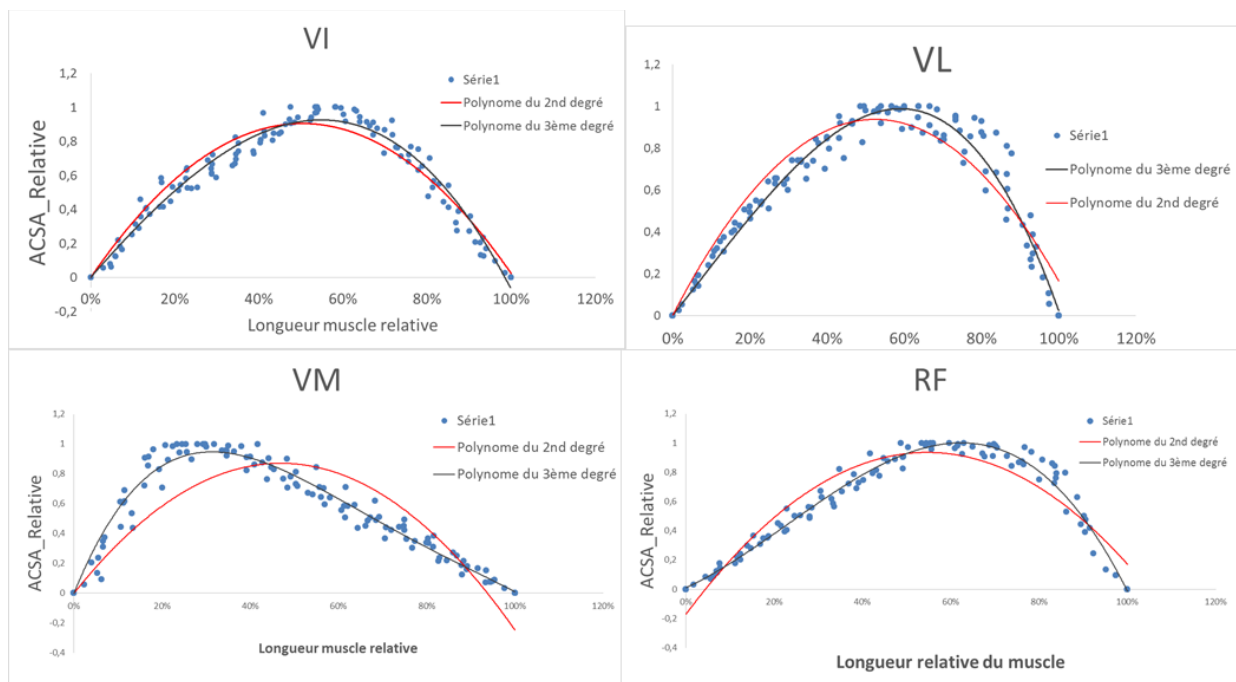


Figure 74 : Ajustement polynômiales du 2nd et 3^{ème} degré pour le muscles du quadriceps (VL : vaste latéral ; VI : vaste intermédiaire ; VM : vaste médial ; RF : rectus femoris).

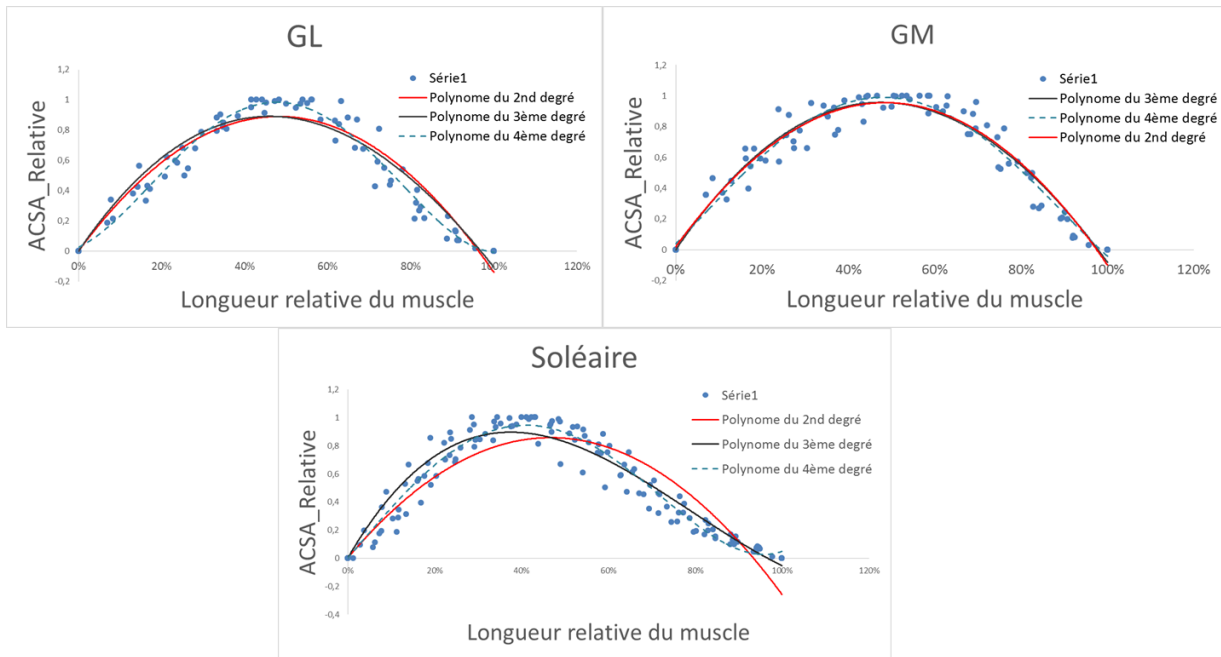


Figure 75 : Ajustement polynômiales du 2nd, 3^{ème} et 4^{ème} degré pour le muscles du triceps sural (GL : gastrocnémien latéral ; GM : gastrocnémien médial ; Soléaire).

3.2.3.2 ACSA des muscles du quadriceps

Les évolutions des aires de section transverse anatomiques (ACSA) relatives de chacun des muscles du quadriceps sont présentées dans les figures ci-dessous. Les équations de régressions polynomiales appliquées à l'évolution de l'ACSA tout au long de l'excursion musculaire sont également représentées accompagnées des coefficients de détermination (R^2). Ces valeurs de R^2 sont comprises, suivant les muscles considérés, entre 0.93 et 0.97 ce qui traduit d'un très bon ajustement.

La Figure 76 montre l'évolution des équations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle vaste latéral tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors. L'analyse statistique des valeurs d'ACSA moyennes calculées tous les 5% de la longueur relative du muscle VL ne fait ressortir aucune différence significative entre les 2 groupes ($p > 0.05$).

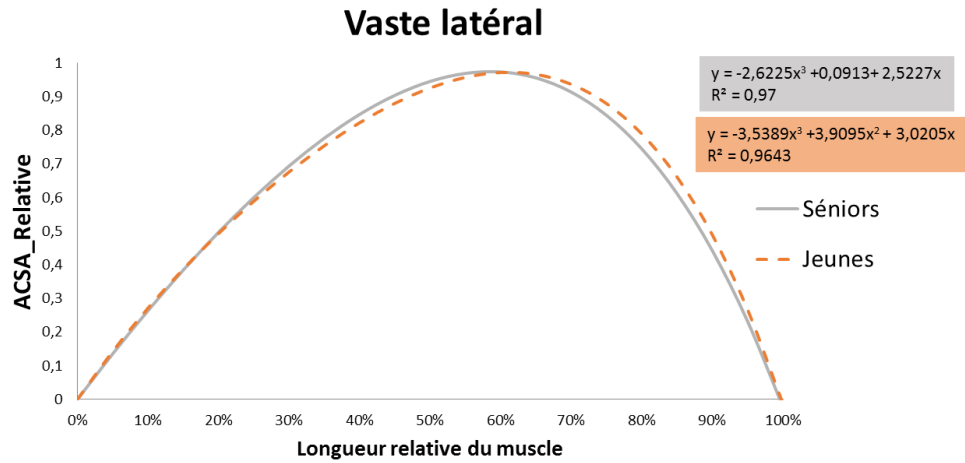


Figure 76 : Equation de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle vaste latéral tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.

La Figure 77 présente les équations de régression obtenues pour le muscle vaste intermédiaire. Aucune différence significative d'ACSA n'a été remarquée sur toute la longueur du muscle entre les groupes de jeunes et de séniors ($p > 0.05$).

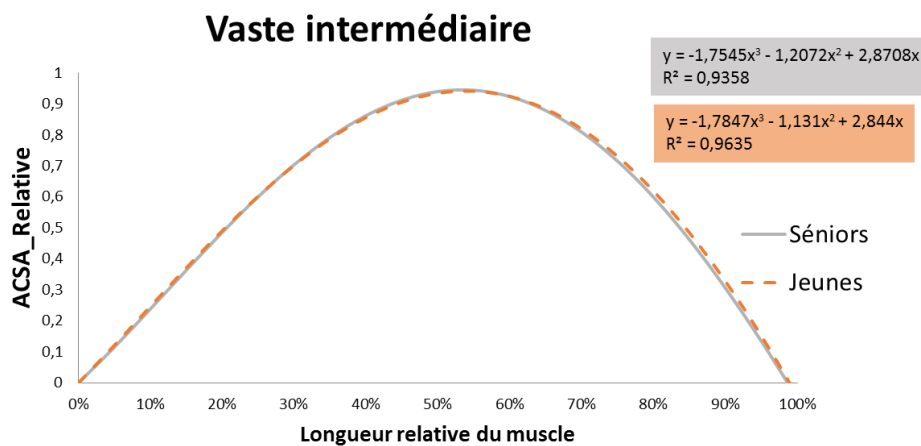


Figure 77 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle vaste intermédiaire tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.

La Figure 78 illustre les équations de régressions obtenues à pour le muscle vaste médial. Aucune différence significative entre les 2 groupes n'a été observée dans l'évolution de l'ACSA sur toute la longueur du muscle ($p > 0.05$).

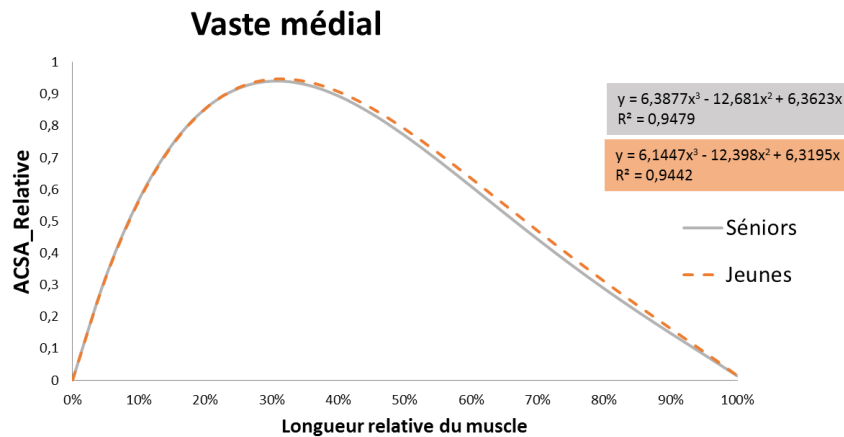


Figure 78 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle vaste médial tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.

La Figure 79 présente les équations de régression obtenues pour le muscle rectus femoris. Des différences significatives ont été observées sur les moyennes des valeurs des ACSAs relatives sur les intervalles 65, 70, et 75 % de la longueur relatives du muscle comme illustré dans la Figure 80 ($p < 0.05$) (Figure 80). Les valeurs d'ACSA pour ces points de mesure sont significativement plus importantes pour le groupe de jeunes comparées au groupe de séniors. Pour les autres sites, aucune différence significative n'a été constatée.

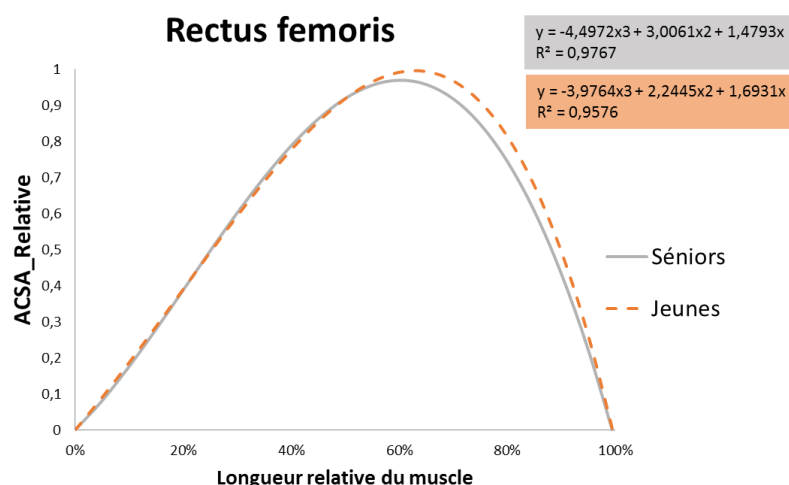


Figure 79 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle rectus femoris tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.

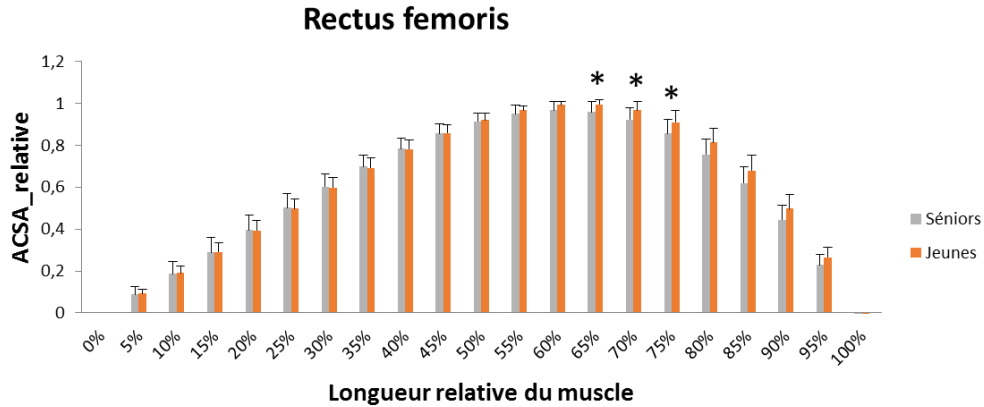


Figure 80 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs relatives par intervalle de 5% sur le muscle rectus femoris pour les groupes de jeunes et de séniors ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$).

3.2.3.3 Volume des muscles du quadriceps

Le volume moyen de chacun des muscles constituant le quadriceps, ainsi que le volume total du muscle quadriceps sont représentés dans la Figure 81 pour les groupes jeunes et séniors. L'analyse statistique révèle que les sujets jeunes présentent un volume musculaire plus important sur le vaste latéral (VL) (+28.4% ; $p < 0.01$), sur le vaste médial VM (+29.2% ; $p < 0.01$) et sur le rectus femoris (RF) (+30.9% ; $p < 0.01$). Cependant, aucune différence de volume entre les jeunes et les séniors n'a pu être mise en évidence pour le vaste intermédiaire. ($p > 0,05$). Concernant le volume total du quadriceps, le groupe de jeunes montrent des valeurs significativement plus importantes de +25.1% comparées au groupe de séniors ($p < 0.01$)

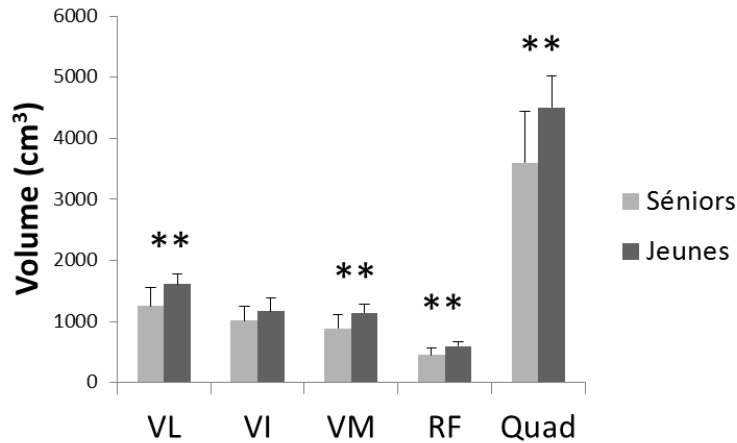


Figure 81 : Volume des muscles du quadriceps entre les sujets jeunes et séniors ; VL : Vaste latéral ; VI : Vaste intermédiaire ; VM : Vaste médial ; RF : Rectus femoris ; Quad : Quadriceps. Moyenne et écart-type. ** désigne les différences significatives ($p < 0.01$).

3.2.3.4 ACSA des muscles du triceps sural

Concernant les courbes de régression polynomiale appliquées à chacun des muscles du triceps sural pour chacune des deux populations (jeunes et séniors), les coefficients de détermination (R^2) étaient compris entre 0.94 à 0.97.

La Figure 82 présente les équations de régression obtenues à partir du muscle gastrocnémien latéral. Aucune différence significative d'ACSA n'a été remarquée sur toute la longueur du muscle entre le groupe jeune et séniors.

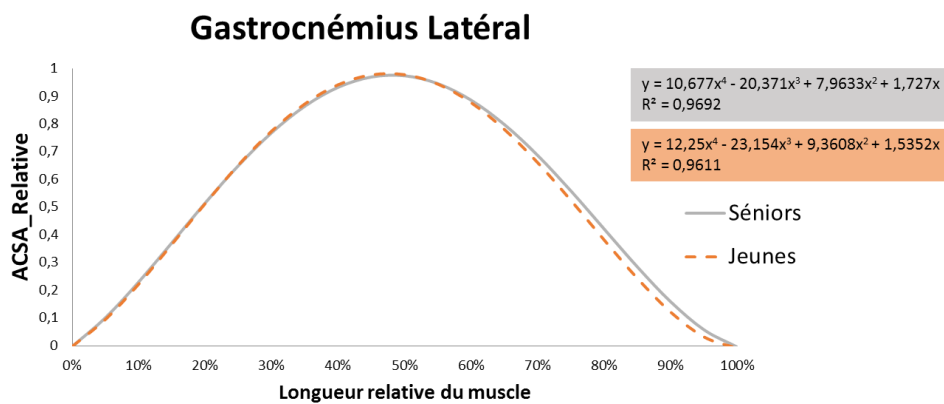


Figure 82 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle gastrocnémien latéral tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.

La Figure 83 montre les équations de régression obtenues pour le muscle gastrocnémien médial. Les valeurs moyennes d'ACSAs relatives sur les intervalles correspondant à 5%, 10%, 15% et 20% de la longueur relatives du muscle étaient significativement plus importantes pour le groupe de jeune comparées au groupe de séniors ($p < 0,05$) (Figure 84).

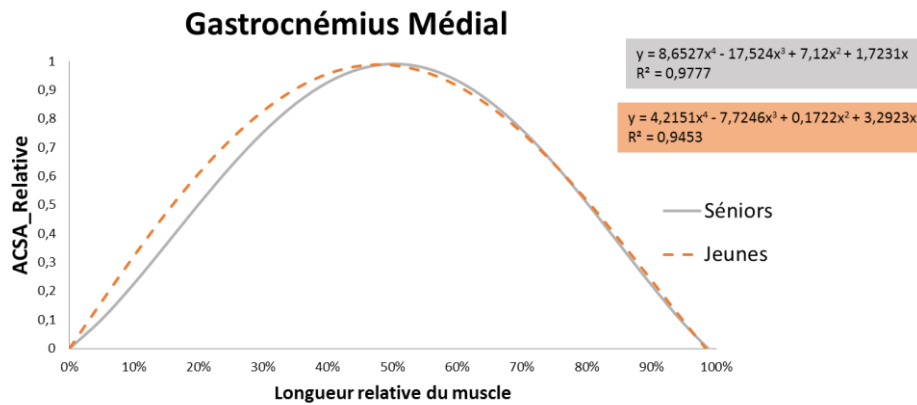


Figure 83 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle gastrocnémien médial tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.

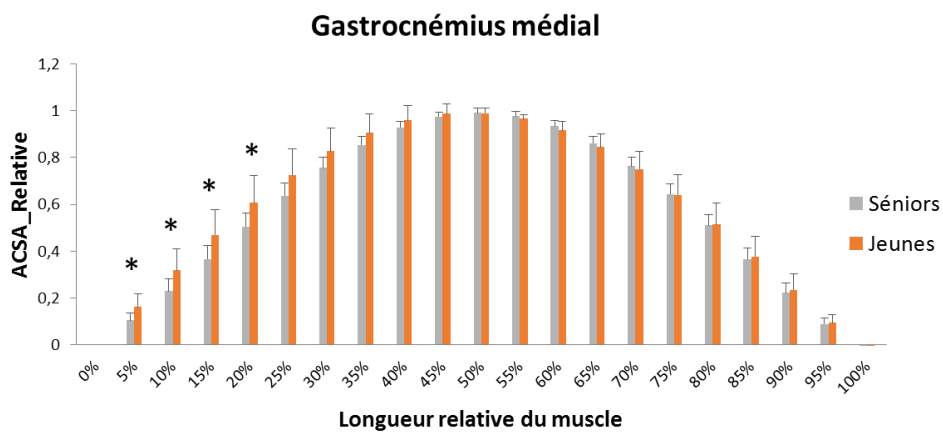


Figure 84 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs relatives par intervalle de 5% sur le muscle gastrocnémien médial pour les groupes de jeunes et de séniors ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0,05$).

La Figure 85 présente les équations de régression obtenues pour le muscle soléaire. Aucune différence significative dans l'évolution de l'ACSA n'a été observée sur toute la longueur du muscle entre le groupe jeunes et séniors ($p > 0.05$).

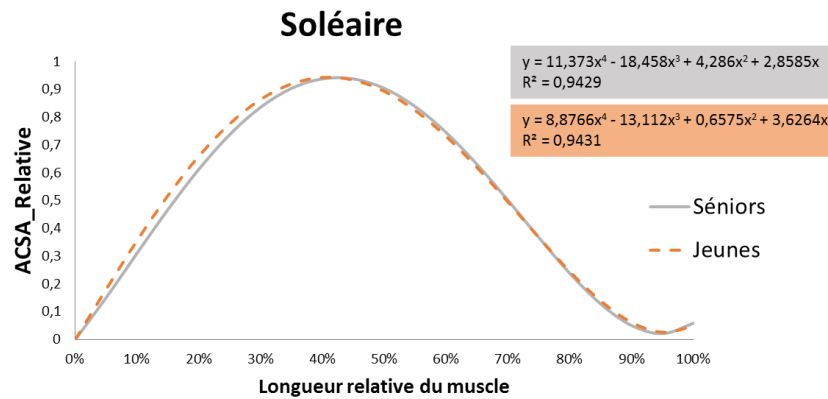


Figure 85 : Equations de régression caractérisant l'évolution moyenne de l'ACSA du muscle soléaire tout au long de l'excursion de celui-ci pour les groupes de jeunes et de séniors.

3.2.3.5 Volume des muscles du triceps sural

Le volume de chacun des muscles constituant le triceps sural ainsi que le volume total du TS sont représentés dans la Figure 86 pour les groupes jeunes et séniors. Le groupe de jeunes montre un volume musculaire significativement plus important sur le gastrocnémien latéral (GL) (+18.7% ; $p < 0.01$) et sur le solaire (Sol) (+18.5% ; $p < 0.01$). En revanche, aucune différence entre les jeunes et les séniors n'a été observée pour le volume du muscle gastrocnémien médial (GM). Le volume total du triceps sural (TS) est également significativement plus élevé chez les jeunes que chez les séniors (+17.1% ; $p < 0.01$).

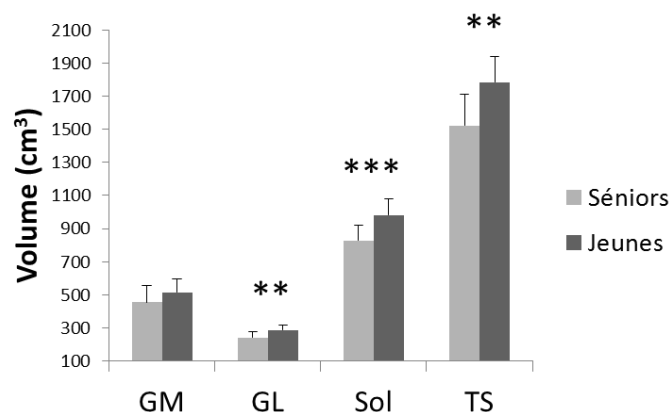


Figure 86 : Volume des muscles du triceps sural entre les sujets jeunes et séniors ; GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; Sol : Soléaire ; TS : Triceps sural. Moyenne \pm écart-type. ** désigne les différences significatives ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$).

Les constantes des équations de régressions présentées ci-dessus sont regroupées dans le Tableau 22 pour le groupe séniors et dans le Tableau 23 pour le groupe de jeunes.

Muscles	a	b	c	d	R ²
VL	-2.6225	0.0913	2.5227	/	0.97
VI	-1.7545	-1.2072	2.8708	/	0.9358
VM	6.3877	-12.681	6.3623	/	0.9479
RF	-4.4972	3.0061	1.4793	/	0.9767
GL	10.677	-20.371	7.9633	1.727	0.9692
GM	8.6527	-17.524	7.12	1.7231	0.977
Sol	11.373	-18.458	4.286	2.8585	0.9429

Tableau 22 : Constantes des équations de régressions du groupe de séniors pour chaque muscle

Muscles	a	b	c	d	R ²
VL	-3.5389	3.9095	3.0205	/	0.9643
VI	-1.7847	-1.131	2.844	/	0.9635
VM	6.1447	-12.398	6.3195	/	0.9442
RF	-3.9764	2.2445	1.6931	/	0.9576
GL	12.25	-23.154	9.3608	1.5352	0.9611
GM	4.2151	-7.7246	0.1722	3.2923	0.9453
Sol	8.8766	-13.112	0.6575	3.6264	0.9431

Tableau 23 : Constantes des équations de régressions du groupe de jeunes pour chaque muscle

3.2.4 Analyse du mouvement

3.2.4.1 Stabilité posturale

Le Tableau 24 présente les paramètres mesurés lors de l'exercice de stabilité posturale pour le groupe de sujets jeunes et le groupe de sujets âgés. Nous pouvons constater que les séniors ont des déplacements antéro-postérieurs (AP) et médio-latéral (ML) plus importants lors de l'exercice de maintien posturale en condition avec les yeux fermés comparé au groupe de jeunes (+32.6% et +15.8% respectivement avec $p < 0.05$). Aucune autre différence significative n'a pu être observée sur les autres paramètres entre les deux groupes.

Paramètres mesurées		
	Jeunes	Séniors
Polygone de sustentation – YO (cm ²)	492,4 ± 76,4	451,8 ± 72,6
Polygone de sustentation – YF (cm ²)	502,9 ± 75,6	451,4 ± 71,7
Déplacements AP – YO (mm)	4,90 ± 1,49	4,75 ± 1,25
Déplacements AP – YF (mm)	4,59 ± 1,43	6,09 ± 1,13 *
Déplacements ML – YO (mm)	1,95 ± 0,91	1,91 ± 0,83
Déplacements ML – YF (mm)	1,89 ± 0,78	2,19 ± 0,63 *

Tableau 24: Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de stabilité posturale. YO : Yeux ouverts ; YF : Yeux fermés ; AP : Antéro-postérieur ; ML : Médio-latéral. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$).

3.2.4.2 Saut en contre mouvement (CMJ)

Le Tableau 25 présente les paramètres mesurés lors de l'exercice de saut en contre mouvement (CMJ) pour le groupe de sujets jeunes et le groupe de sujets âgés. Les jeunes ont montré des valeurs plus importantes sur les paramètres de hauteur de saut (+79.7%), de force maximale développée juste avant le décollage (+15.6%), de puissance maximale avant décollage (+47.4%), et de vitesse maximale au moment de la perte de contact avec le sol au moment du décollage (+32.0%) que les séniors ($p < 0.001$).

Paramètres mesurées		
	Jeunes	Séniors
Hauteur de saut (cm)	28,4 ± 4,7 ***	15,8 ± 4,5
Force maximale normalisée (kN/kg)	21,5 ± 2,2 ***	18,6 ± 1,7
Puissance maximale normalisée (W/kg)	42,3 ± 7,0 ***	28,7 ± 4,7
Vitesse maximale (m/s)	2,27 ± 0,2 ***	1,72 ± 0,3

Tableau 25 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de saut en contre mouvement (CMJ) pour les groupes de jeunes et séniors. Moyenne ± écart-type. *** désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.001$).

3.2.4.3 Le lever de chaise

Le Tableau 26 indique les paramètres mesurés lors de l'exercice de lever de chaise pour le groupe de sujets jeunes et le groupe de sujets âgés. Les séniors ont un temps de stabilisation plus élevés que les jeunes (+16.0% avec $p < 0.05$). L'angle minimum formé par le tronc est plus faible chez les jeunes que chez séniors (-14% avec $p < 0.001$). Aucune autre différence significative n'a été observée sur les autres paramètres entre les deux groupes.

Paramètres mesurées		
	Jeunes	Séniors
Temps de lever (s)	1,08 ± 0,11	1,13 ± 0,17
Temps de stabilisation (s)	0,42 ± 0,11	0,50 ± 0,11 *
Force maximale normalisée (N/kg)	12,5 ± 1,1	11,8 ± 0,61
Puissance maximale normalisée (W/kg)	6,07 ± 1,05	5,44 ± 1,34
Angle minimum en phase levée (°)	70,2 ± 6,8	80,1 ± 6,3 ***

Tableau 26 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de lever de chaise pour les groupes de jeunes et séniors. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$) et *** ($p < 0.001$).

Le Tableau 27 rapporte les résultats obtenus pour l'exercice visant à réaliser le plus grand nombre de levers de chaise sur une période de 30 secondes pour les groupes de jeunes et de séniors. Aucune différence significative n'a été constatée entre le groupe de jeunes et le groupe de séniors que ce soit pour le nombre de répétitions effectuées en 30 secondes ou pour le temps de lever moyen ($p > 0.05$)

Paramètres mesurées	Jeunes	Séniors
	Nombre de répétitions	21,8 ± 3,3
Temps de lever moyen (s)	0,75 ± 0,14	0,82 ± 0,18

Tableau 27 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice du plus grand nombre de levers de chaise réalisés en 30 secondes pour les groupes de jeunes et séniors. Moyenne ± écart-type.

3.2.5 Relations entre les propriétés mécaniques des tendons avec l'âge et les paramètres issus de l'analyse du mouvement

Le Tableau 28 indique les coefficients de corrélations de Pearson des propriétés mécaniques des tendons avec l'âge et les paramètres issus de l'analyse du mouvement. Il apparaît que l'augmentation de l'âge est positivement corrélée avec l'augmentation des déplacements AP et ML du centre pression lors de l'exercice de stabilité posturale yeux fermés, ainsi qu'avec l'angle minimum lors de la phase de lever de chaise ($p < 0.05$). Toutefois, l'augmentation de l'âge est négativement corrélée avec la hauteur du saut en contre-mouvement ($p < 0.001$). En d'autres termes, le vieillissement induit une augmentation des déplacements AP et ML, une augmentation de l'angle minimum de flexion du tronc lors de la phase de lever de chaise, et une diminution de la capacité de saut vertical.

Concernant le tendon patellaire, l'âge est négativement corrélé avec la force et la contrainte maximale du tendon ($p < 0.05$). Les déplacements AP lors de l'exercice de stabilité sont négativement corrélés avec la contrainte maximale du tendon patellaire ($p < 0.05$). La hauteur du saut en contre-mouvement est significativement associée avec la force et la contrainte maximale du tendon patellaire ($p < 0.001$). L'angle minimum du tronc lors de la phase de lever de chaise est corrélé à la force de ce tendon ($p < 0.05$). Cependant, aucune corrélation n'a été observée entre les déplacements ML et les propriétés mécaniques du tendon patellaire.

L'âge est négativement corrélé avec les propriétés mécaniques de l'aponévrose du vaste latéral (Force, raideur, contrainte, et module de Young) ($p < 0.05$). De plus, la hauteur de saut est significativement corrélée avec ces propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL

($p < 0.05$). L'angle minimum du tronc lors de la phase de lever de chaise est négativement associé à l'ensemble des propriétés mécaniques de cette aponévrose ($p < 0.05$). Enfin, les déplacements AP sont négativement corrélés avec la raideur, la contrainte et le module de Young de l'aponévrose du vaste latéral ($p < 0.05$). En revanche, aucune corrélation n'a été constatée entre les déplacements ML et les propriétés mécaniques de l'aponévrose du vaste latéral ($p > 0.05$).

À propos du tendon d'Achille, l'âge est négativement corrélé à ses propriétés mécaniques (Force, raideur, contrainte et module de Young) ($p < 0.01$). La hauteur de saut est également significativement corrélée avec l'ensemble des propriétés mécaniques de ce tendon ($p < 0.05$). À l'inverse, l'angle minimum du tronc lors de la phase de lever est négativement associé à l'ensemble des propriétés mécaniques du tendon d'Achille ($p < 0.05$). Les déplacements AP lors de l'exercice de stabilité posturale sont quant à eux négativement corrélés avec la force, la contrainte, et le module de Young du tendon d'Achille ($p < 0.05$). Cependant, aucune corrélation n'a été observée entre les déplacements ML et les propriétés mécaniques du tendon d'Achille ($p > 0.05$).

Enfin, l'âge est négativement corrélé avec la force, la contrainte, et le module de Young de la jonction musculo-tendineuse (JMT) entre le tendon d'Achille et le muscle GM ($p < 0.01$). Les déplacements AP et ML lors de l'exercice de stabilité posturale sont négativement corrélés avec la raideur et le module de Young de cette JMT GM. De plus, les déplacements AP sont également corrélés négativement avec la contrainte ($p < 0.05$). L'angle minimum de flexion du tronc est négativement corrélé avec l'ensemble des propriétés mécaniques de la JMT du GM ($p < 0.05$). Enfin, la hauteur du saut en contre mouvement est significativement associée à la force, la contrainte et le module de Young de la JMT GM ($p < 0.05$).

Tendon considéré	Propriétés tendon	Age	Déplacements AP -YF	Déplacements ML-YF	Hauteur de saut CMJ	Angle minimum en phase levée
	Age		0,57 **	0,45 *	-0,83 ***	0,69 ***
PT	Force	-0,52 *	-0,21	-0,24	0,76 ***	-0,48 *
	Raideur	-0,13	0,14	-0,05	0,35	-0,15
	Contrainte	-0,38 *	-0,37 *	-0,14	0,67 ***	-0,26
	Module de Young	-0,16	0,12	0,06	0,28	-0,16
VL Aponévrose	Force	-0,51 *	-0,31	-0,31	0,77 ***	-0,55 *
	Raideur	-0,51 *	-0,33 *	-0,20	0,80 ***	-0,46 *
	Contrainte	-0,53 **	-0,43 *	-0,19	0,64 ***	-0,55 *
	Module de Young	-0,58 **	-0,40 *	-0,18	0,80 ***	-0,50 *
AT	Force	-0,61 ***	-0,30 *	-0,15	0,49 **	-0,38 *
	Raideur	-0,50 **	-0,19	-0,01	0,45 *	-0,42 *
	Contrainte	-0,74 ***	-0,42 *	-0,20	0,64 ***	-0,45 *
	Module de Young	-0,67 ***	-0,35 *	-0,01	0,56 **	-0,53 **
JMT GM	Force	-0,44 **	-0,14	-0,15	0,50 **	-0,34 *
	Raideur	-0,22	-0,27 *	-0,30 *	0,29	-0,34 *
	Contrainte	-0,71 ***	-0,38 *	-0,20	0,65 ***	-0,45 *
	Module de Young	-0,532 **	-0,36 *	-0,35 *	0,53 **	-0,58 ***

Tableau 28 : Coefficients de corrélations de Pearson des propriétés mécaniques des tendons avec l'âge et avec les paramètres issus de l'analyse du mouvement. YO : Yeux ouverts ; YF : Yeux fermés ; AP : Antéro-postérieur ; ML : Médio-latéral ; CMJ : saut en contre-mouvement * désigne les valeurs de $p < 0.05$; ** ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$).

3.2.6 Quantification des ponts-liant dans le tissu cutané

L'effet de l'âge sur la quantité de ponts-liants non enzymatiques évaluée par utilisation d'une techniques d'autofluorescence de peau a été obtenu en comparant les moyennes issus du groupe de jeunes (N=8) et les données des groupes de séniors (n=26) lors de sessions de test T-4 et T0. Le nombre de sujets légèrement différent pour cette évaluation comparé aux autres tests est expliqué par la coloration de la peau de certains sujets. Des peaux sombres influencent la pénétration du rayon émis par autofluorescence et ne permet ainsi pas d'obtenir une mesure fiable avec ce type d'appareil.

La Figure 87 illustre les niveaux d'autofluorescence de peau entre les groupes de jeunes et de séniors. L'analyse statistique révèle une valeur d'autofluorescence de peau significativement plus importante dans le groupe de séniors comparé au groupe de jeunes, et ce quel que soit le site de mesure : jambe (+117%) ou avant-bras (+73%) ($p < 0.001$).

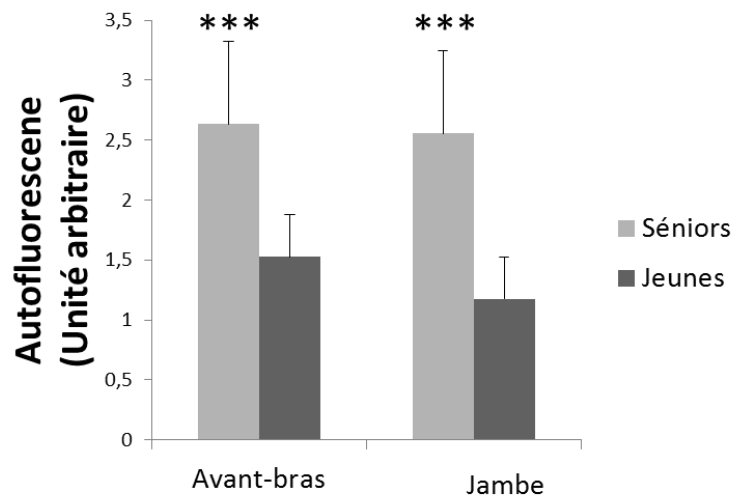


Figure 87: Analyse de la quantité de ponts-liants par technique d'autofluorescence de la peau entre les groupes de jeunes et de séniors. Mesures réalisées sur l'avant-bras et sur la jambe ; Moyenne \pm écart-type. *** désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.001$).

3.2.7 Analyse de sang

Le Tableau 29 présente les paramètres sanguins analysés par le Laboratoire privé d'analyses médicales. Le résultat des analyses montre que le groupe de séniors présente des valeurs significativement supérieures au groupe de jeunes pour les dosages la glycémie à jeun, l'hémoglobine glyquée (HbA1c), la glycémie moyenne estimée ($p < 0.01$), ainsi que le cholestérol total et les triglycérides ($p < 0.05$).

Paramètres sanguins mesurées	Paramètres sanguins mesurées	
	Jeunes	Séniors
Glycémie à jeun (g/L)	0,91 ± 0,06	1,01 ± 0,11 **
HbA1c (%)	4,99 ± 0,19	5,34 ± 0,19 **
Glycémie moyenne estimée (g/L)	1,00 ± 0,07	1,13 ± 0,13 **
Cholestérol total (g/L)	1,75 ± 0,37	2,08 ± 0,43 *
HDL (g/L)	0,52 ± 0,11	0,62 ± 0,16
Triglycérides (g/L)	0,85 ± 0,51	0,98 ± 0,36 *
LDL (g/L)	1,06 ± 0,33	1,26 ± 0,36
CRP (mg/L)	<5	<5

Tableau 29 : Paramètres sanguins des groupes de séniors et de jeunes; HbA1c : Hémoglobine glyquée; HDL : lipoprotéine de haute densité; LDL : lipoprotéine de faible densité; CRP : protéine réactive C; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre les 2 groupes ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

3.3 Effets de l'entraînement

Les résultats présentés dans cette section font état des tests réalisés à T-4, T0 et T12. Lorsque les résultats de chaque paramètre n'étaient pas significativement différents entre les sessions de test T-4 et T0, les valeurs à ces instants de mesure étaient moyennées et cette valeur était définie comme la valeur **Pré**-entraînement. Les valeurs aux tests réalisés à T12 correspondaient quant à eux aux valeurs **Post**-entraînement.

La dénomination des groupes correspond à :

- S80 : Groupe de séniors s'étant entraîné à une intensité élevée correspondant à 80% de 1RM.
- S55 : Groupe de séniors s'étant entraîné à une intensité modérée correspondant à 55% de 1RM.
- J55 : Groupe de jeunes s'étant entraîné à une intensité modérée correspondant à 55% de 1RM.

Les caractéristiques de chaque groupe de sujets sont détaillées dans le Tableau 13. Hormis un âge moyen significativement plus faible pour le groupe de jeunes comparé aux 2 groupes de séniors ($p < 0.05$), la taille et le poids moyen des trois groupes ne différaient pas ($p > 0.05$). De plus, aucune différence statistique n'apparaît entre les deux groupes de séniors.

	Jeunes entraînés à intensité de 55% (J55)	Séniors entraînés à intensité de 55% (S55)	Séniors entraînés à intensité de 80% (S80)
Nombre de sujets	10	13	14
Age (années)	24,8±3,6*	70,0±4,6	69,8±4,4
Taille (cm)	178,8±7,5	175,0±7,2	176,3±4,8
Poids (Kg)	75,2±11,6	80,3±12,4	80,3±13,6

Tableau 13 : Caractéristiques des sujets pour chaque groupe d'entraînement.

Age, poids et taille sont présentées comme la Moyenne ± Ecart-type ; * Différence significative entre jeunes et séniors (S55 et S80) ($p < 0.05$)

3.3.1 Architecture tendineuse

3.3.1.1 Tendon patellaire

La Figure 88 représente les aires de sections transverse (CSA) moyennes du tendon patellaire (PT) du groupe de séniors s'étant entraîné à une intensité de 80% de 1RM (S80) tous les 10% de la longueur du tendon en partant de l'insertion proximale avec l'extrémité inférieure de la rotule jusqu'à l'insertion distale sur le tibia. Les résultats montrent que l'entraînement a conduit à une augmentation significative de la CSA du tendon patellaire aux 2 insertions ($p < 0.01$ et $p < 0.05$ respectivement pour l'insertion proximale et distale), ainsi qu'à 10% de la longueur du tendon patellaire ($p < 0.05$). Pour les autres points de mesure, aucune différence significative n'a pu être mise en évidence suite à la période d'entraînement ($p > 0.05$).

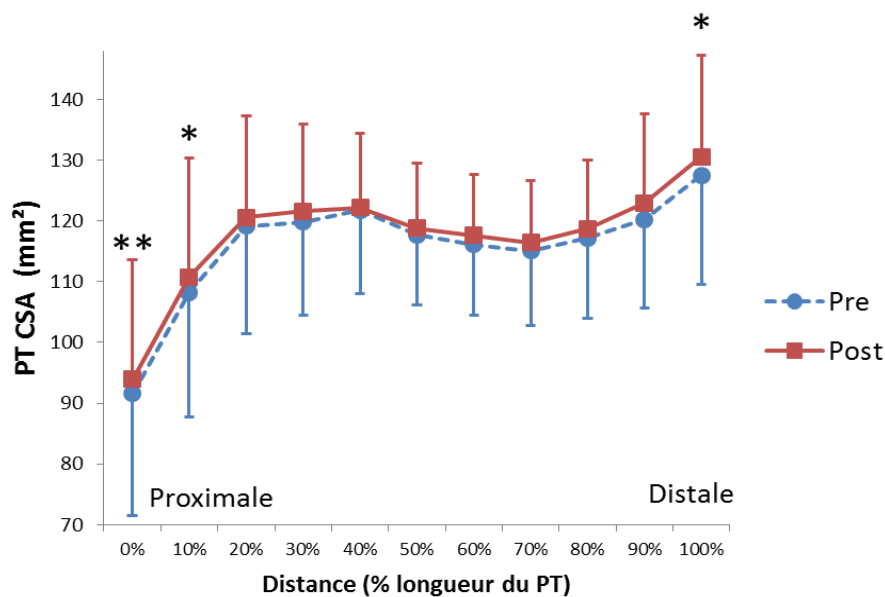


Figure 88 : Evolution de l'aire de section transverse (CSA) du Tendon patellaire (PT) du groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

La Figure 89 représente les aires de sections moyennes (CSA) du tendon patellaire (PT) du groupe de séniors s'étant entraîné à une intensité de 55% de 1RM (S55) tous les 10% de la longueur du tendon en partant de l'insertion proximale avec l'extrémité inférieure de la rotule jusqu'à l'insertion distale sur le tibia. Pour ce groupe de séniors, l'entraînement à 55% de 1RM a induit des augmentations significatives de CSA à 40%, 50%, et 90% de la longueur du tendon patellaire ($p < 0.05$), ainsi qu'au niveau de l'insertion distale ($p < 0.01$).

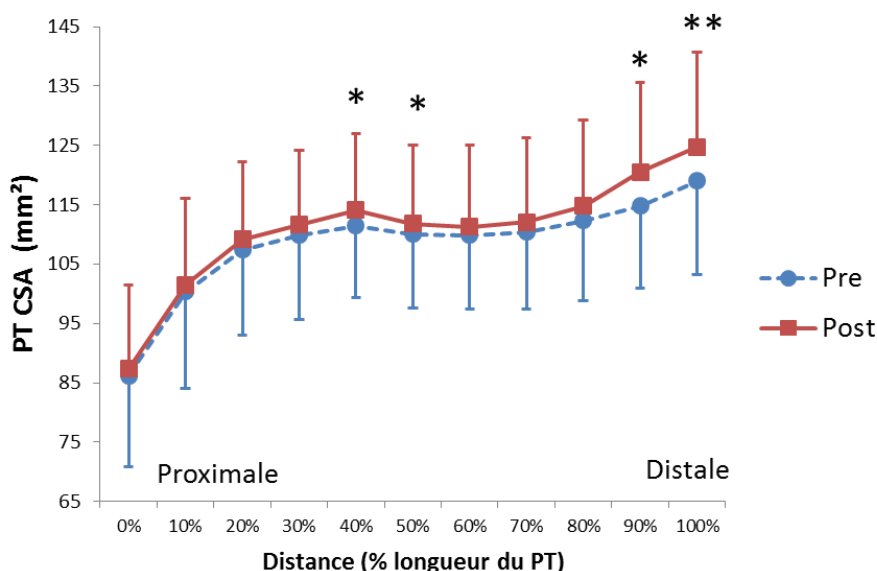


Figure 89 : Evolution de l'aire de section transverse (CSA) du tendon patellaire (PT) du groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

La Figure 90 représente les aires de sections moyennes (CSA) du tendon patellaire (PT) du groupe de jeunes s'étant entraîné à une intensité de 55% de 1RM (J55) tous les 10% de la longueur du tendon en partant de l'insertion proximale avec l'extrémité inférieure de la rotule jusqu'à l'insertion distale sur le tibia. Comme l'indiquent les résultats obtenus, un entraînement à moyenne intensité sur un groupe de jeunes a conduit à une augmentation significative de la CSA au niveau des 2 insertions tendineuses ainsi qu'à 10% de la longueur du tendon Patellaire ($p < 0,05$).

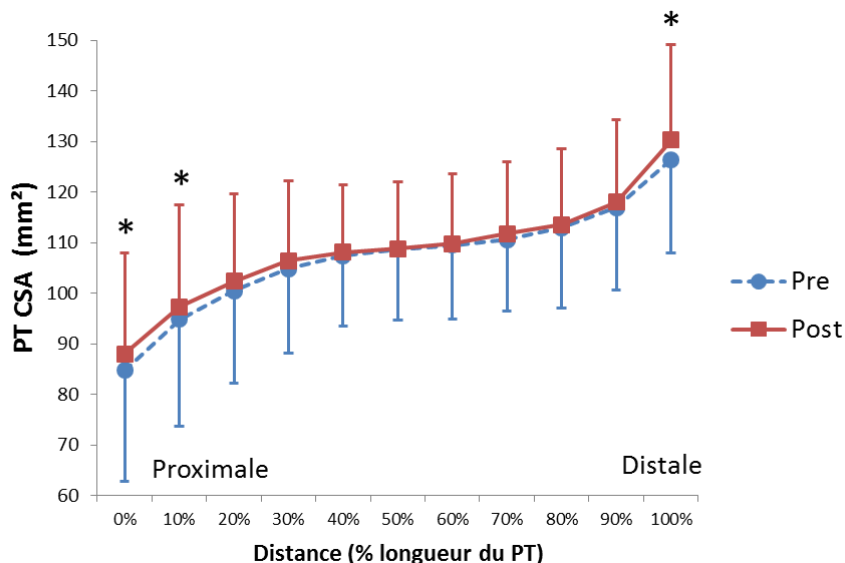


Figure 90 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon patellaire (PT) du groupe de jeunes s'étant entraîné à 55% de 1RM (J55) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$)

La Figure 91 représente l'aire de section transversale (CSA) moyenne du tendon patellaire (PT) avant et après entraînement pour les trois groupes (J55, S55, et S80). Les trois groupes d'entraînement montrent une augmentation de la CSA moyenne suite à la période d'entraînement de 12 semaines (+1.4% pour S80 ($p < 0.05$) (passant de 116 ± 16.8 mm² à 117.6 ± 13.3 mm²); +2.2% pour S55 ($p < 0.05$) (passant de 108.4 ± 16.4 mm² à 110.8 ± 13.2 mm²); +1.6% pour J55 ($p < 0.05$) (passant de 106 ± 19.8 mm² à 108.6 ± 15.3 mm²)).

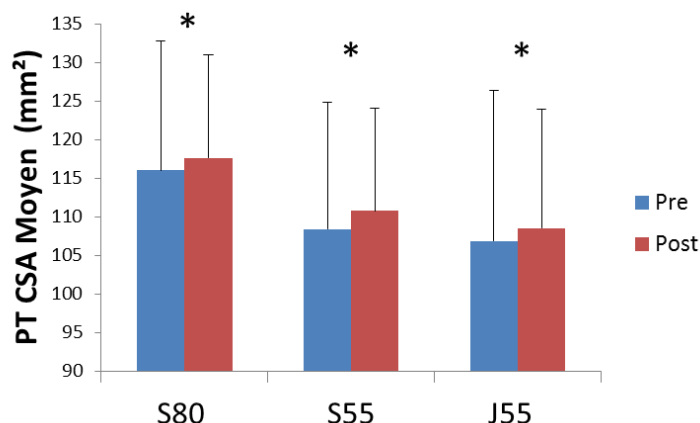


Figure 91 : Aire de section transversale (CSA) moyenne du tendon patellaire (PT) pour les trois groupes de sujets (S55, S80, et J55) avant et après entraînement ; Moyenne \pm écart-type * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).

3.3.1.2 Tendon d'Achille

La Figure 92 représente les aires de sections moyennes (CSA) du tendon d'Achille (AT) du groupe de séniors S80 tous les 10% de de la longueur du tendon en partant de l'insertion distale du calcanéum jusqu'à l'insertion proximale avec le muscle. Les résultats montrent que l'entraînement à 80% de 1RM chez les séniors à induit une augmentation significative de la CSA à 10%, 20%, 60%, 90%, et 100% de la longueur relative du tendon avec des valeurs de p allant de $p < 0.05$ jusqu'à $p < 0.01$.

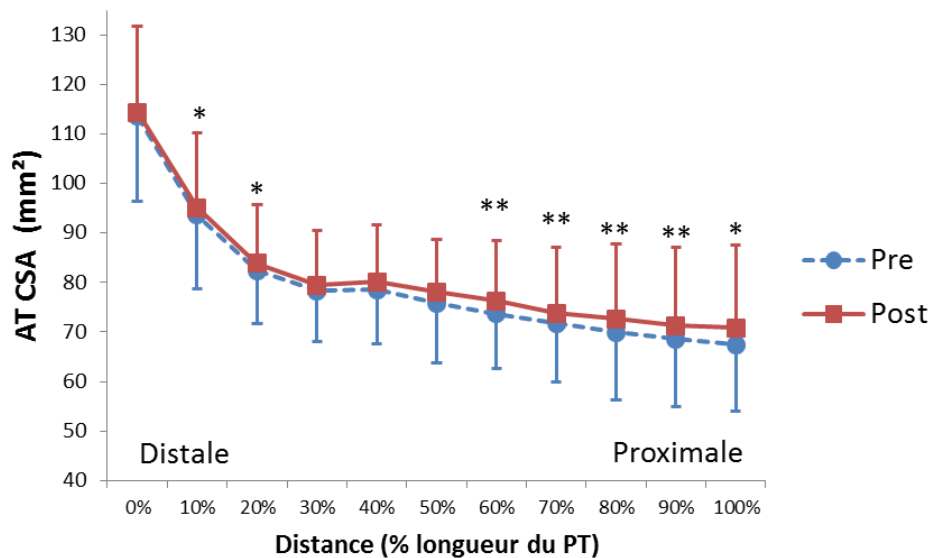


Figure 92 : Evolution de l'aire de section transverse (CSA) du tendon d'Achille (AT) du groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

La Figure 93 représente les aires de sections transverses (CSA) moyennes du tendon d'Achille (AT) du groupe de séniors s'étant entraîné à une intensité de 55% de 1RM (S55) tous les 10% de de la longueur du tendon en partant de l'insertion distale du calcanéum jusqu'à l'insertion proximale sur la jonction musculo-tendineuse du soléaire. Suite à la période d'entraînement de 12 semaines à 55% de 1RM sur ce groupe de séniors, une augmentation significative de la CSA moyenne du tendon d'Achille a été observée à 50% et 60% de la longueur relative du tendon ($p < 0.05$), ainsi que de 70% à 100% ($p < 0.01$). Pour les autres points de mesure, aucune différence n'a été trouvée entre avant et après entraînement ($p > 0.05$).

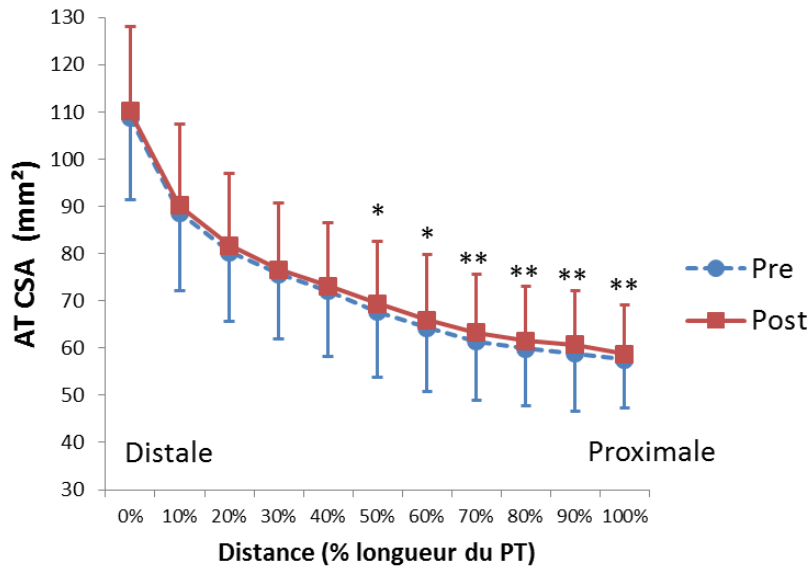


Figure 93 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon d'Achille (AT) du groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

La Figure 94 montre les aires de sections transverses (CSA) moyennes du tendon d'Achille (AT) du groupe de jeunes ayant suivi l'entraînement à 55% de 1RM (J55) tous les 10% de de la longueur du tendon en partant de l'insertion distale du calcaneum jusqu'à l'insertion proximale sur la jonction musculo-tendineuse du soléaire. Suite à la période d'entraînement de 12 semaine, une augmentation significative de la CSA moyenne n'a été observée qu'à 60% et 70% de la longueur relative du tendon d'Achille ($p < 0.05$).

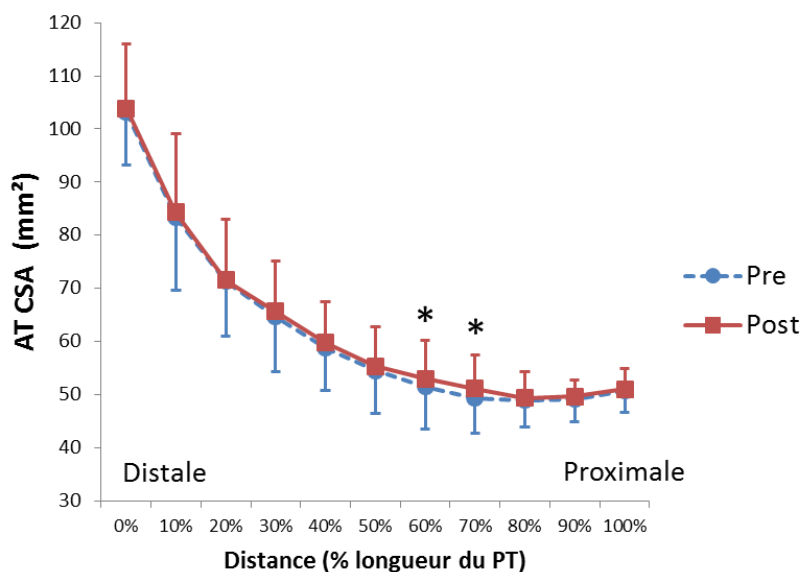


Figure 94 : Evolution de l'aire de section transversale (CSA) du tendon d'Achille (AT) du groupe de jeunes s'étant entraîné à 55% de 1RM (J55) avant (●) et après (■) entraînement suivant la longueur du tendon ; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).

La Figure 95 représente l'aire de section transversale (CSA) moyenne du tendon d'Achille (AT) avant et après entraînement pour les trois groupes (J55, S55, et S80). L'analyse statistique des résultats montre que les deux groupes de séniors (S55 et S80) présentent une augmentation significative de la CSA moyennes après comparé à avant entraînement (+2.5% pour S80 ($p < 0.001$); +2.0% pour S55 ($p < 0.01$)). Le groupe de jeunes ne montre pas de différence significative de la CSA moyenne du tendon d'Achille entre avant et après entraînement ($p > 0.05$).

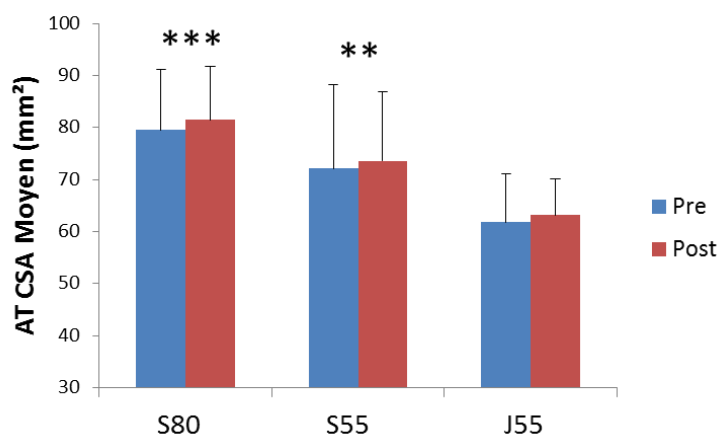


Figure 95 : Aire de section transversale (CSA) moyenne du tendon d'Achille pour les trois groupes de sujets (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne \pm écart-type ** désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.01$), *** ($p < 0.001$).

3.3.2 Propriétés mécaniques des tendons

3.3.2.1 Tendon patellaire

Le Tableau 30 présente les valeurs des propriétés mécaniques du tendon patellaire à niveau de force maximale avant et après entraînement pour chaque groupe de sujets (J55, S55, et S80).

Les résultats obtenus pour le groupe de séniors S80 montrent une augmentation significative de la force, de la raideur, et du module de Young du tendon patellaire suite à la période d'entraînement de 12 semaines à 80% de 1RM (+14.0%, +34.5%, et +34.8% respectivement ($p < 0.05$)). La capacité d'élongation et de déformation du tendon patellaire n'ont toutefois pas évolué après entraînement pour ce groupe S80. Pour ce même groupe, une tendance à une augmentation de la contrainte a pu être observée suite au programme d'entraînement (+11.2%) sans toutefois que cette variation soit significativement différente ($p = 0.10$) (Figure 96).

Le groupe de séniors S55 montre une augmentation significative de la force, la raideur et la contrainte du tendon patellaire après entraînement comparé à avant (+11.0% ($p < 0.01$), +8.8% ($p < 0.05$), et +7.8% ($p < 0.05$) respectivement). Les capacités d'élongation ainsi que la capacité de déformation n'ont en revanche pas évolué après entraînement pour ce groupe ($p > 0.05$). Enfin, malgré une tendance à augmenter, le module de Young n'est pas significativement différent suite à l'entraînement (+5.5% $p = 0.2$) (Figure 97).

Enfin concernant les adaptations des propriétés mécaniques obtenues pour le groupe de jeunes ayant suivi l'entraînement à 55% de 1RM (J55), la force et la raideur du tendon patellaire ont significativement augmenté suite à la période d'entraînement de respectivement +15.1% et +18.7% ($p < 0.05$). Les capacités d'élongation et de déformation du PT n'ont en revanche pas évolué après entraînement ($p > 0.05$). Pour finir, malgré une tendance à l'augmentation après entraînement, la contrainte et le module de Young ne sont pas significativement différents suite à l'entraînement (+14.6% et +17.1% respectivement ($p = 0.08$)) (Figure 98).

Paramètres mécaniques du PT à force maximale	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Force Max(N)	2636 ± 263	3006 ± 555 *	2978 ± 653	3305 ± 818 **	3416 ± 609	3935 ± 504 *
Elongation (mm)	2,75 ± 0,46	2,86 ± 0,44	2,80 ± 0,74	2,81 ± 0,70	3,47 ± 0,65	3,40 ± 0,64
Raideur (N/mm)	2438 ± 441	3281 ± 960 *	2451 ± 760	2667 ± 897 *	2846 ± 1598	3379 ± 1880*
Contrainte (MPa)	23,71 ± 4,05	26,38 ± 5,95	28,37 ± 3,26	30,60 ± 4,06 *	32,3 ± 7,0	36,97 ± 8,21
Déformation (%)	6,39 ± 1,39	6,67 ± 1,44	6,37 ± 1,88	6,39 ± 1,74	7,83 ± 1,79	7,68 ± 1,80
Module de Young (MPa)	988 ± 371	1332 ± 789 *	1036 ± 251	1093 ± 288	1173 ± 708	1373 ± 748

Tableau 30 : Propriétés mécaniques du tendon patellaire à niveau de force maximale pour chaque groupe (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$)

Lorsque les propriétés mécaniques du tendon patellaire sont évaluées non pas à force maximale, mais à niveau de force commune correspondant à 2050N pour les séniors et 2500N pour les jeunes (Tableau 31), hormis une diminution significative suite à l'entraînement de la capacité d'élongation du tendon patellaire de 7.7% ($p < 0.05$) observée pour le groupe de jeunes (J55), aucun autre paramètres n'a montré de différences significatives entre pré et post entraînement quel que soit le groupe considéré ($p > 0.05$).

Paramètres mécaniques du PT à force commune	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Elongation (mm)	2,50 ± 0,46	2,55 ± 0,43	2,41 ± 0,75	2,31 ± 0,73	3,08 ± 0,70	2,86 ± 0,59 *
Raideur (N/mm)	2106 ± 293	2254 ± 520	1936 ± 417	1939 ± 455	2219 ± 1019	2461 ± 1209
Contrainte (MPa)	18,73 ± 3,34	17,28 ± 3,8	20,42 ± 4,27	20,0 ± 3,76	23,9 ± 5,12	23,84 ± 4,81
Déformation (%)	5,81 ± 0,95	6,03 ± 1,3	5,47 ± 1,94	5,26 ± 1,85	6,93 ± 1,69	6,45 ± 1,50
Module de Young (MPa)	848 ± 319	907 ± 596	836 ± 182	810 ± 174	933 ± 448	1004 ± 480

Tableau 31 : Propriétés mécaniques du tendon patellaire (PT) à niveau de force commune correspondant à 2050N pour les séniors et 2500N pour les jeunes avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).

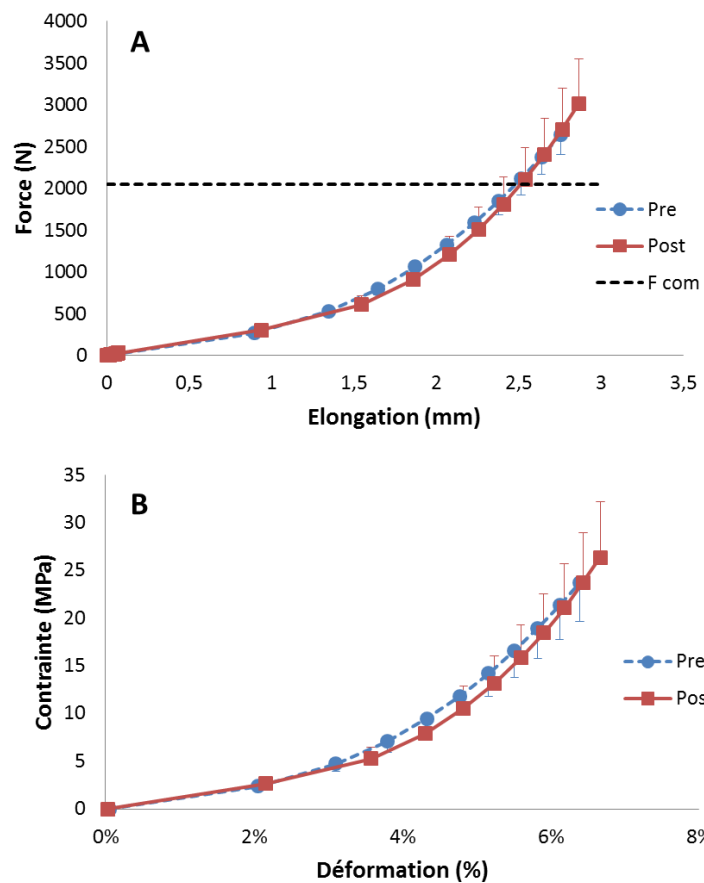


Figure 96 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon patellaire pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainde-Déformation Moyenne \pm écart-type.

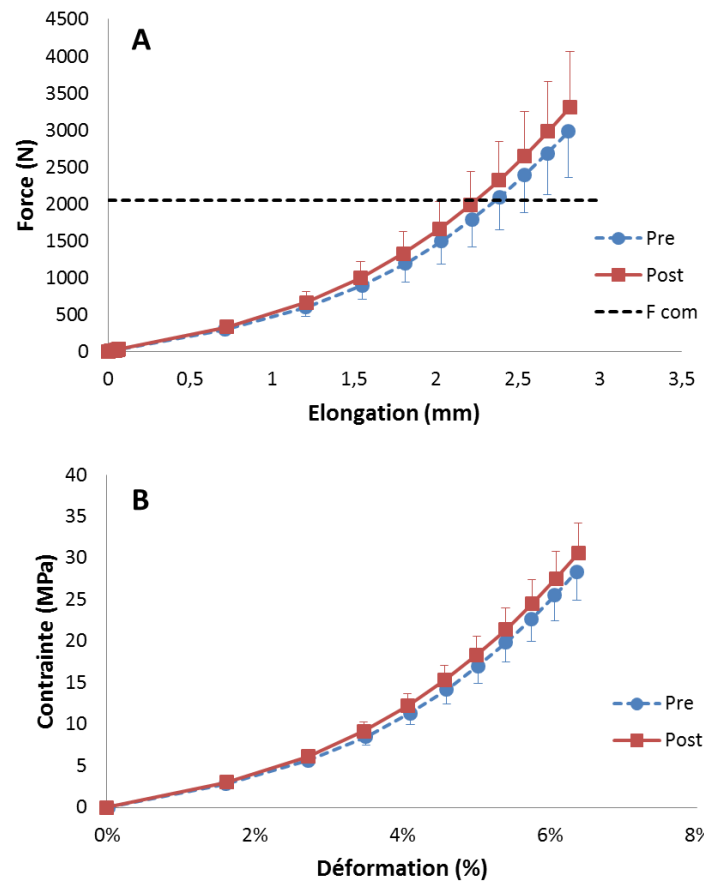


Figure 97 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon patellaire pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contraincte-Déformation Moyenne \pm écart-type.

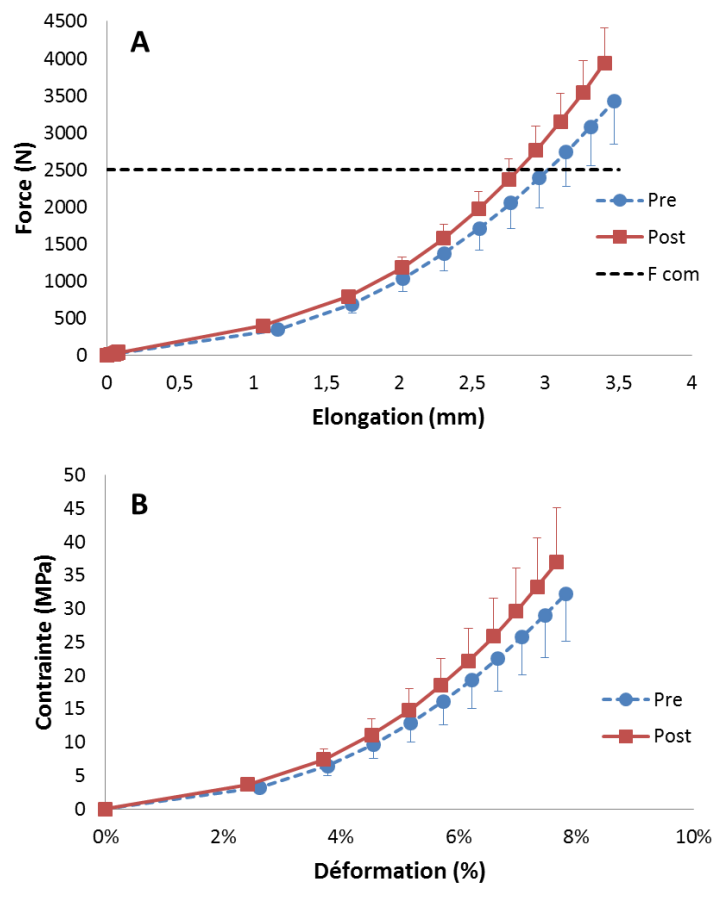


Figure 98 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon patellaire pour le groupe de jeunes (J55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainde-Déformation Moyenne \pm écart-type.

3.3.2.2 Aponévrose du muscle vaste latéral (VL)

Le Tableau 32 présente les valeurs des propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL à niveau de force maximale avant et après entraînement pour chaque groupe de sujets (J55, S55, et S80).

D'après l'analyse statistique des données obtenues, le groupe de séniors S80 montre une augmentation significative de la force, de la raideur, et du module de Young de l'aponévrose de respectivement +14.3% ($p < 0.05$), +27.7% ($p < 0.01$), et +21.6% ($p < 0.05$) suite à une période d'entraînement de 12 semaines. La contrainte maximale de l'aponévrose montre une tendance à augmenter suite à l'entraînement sans toutefois être statistiquement différente (+10.7%, $p > 0.05$). En revanche, les capacités d'élongation et de déformation maximales ne sont pas modifiées après la période d'entraînement de 12 semaines ($p > 0.05$) (Figure 99).

Le groupe de séniors S55 montre une augmentation significative de la force maximale (+11.9%), la raideur (+24.3%), la contrainte maximale (+8.9%), et le module de Young (21.2%) après comparé à avant entraînement ($p < 0.05$). Les capacités d'élongation et de déformation n'ont par contre pas été affectées par l'entraînement ($p > 0.05$) (Figure 100).

Le groupe de jeunes présente une augmentation significative de la force maximale et la raideur entre avant et après entraînement (+16.4% et +25.2% respectivement, $p < 0.05$). Les capacités d'élongation et de déformation maximales de l'aponévrose ne semblent pas affectées par la période d'entraînement de 12 semaines ($p > 0.05$). Enfin, malgré une augmentation importante, la contrainte maximale et le module de Young de l'aponévrose du VL ne sont pas significativement différentes suite à l'entraînement (+15.1% et +23.1% respectivement, $p = 0.10$) (Figure 101).

Paramètres mécaniques de l'aponévrose du VL à force maximale	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Force Max(N)	2604 ± 321	2977 ± 570 *	3015 ± 676	3376 ± 866 *	3391 ± 519	3948 ± 617 *
Elongation (mm)	21,82 ± 2,41	21,41 ± 2,49	20,49 ± 3,52	20,09 ± 3,67	17,53 ± 1,36	17,28 ± 1,09
Raideur (N/mm)	233 ± 64	297 ± 96 *	257 ± 85	320 ± 111 *	342 ± 112	429 ± 151*
Contrainte (MPa)	23,53 ± 4,69	26,05 ± 6,03	28,70 ± 3,53	31,27 ± 4,62 *	32,14 ± 7,13	37,02 ± 8,52
Déformation (%)	6,72 ± 0,56	6,50 ± 0,51	6,40 ± 1,49	6,26 ± 1,47	5,14 ± 0,53	5,06 ± 0,45
Module de Young (MPa)	683 ± 201	831 ± 306 *	796 ± 225	966 ± 287 *	1093 ± 347	1346 ± 426

Tableau 32 : Propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL à niveau de force maximale pour chaque groupe (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).

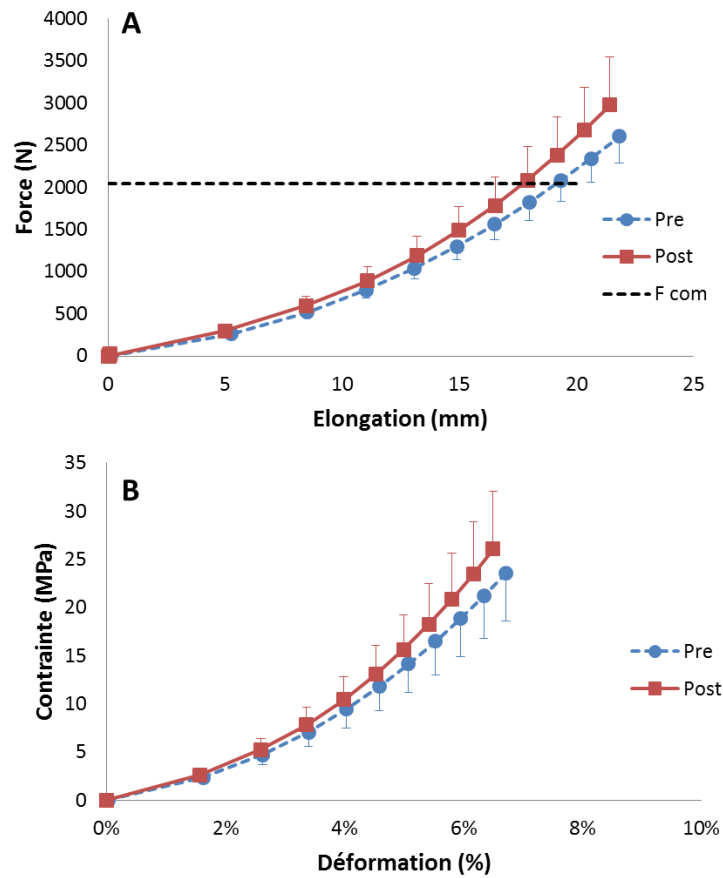


Figure 99 : Courbe des propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contraincte-Déformation Moyenne \pm écart-type.

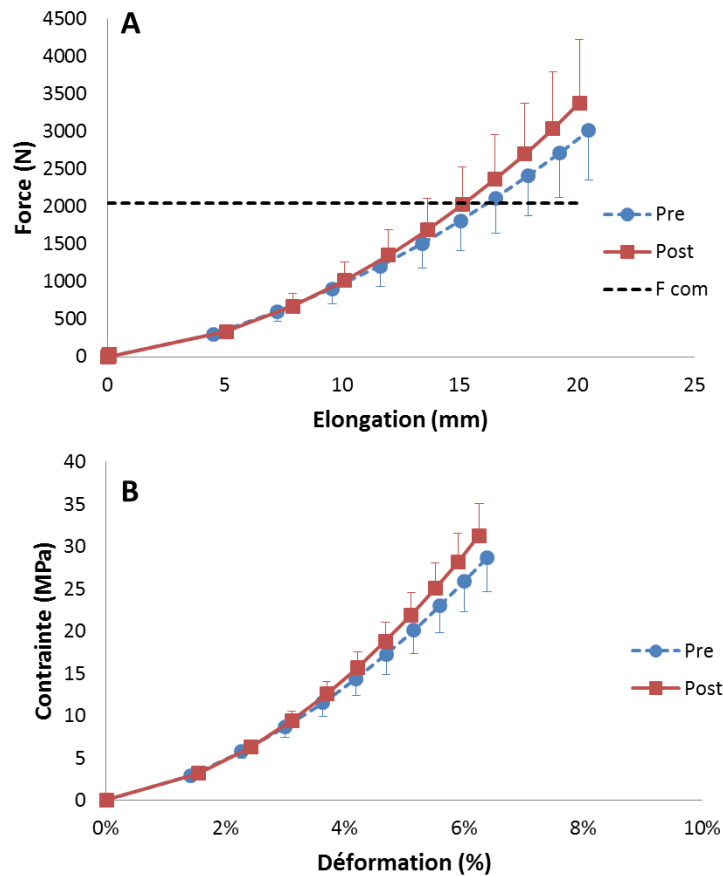


Figure 100 : Courbe des propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contraincte-Déformation Moyenne \pm écart-type.

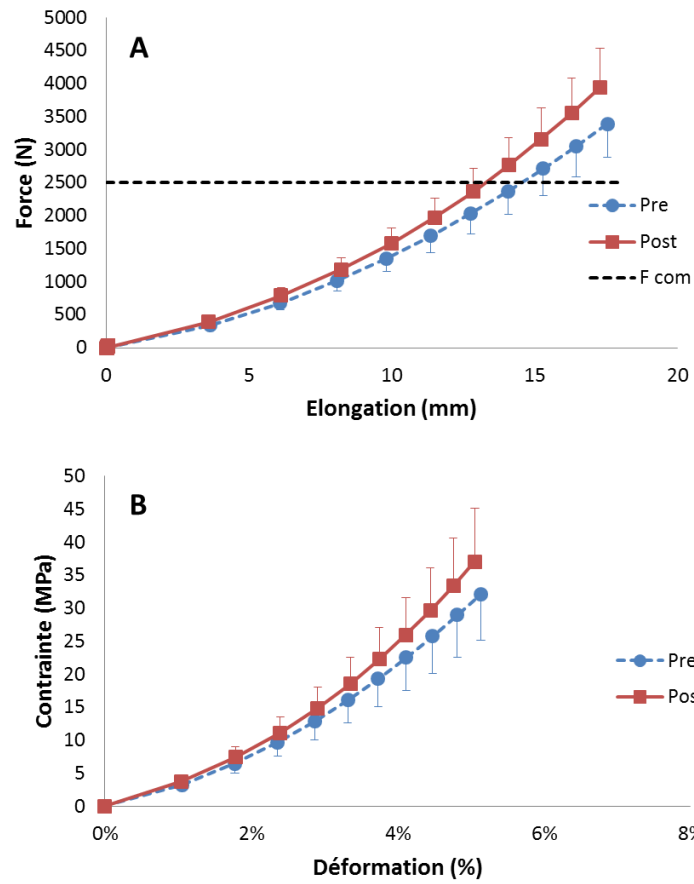


Figure 101 : Courbe des propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL pour le groupe de jeunes (J55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contraincte-Déformation Moyenne \pm écart-type.

Lorsque que l'on analyse l'influence de la période d'entraînement de 12 semaines sur les propriétés mécaniques à niveau de force commune correspondant à 2050N pour les séniors et 2500N pour les jeunes (Tableau 33), seule la raideur de l'aponévrose du VL est significativement plus importante après entraînement (+19.1%, $p < 0.05$). Aucune autre différence significative a été mise en évidence quel que soit le paramètre ou le groupe considéré ($p > 0,05$).

Paramètres mécaniques de l'aponévrose du VL à force commune	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Elongation (mm)	19,56 ± 2,75	18,29 ± 3,75	16,87 ± 4,23	15,91 ± 3,70	15,09 ± 2,40	13,71 ± 1,74
Raideur (N/mm)	193 ± 41	230 ± 50 *	223 ± 41	249 ± 62	298 ± 62	319 ± 62
Contrainte (MPa)	18,69 ± 2,63	18,32 ± 3,44	20,93 ± 3,57	20,43 ± 4,05	24,95 ± 5,36	24,21 ± 5,28
Déformation (%)	5,93 ± 0,65	5,55 ± 0,8	5,26 ± 1,66	4,97 ± 1,43	4,42 ± 0,8	4,01 ± 0,5
Module de Young (MPa)	570 ± 145	602 ± 186	704 ± 144	759 ± 168	964 ± 227	1013 ± 201

Tableau 33 : Propriétés mécaniques de l'aponévrose du VL à niveau de force commune correspondant à 2050N pour les séniors et 2500N pour les jeunes avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).

3.3.2.3 Tendon d'Achille

Le Tableau 34 présente les valeurs des propriétés mécaniques du tendon d'Achille à niveau de force maximale avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, et S80).

En ce qui concerne le groupe S80, les valeurs de force maximale, raideur, contrainte maximale, et module de Young du tendon d'Achille sont plus élevées suite à la période d'entraînement de respectivement +21.7% ($p < 0.05$), +34.0% ($p < 0.01$), +18.7% ($p < 0.05$), +26.1% ($p < 0.01$). En revanche, les capacités d'élongation et de déformation maximales ne diffèrent pas significativement suite à l'entraînement ($p > 0.05$) (Figure 102).

Pour le groupe S55, la force maximale, la raideur et le module de Young du tendon d'Achille ont significativement augmenté après l'entraînement de respectivement +13.0%, +42.4%, et +40.0% ($p < 0.01$). La contrainte maximale a également été significativement supérieure après comparé à avant entraînement (+10.7%, $p < 0.05$). En revanche, comme pour le groupe S80, aucune différence dans les capacités d'élongation et de déformation maximales n'a été observée suite à l'entraînement ($p > 0.05$) (Figure 103).

Enfin, suite à l'entraînement, le groupe de jeunes (J55) montre une augmentation significative de la force maximale (+16.1%, $p < 0.001$), de la raideur (30.7%, $p < 0.001$), de la contrainte (+13.2%, $p < 0,01$), et du module de Young (+27.3%, $p < 0.01$) du tendon d'Achille. Par contre, comme pour les 2 groupes de séniors, aucune différence n'a été rapportée après entraînement pour les capacités d'élongation et de déformation maximale ($p > 0.05$).

Paramètres mécaniques du AT à force maximale	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Force Max(N)	2254 ± 430	2743 ± 492 *	2715 ± 780	3068 ± 770 **	3070 ± 553	3568 ± 608 ***
Elongation (mm)	3,49 ± 0,95	3,55 ± 1,05	3,89 ± 1.29	3,86 ± 2,35	3,97 ± 2,15	4,15 ± 2,34
Raideur (N/mm)	1127 ± 490	1511 ± 621 **	1247 ± 611	1776 ± 1109 **	1754 ± 706	2293 ± 865 ***
Contrainte (MPa)	28,22 ± 5,30	33,51 ± 6,93 *	36,14 ± 8,77	40,03 ± 7,26 *	50,44 ± 10,52	57,11 ± 10,30 **
Déformation (%)	6,56 ± 1,40	6,73 ± 1,60	6,37 ± 1,64	6,34 ± 1,58	6,54 ± 2,19	6,83 ± 2,59
Module de Young (MPa)	727 ± 252	917 ± 279 **	956 ± 343	1340 ± 714 **	1643 ± 671	2093 ± 822 **

*Tableau 34 : Propriétés mécaniques du tendon d'Achille (AT) à niveau de force maximale pour chaque groupe (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) ; ** ($p < 0.01$) et *** ($p < 0.001$).*

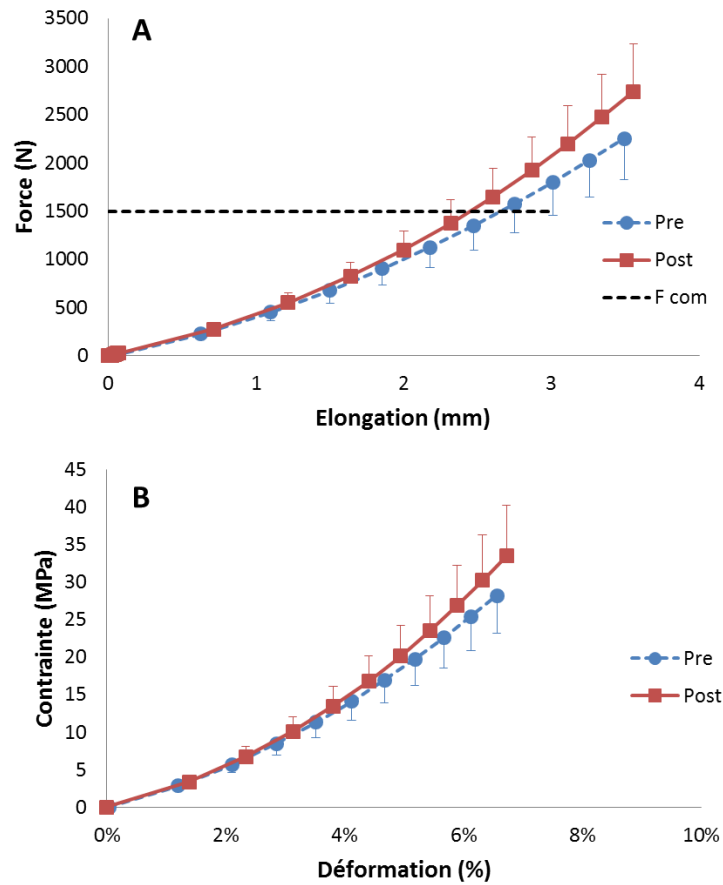


Figure 102 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon d'Achille pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contraincte-Déformation Moyenne \pm écart-type.

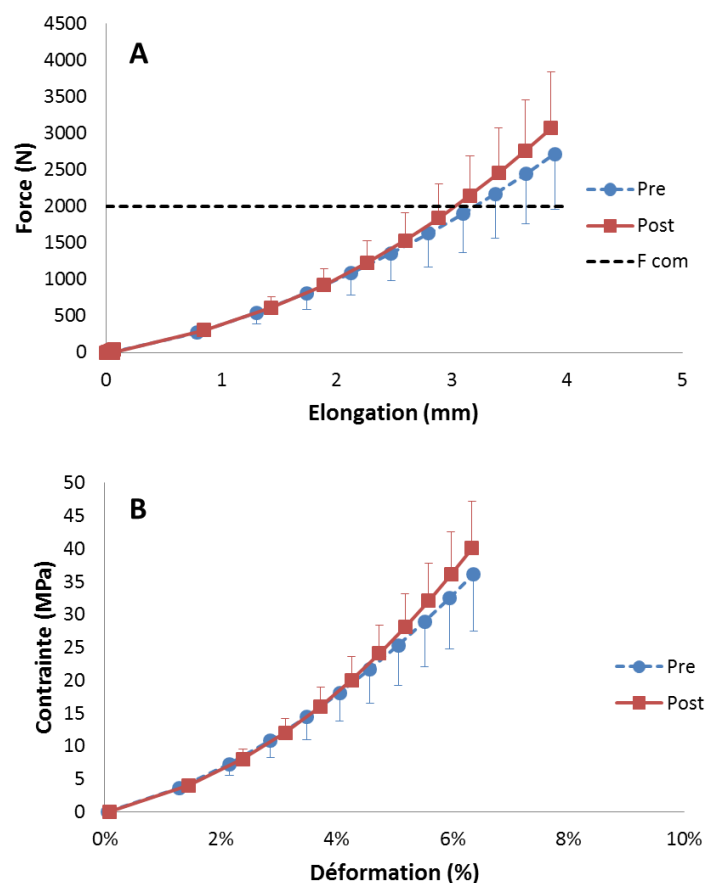


Figure 103 : Courbe des propriétés mécaniques du tendon d'Achille pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contrainde-Déformation. Moyenne \pm écart-type.

Le Tableau 35 présente les valeurs des propriétés mécaniques du tendon d'Achille à niveau de force commune correspondant à 1500N pour les séniors S80 ; à 2000N pour S55 et à 2150N pour le groupe de jeunes.

Concernant le groupe S80, la raideur et le module de Young ont significativement augmenté après l'entraînement lorsqu'ils sont calculés à un niveau de force commune (+16.1% et 12.1% respectivement, $p < 0.01$).

Le groupe S55 montre également une augmentation significative de la raideur et le module de Young du tendon d'Achille suite à l'entraînement (+17.5% et 16.2% respectivement, $p < 0.05$).

Enfin, le groupe de jeunes (J55) présente aussi des valeurs de raideur et de module de Young significativement plus importantes après l'entraînement de respectivement +14.8% et 11.6% ($p < 0.01$).

Aucun autre paramètre n'est significativement différent entre pré et post exercice pour les trois groupes.

Paramètres mécaniques du AT à force commune	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Elongation (mm)	2,65 ± 0,80	2,53 ± 0,87	3,49 ± 1,46	3,28 ± 1,26	3,33 ± 2,01	3,37 ± 2,16
Raideur (N/mm)	956 ± 353	1110 ± 418 **	1084 ± 420	1275 ± 495 *	1397 ± 502	1604 ± 590 **
Contrainte (MPa)	19,11 ± 3,00	18,60 ± 2,48	28,13 ± 6,37	27,80 ± 5,66	34,90 ± 4,90	34,77 ± 4,26
Déformation (%)	5,07 ± 1,32	4,78 ± 1,2	5,60 ± 1,67	5,31 ± 1,49	5,45 ± 2,02	5,49 ± 2,37
Module de Young (MPa)	606 ± 186	680 ± 196 **	854 ± 292	992 ± 366 *	1315 ± 492	1468 ± 556 **

*Tableau 35 : Propriétés mécaniques du tendon d'Achille (AT) à niveau de force commune correspondant à 1500N pour les séniors S80 ; à 2000N pour S55 et à 2150N pour le groupe de jeunes avant (Pre) et après (Post) entraînement ; Moyenne et écart-type. * désigne les différences significatives ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).*

3.3.2.4 Jonction musculo-tendineuse entre Tendon d'Achille et GM (Gastrocnémien médial)

Le Tableau 36 présente les valeurs des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse (JMT) entre le tendon d'Achille et le muscle GM à niveau de force maximale avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, et S80).

Les valeurs de force et de contrainte maximales ont été significativement augmentées après l'entraînement pour le groupe S80 (+19.1% et 17.2% respectivement, $p < 0.05$). De plus, la période d'entraînement a également conduit à une augmentation significative de la raideur et du module de Young (+36.2% et 31.5% respectivement, $p < 0.01$) (Figure 104).

Pour le groupe S55, la force maximale de la jonction musculo-tendineuse est significativement plus importante de 9% ($p < 0.05$) suite à la période d'entraînement. Une augmentation a également été observée après entraînement pour les paramètres de raideur (+27.1%), contrainte maximale (+7.1%), et pour le module de Young (+22.2%) ($p < 0.05$) (Figure 105).

Enfin, le groupe de jeunes (J55) montre une augmentation de la force maximale de la JMT entre le tendon d'Achille et le muscle GM de 14.9% entre avant et après entraînement ($p < 0.01$). De même, une augmentation de la raideur (+37.8%), de la contrainte (+11.1%), et du module de Young (+31.1%) a été observée suite à la période d'entraînement de 12 semaines ($p < 0.05$).

Aucune différence n'a en revanche été constatée pour les capacités d'élongation et de déformation quel que soit le groupe considéré ($p > 0,05$).

Paramètres mécaniques de JMT GM à force maximale	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Force Max(N)	2312 ± 506	2754 ± 480 *	2724 ± 7510	2971 ± 801 *	3076 ± 585	3535 ± 608 **
Elongation (mm)	14,74 ± 2,71	14,76 ± 2,67	13,92 ± 3,71	13,44 ± 2,93	13,90 ± 3,14	14,19 ± 3,01
Raideur (N/mm)	275 ± 130	375 ± 158 **	426 ± 281	542 ± 334 *	429 ± 154	592 ± 278 *
Contrainte (MPa)	28,66 ± 5,69	33,59 ± 6,60 *	36,01 ± 7,59	38,58 ± 7,15 *	50,82 ± 11,74	56,48 ± 9,58 *
Déformation (%)	7,62 ± 1,44	7,67 ± 1,38	7,64 ± 2,19	7,34 ± 1,84	7,19 ± 2,00	7,44 ± 1,91
Module de Young (MPa)	662 ± 281	871 ± 352 **	942 ± 382	1152 ± 399 *	1343 ± 393	1764 ± 588 *

*Tableau 36 : Propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM à niveau de force maximale pour chaque groupe (J55, S55, et S80) avant et après entraînement ; Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).*

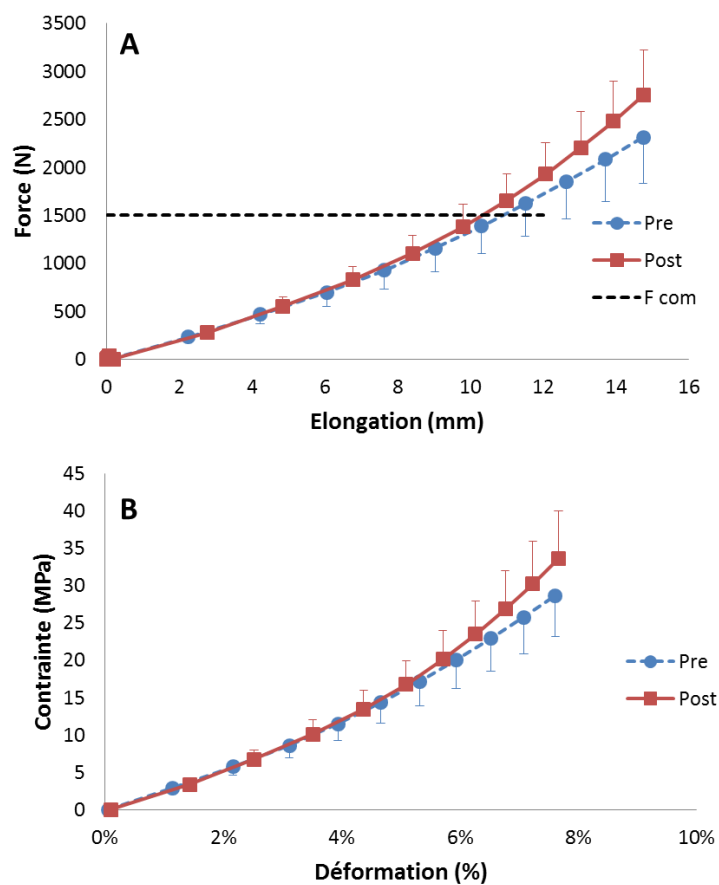


Figure 104 : Courbe des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contraincte-Déformation.

Moyenne ± écart-type.

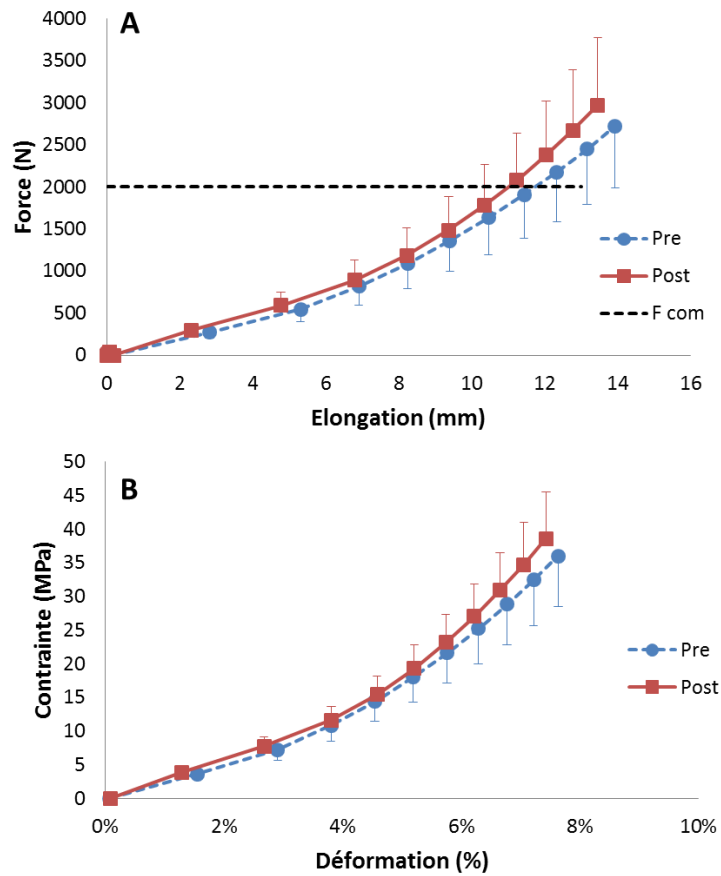


Figure 105 : Courbe des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55) avant (●) et après (■) entraînement. A : Relation Force-Elongation ; B : Relation Contraincte-Déformation.

Moyenne ± écart-type.

Le Tableau 37 présente les valeurs des paramètres mécaniques de la jonction musculo-tendineuse du GM à niveau de force commune correspondant à 1500N pour les séniors S80 ; à 2000N pour S55 et à 2150N pour le groupe de jeunes. Il n'apparaît aucune différence significative pour l'ensemble des paramètres entre pré et post entraînement quel que soit le groupe considéré ($p > 0.05$).

Paramètres mécaniques du JMT GM à force commune	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Elongation (mm)	11,13 ± 2,78	10,82 ± 2,98	12,60 ± 3,98	11,72 ± 2,97	11,42 ± 2,71	11,11 ± 2,68
Raideur (N/mm)	213 ± 86	241 ± 64	357 ± 169	391 ± 143	330 ± 86	373 ± 151
Contrainte (MPa)	19,01 ± 2,68	19,17 ± 3,22	28,62 ± 5,90	28,15 ± 5,31	35,76 ± 4,90	35,01 ± 4,26
Déformation (%)	5,79 ± 1,51	5,63 ± 1,53	6,89 ± 2,19	6,42 ± 1,76	5,94 ± 1,68	5,81 ± 1,16
Module de Young (MPa)	505 ± 170	552 ± 90	823 ± 255	883 ± 204	1038 ± 290	1141 ± 386

*Tableau 37 : Propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse entre le tendon d'Achille et le muscle GM à niveau de force commune correspondant à 1500N pour les séniors S80 ; à 2000N pour S55 et à 2150N pour le groupe de jeunes avant (Pre) et après (Post) entraînement ; Moyenne et écart-type. * désigne les différences significatives en pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).*

3.3.3 Architecture musculaire

3.3.3.1 ACSA des muscles du quadriceps

Les valeurs moyennes d'ACSAs du muscle vaste latéral (VL) sur les intervalles correspondant à 45% jusqu'à 85% de la longueur relative du muscle étaient significativement plus importantes après l'entraînement pour le groupe s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) ($p < 0.05$) (Figure 106). Il en est de même pour le muscle vaste intermédiaire (VI) sur les intervalles correspondant à 40% jusqu'à 60% de la longueur relative du muscle ($p < 0,05$). Concernant le muscle vaste médial (VM) de ce même groupe, les valeurs moyennes d'ACSAs étaient significativement plus importantes après l'entraînement sur les intervalles correspondant à 5% jusqu'à 40% de la longueur relative du muscle ($p < 0.05$). En revanche, aucune différence significative n'a été observée pour le muscle rectus femoris de ce groupe S80 entre les valeurs moyennes d'ACSAs avant et après l'entraînement ($p > 0.05$).

La Figure 107 illustre les valeurs moyennes d'ACSAs des muscles du quadriceps pour le groupe s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55). Sur les intervalles correspondant à 35% jusqu'à 100% de la longueur relative du muscle vaste latéral (VL), les valeurs moyennes

d'ACSAs étaient significativement plus importantes suite à l'entraînement ($p < 0.05$). De même pour le muscle vaste intermédiaire (VI) de ce même groupe, les valeurs moyennes d'ACSAs étaient significativement plus importantes après l'entraînement sur les intervalles correspondant à 40% jusqu'à 70% de la longueur relative du muscle ($p < 0.05$). Les valeurs moyennes d'ACSAs du muscle vaste médial (VM) étaient plus élevées suite à l'entraînement sur les intervalles correspondant à 10% jusqu'à 50% de la longueur relative du muscle ($p < 0.05$). Par contre, l'entraînement n'a eu aucun effet sur valeurs moyennes d'ACSAs du muscle rectus femoris (RF) ($p > 0.05$).

Chez les jeunes s'étant entraîné à 55% de 1RM (J55), une augmentation significative des valeurs moyennes d'ACSAs suite à l'entraînement a été observée sur le muscle vaste latéral (VL) sur les intervalles correspondant à 5% jusqu'à 60% de la longueur relative du muscle ($p < 0.05$) (Figure 108). De plus, l'entraînement induit une augmentation de l'ACSA du vaste intermédiaire (VI) sur les intervalles correspondant à 30% jusqu'à 60% de la longueur relative du muscle ($p < 0.05$). Concernant le muscle rectus femoris (RF) de ce même groupe, les valeurs moyennes d'ACSAs étaient significativement plus importantes après l'entraînement sur les intervalles correspondant à 20%, 25%, 30% et 35% de la longueur relative du muscle ($p < 0.05$). En revanche, l'entraînement n'a eu aucun effet sur les valeurs moyennes d'ACSAs du muscle vaste médial (VM) ($p > 0.05$).

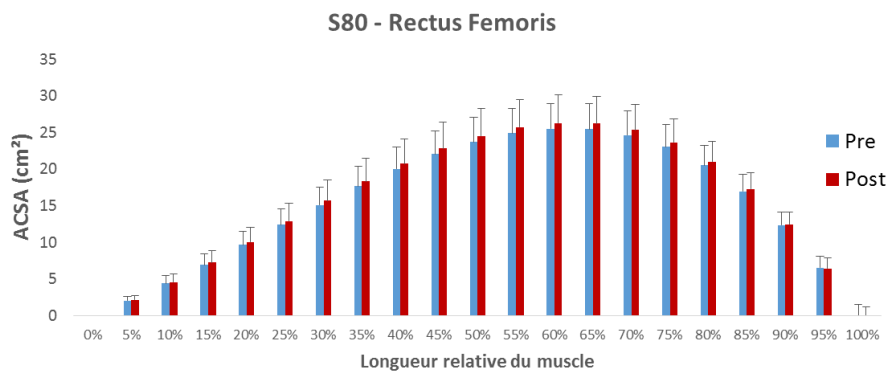
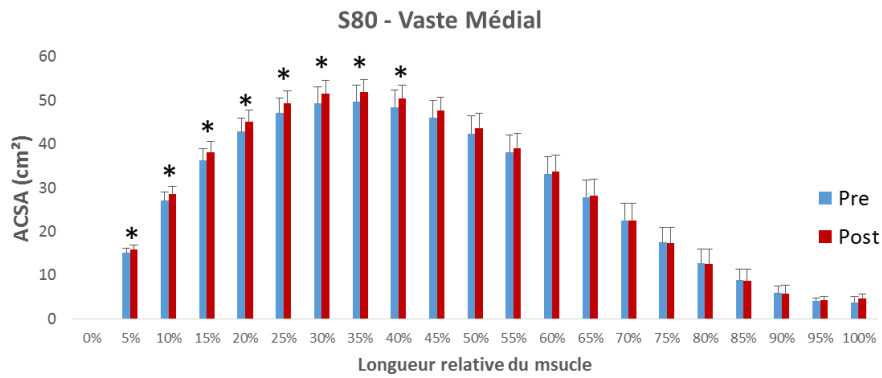
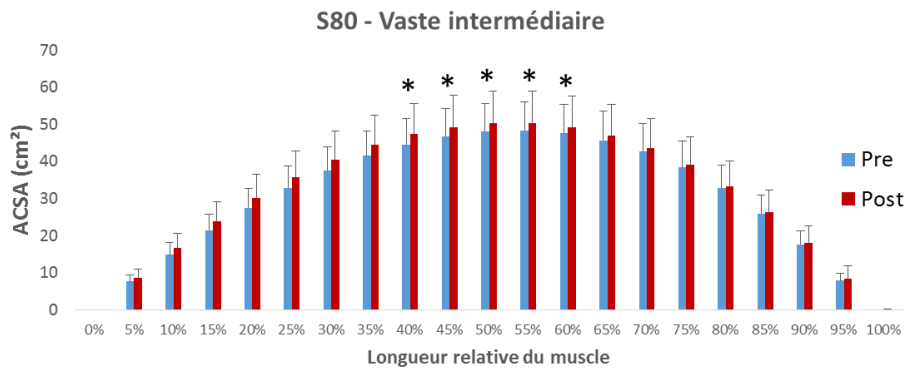
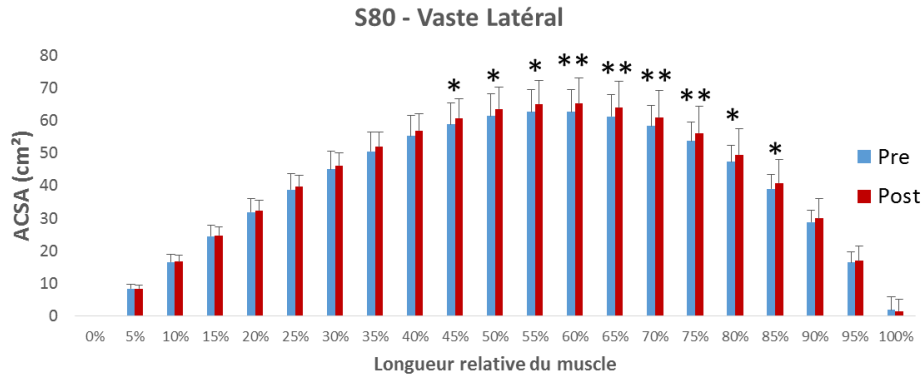


Figure 106 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du quadriceps pour le groupe S80; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

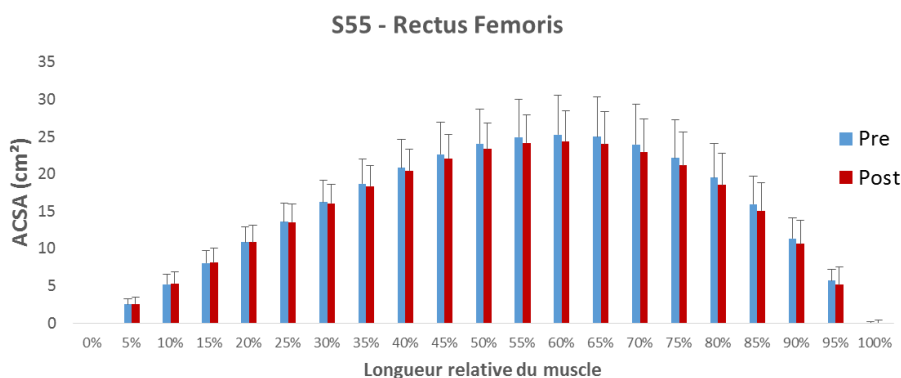
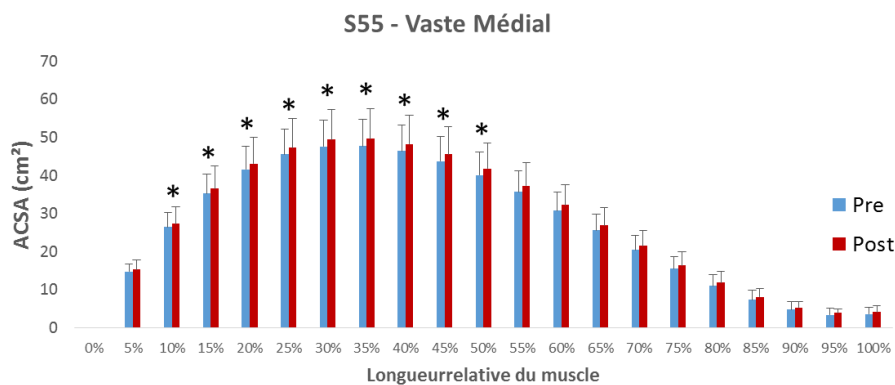
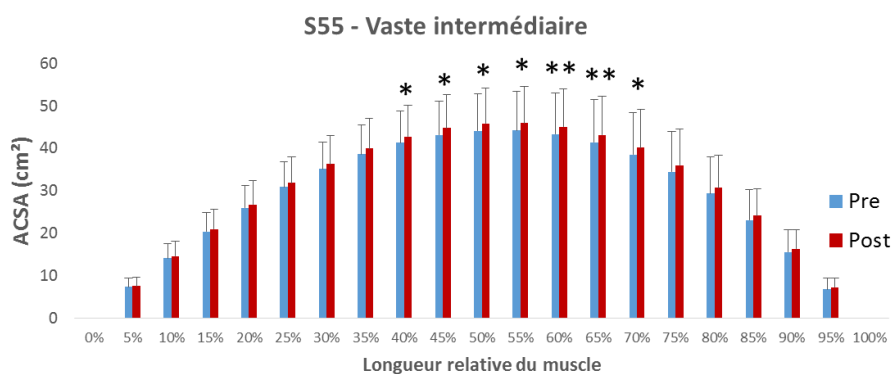
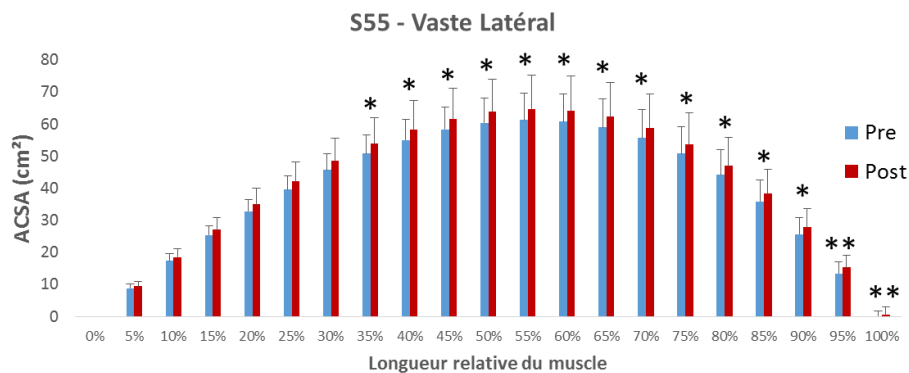


Figure 107 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du quadriceps pour le groupe S55; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

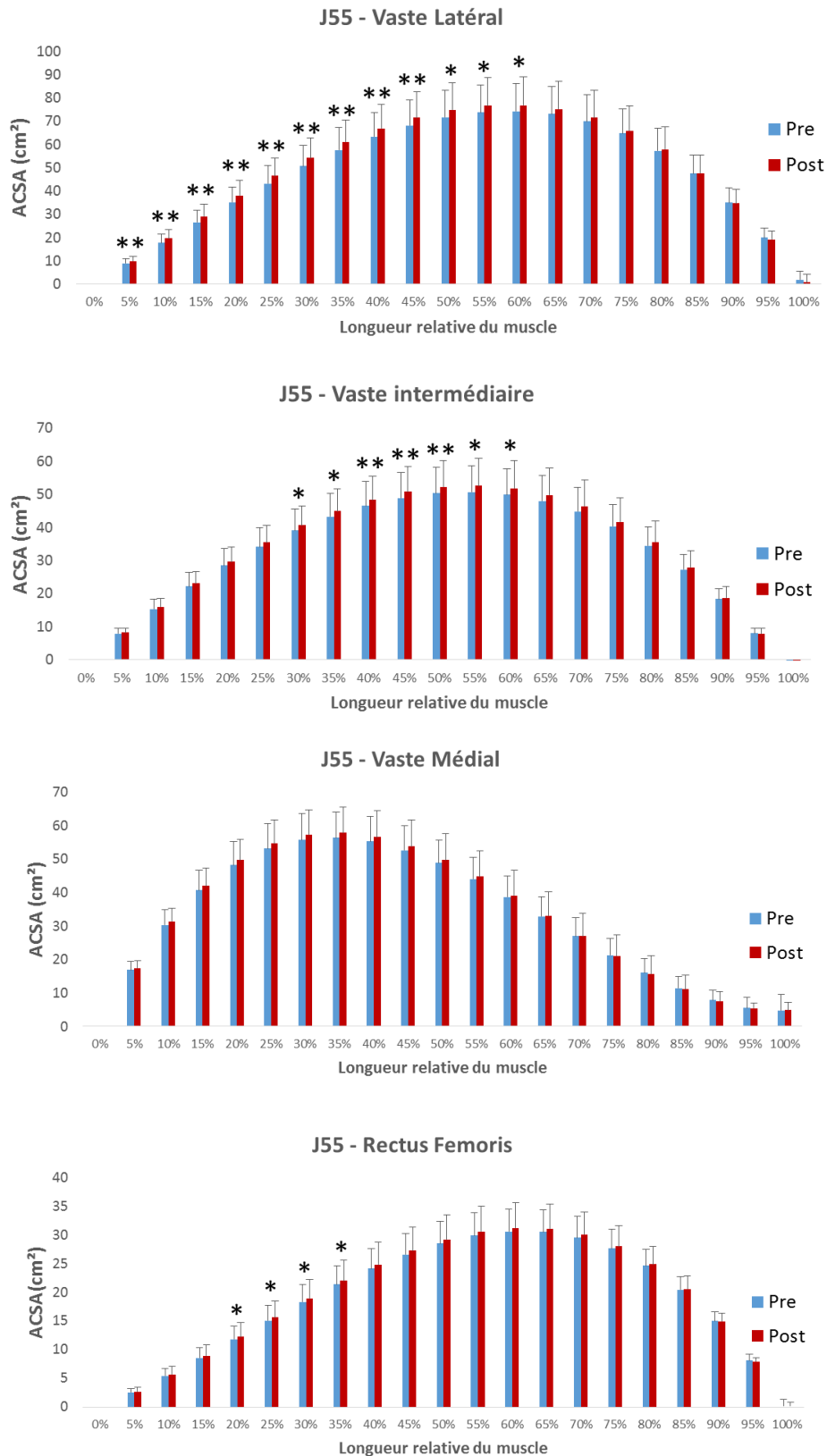


Figure 108 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du quadriceps pour le groupe J55; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

3.3.3.2 Volume des muscles du quadriceps

La Figure 109 illustre la variation du volume musculaire de chacun des muscles du quadriceps ainsi que du volume total du quadriceps pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) avant et après la période d'entraînement. L'analyse statistique montre, pour ce groupe de sujets, que l'entraînement a induit une augmentation significative du volume musculaire du vaste latéral (VL) (+3.8% ; $p < 0.01$), du vaste intermédiaire (VI) (+4.2% ; $p < 0.05$), ainsi que du volume total du quadriceps (+3.7% ; $p < 0.05$). En revanche, l'entraînement n'a eu aucun effet sur le volume des muscles rectus femoris (RF) et vaste médial (VM) ($p > 0.05$).

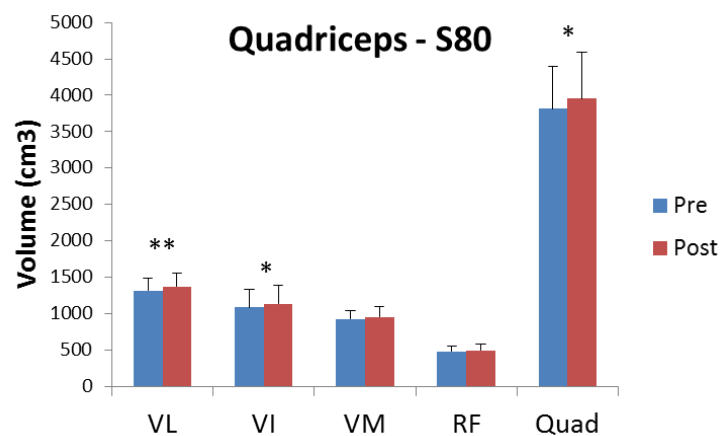


Figure 109 : Volume des muscles du quadriceps pour le groupe S80 avant et après entraînement ; VL : Vaste latéral ; VI : Vaste intermédiaire ; VM : Vaste médial ; RF : Rectus femoris ; Quad : Quadriceps. Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

Pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55), le volume de chaque muscle du quadriceps est représenté dans la Figure 110 avant et après entraînement. L'analyse des résultats montre une augmentation significative du volume musculaire du vaste latéral (VL) (+7.2% ; $p < 0.05$), du vaste intermédiaire (VI) (+5.2% ; $p < 0.01$), du vaste médial (VM) (+4.3% ; $p < 0.05$), et du volume total du quadriceps (+5.6% ; $p < 0.05$) suite au programme d'entraînement. En revanche aucune différence n'a été trouvée suite à l'entraînement pour le rectus femoris (RF).

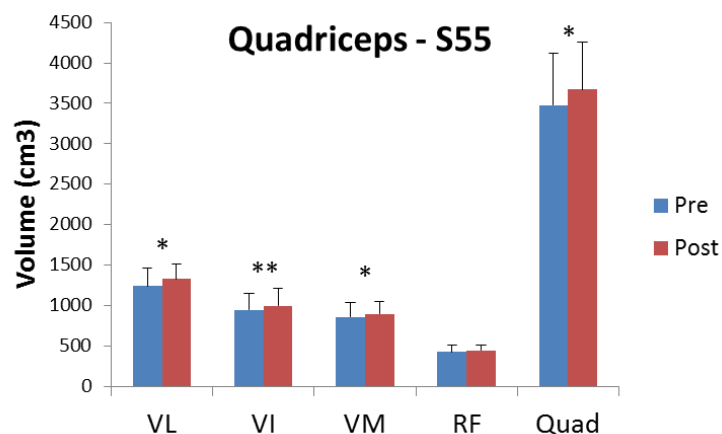


Figure 110 : Volume des muscles du quadriceps pour le groupe S55 avant et après entraînement ; VL : Vaste latéral; VI : Vaste intermédiaire ; VM : Vaste médial ; RF : Rectus femoris ; Quad : Quadriceps. Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

Concernant le groupe de jeunes s'étant entraîné à 55% de 1RM (J55), comme illustré dans la Figure 111, la période d'entraînement de 12 semaines a induit une augmentation significative du volume musculaire du vaste latéral (VL) (+4.6% ; $p < 0.05$), du vaste intermédiaire (VI) (+4.1% ; $p < 0.05$), et du volume total du quadriceps (+3.8% ; $p < 0.05$). En revanche, aucune différence de volume musculaire n'a été observée suite à l'entraînement pour le vaste médial (VM) et le rectus femoris (RF) ($p > 0.05$).

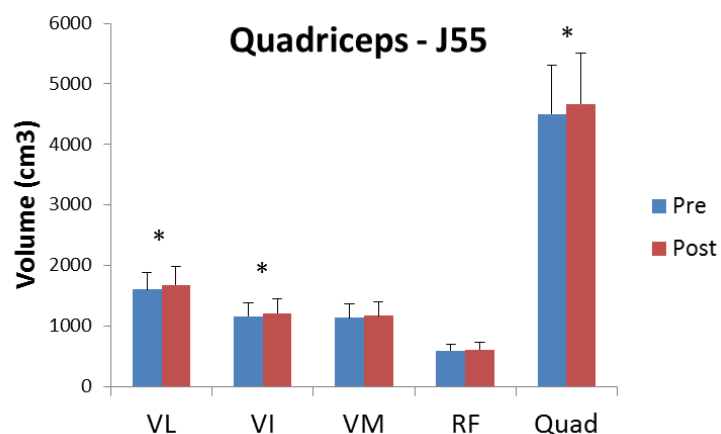


Figure 111 : Volume des muscles du quadriceps pour le groupe J55 avant et après entraînement ; VL : Vaste latéral; VI : Vaste intermédiaire ; VM : Vaste médial ; RF : Rectus femoris ; Quad : Quadriceps. Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).

3.3.3.3 ACSA des muscles du triceps sural

Concernant le muscle gastrocnémien médial (GM), les valeurs moyennes d'ACSAs sur les intervalles correspondant à 55%,60% et 65% de la longueur relative du muscle étaient significativement plus importantes après l'entraînement pour le groupe s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80) ($p<0.05$) (Figure 112). De même pour le muscle gastrocnémien latéral (GL) sur les intervalles correspondant à 25% jusqu'à 45% de la longueur relative du muscle ($p<0.05$). En revanche, aucune différence significative n'a été observée pour le muscle soléaire de ce groupe S80 entre les valeurs avant et après l'entraînement ($p>0.05$).

Pour le groupe s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55), les valeurs moyennes d'ACSAs du gastrocnémien médial (GM) sur les intervalles correspondant à 50% jusqu'à 90% de la longueur relative du muscle étaient significativement plus importantes après l'entraînement ($p<0.05$) (Figure 113). Concernant le muscle gastrocnémien latéral (GL) de ce même groupe, les valeurs moyennes d'ACSAs étaient significativement plus importantes après l'entraînement sur les intervalles correspondant à 40% jusqu'à 70% de la longueur relative du muscle ($p<0.05$). Par contre, il n'y a pas eu de différence significative constatée sur les valeurs d'ACSAs sur le muscle soléaire entre avant et après entraînement pour le groupe S55 ($p>0.05$).

Chez le groupe de jeunes s'étant entraîné à 55% de 1RM (J55), une augmentation significative des valeurs moyennes d'ACSAs suite à l'entraînement a été observée sur le muscle gastrocnémien médial (GM) sur les intervalles correspondant à 20% jusqu'à 50% de la longueur relative du muscle ($p<0.05$) (Figure 114). De plus, cette augmentation des valeurs moyennes d'ACSAs a été également constatée sur le gastrocnémien latéral (GL) et le soléaire de ce même groupe pour les intervalles correspondant à 55%,60% et 65% de la longueur relative du muscle ($p<0.05$).

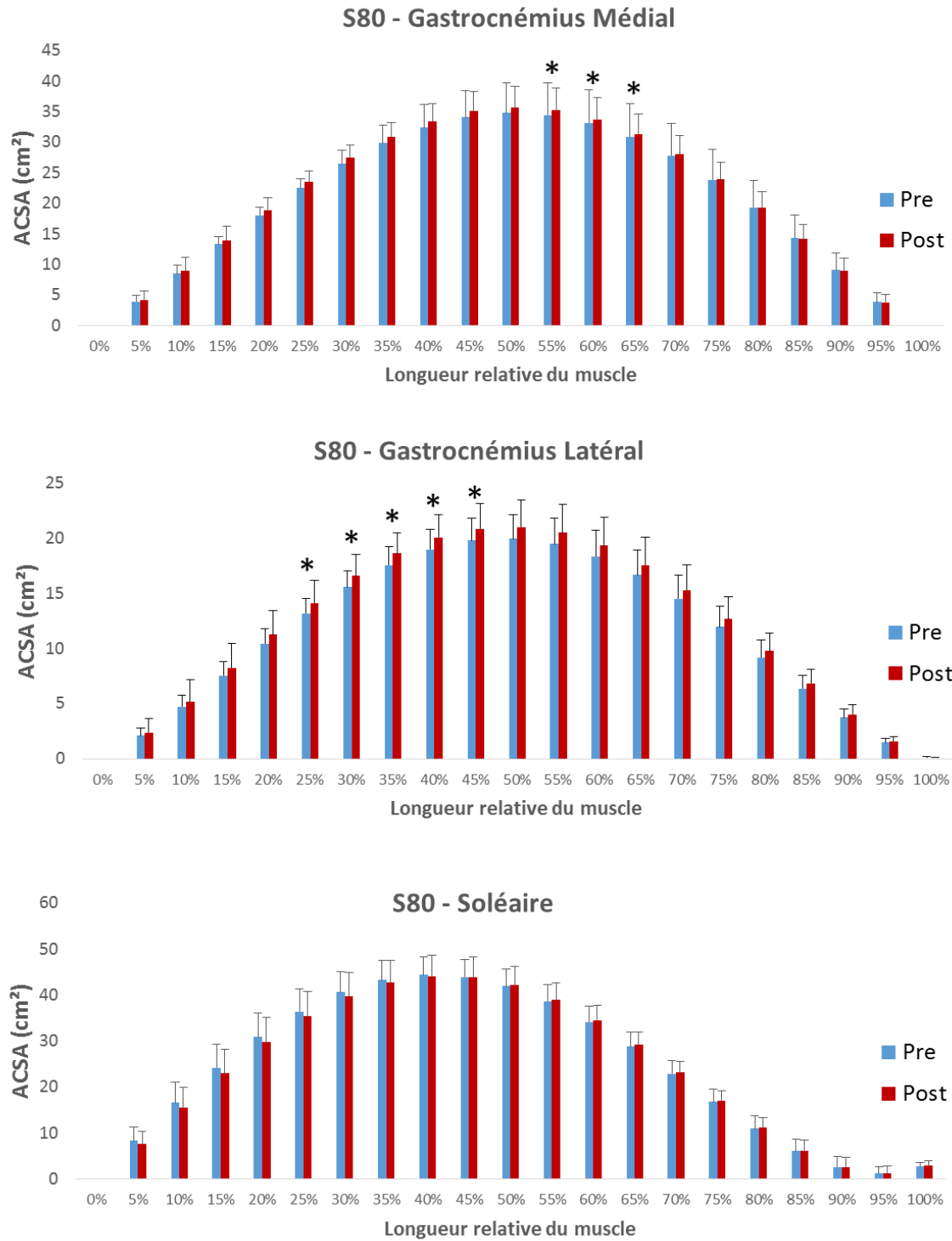


Figure 112 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du triceps sural pour le groupe S80; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).

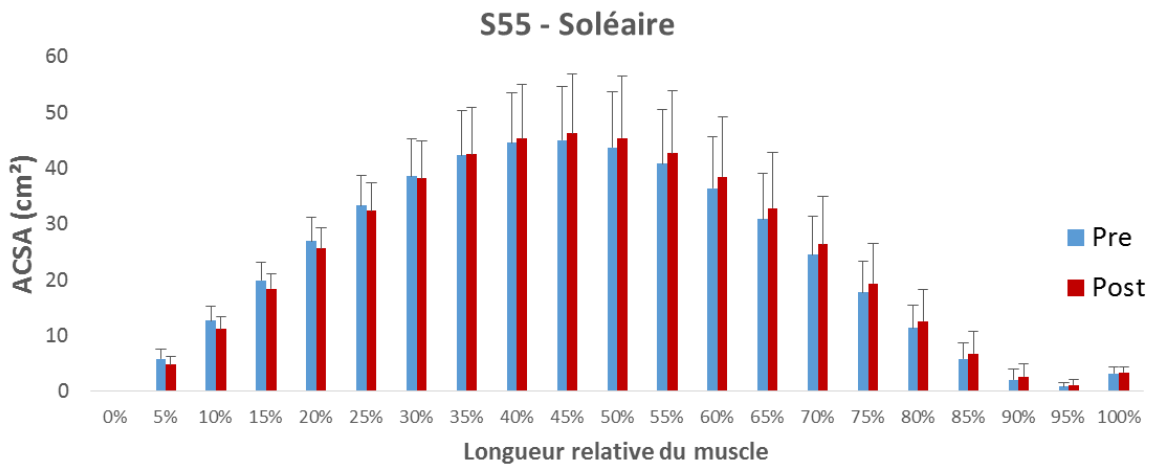
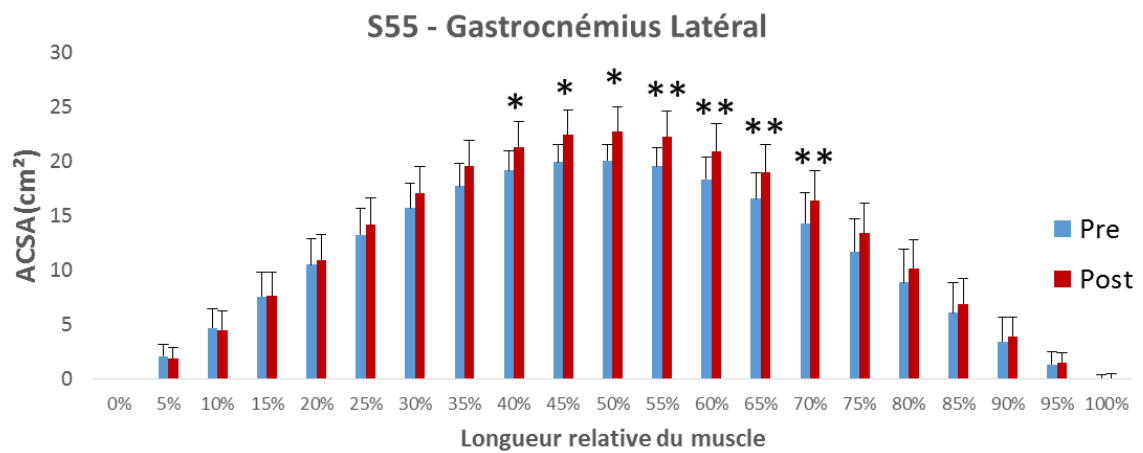
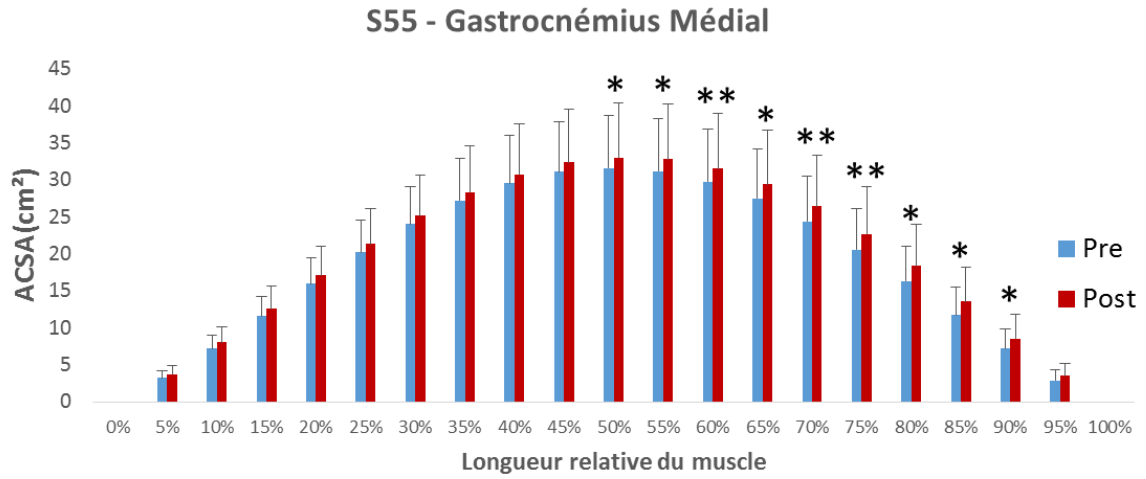


Figure 113 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du triceps sural pour le groupe S55; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

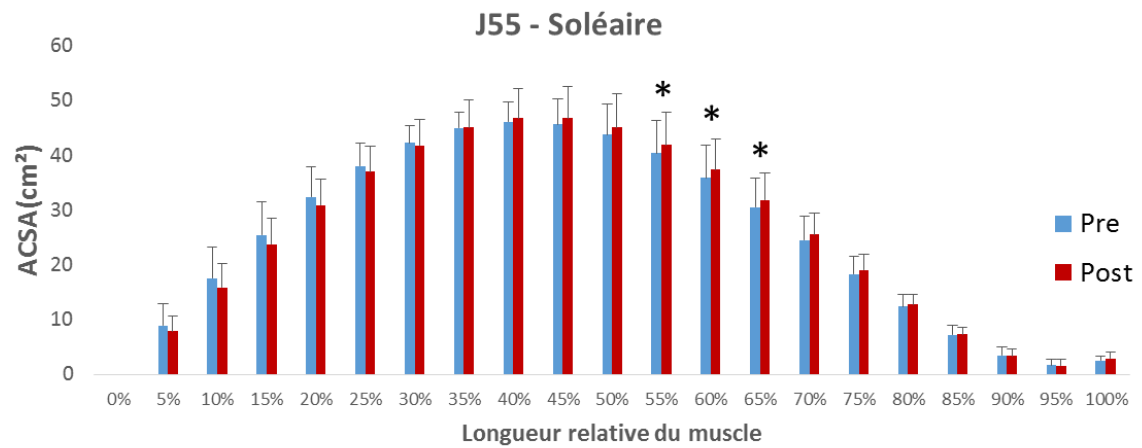
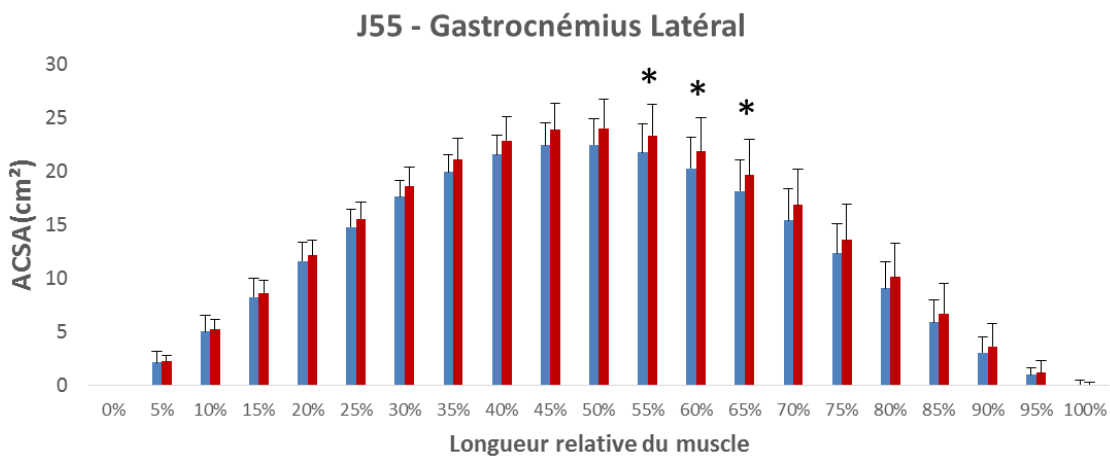
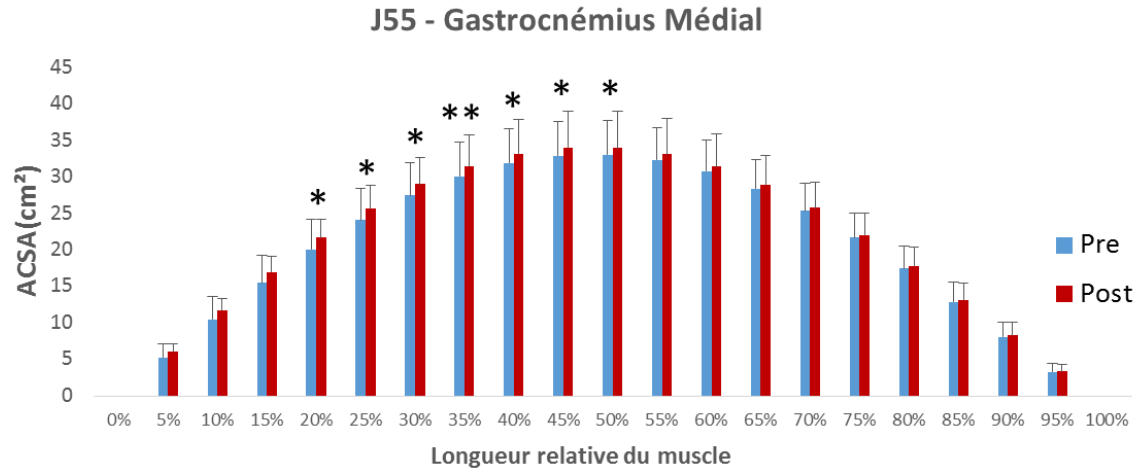


Figure 114 : Evolution des valeurs moyennes des ACSAs par intervalle de 5% pour les muscles du triceps sural pour le groupe J55; Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

3.3.3.4 Volume des muscles du triceps sural

Le volume de chaque muscle du triceps sural avant et après entraînement est représenté dans la Figure 115 pour le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80). L'analyse statistique montre que pour ce groupe l'entraînement induit une augmentation significative du volume musculaire du muscle gastrocnémien latéral (GL), et du volume total du triceps sural (TS) (+8.6% et +3.6% respectivement ; $p < 0.05$). En revanche, aucune différence n'a été constatée pour le volume du gastrocnémien médial (GM) (+6.5%, $p = 0.08$), et du soléaire (Sol) ($p > 0.05$) avant et après entraînement.

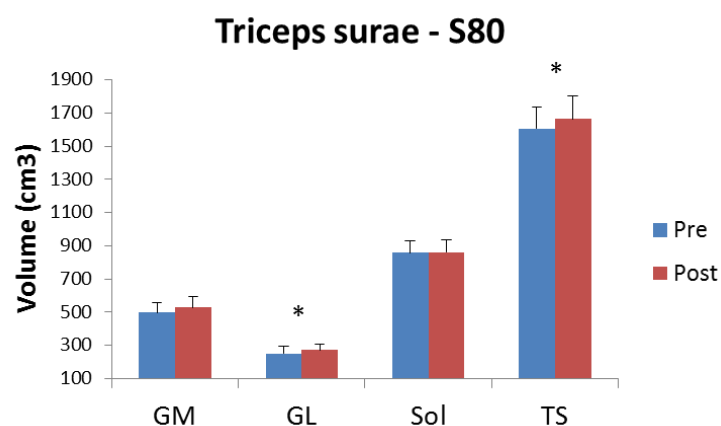


Figure 115 : Volume des muscles du triceps sural pour le groupe S80 avant et après entraînement;

GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; Sol : Soléaire ; TS : Triceps sural.

Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).

Concernant le groupe de séniors s'étant entraîné à 55% de 1RM (S55), la Figure 116 montre que l'entraînement a conduit à une augmentation significative du volume musculaire du gastrocnémien médial (GM), du gastrocnémien latéral (GL), et du volume total du triceps sural (TS) de respectivement +9.3%, +13.3%, et +6.3% ($p < 0.05$). Par contre, aucun effet n'a été observé suite à l'entraînement pour le volume musculaire du soléaire (Sol) ($p > 0.05$).

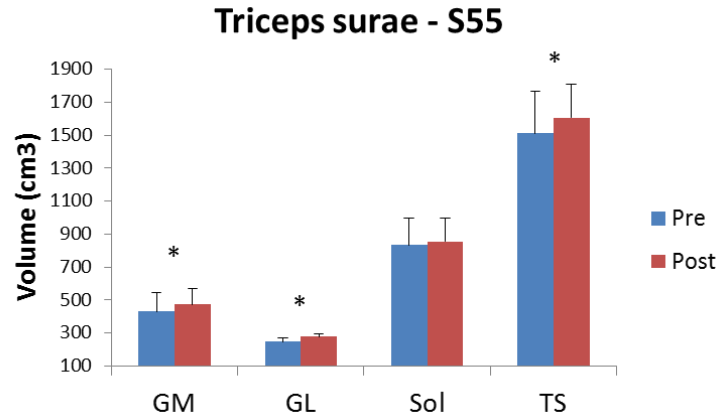


Figure 116 : Volume des muscles du triceps sural pour le groupe S55 avant et après entraînement;
 GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; Sol : Soléaire ; TS : Triceps sural.
 Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).

Pour le groupe de jeunes entraînés à 55% de 1RM (J55), la Figure 117 montre qu'une augmentation significative du volume musculaire a été observée après la période d'entraînement de 12 semaines pour le gastrocnémien médial (GM) uniquement (+3.2% ; $p < 0.05$). Aucune différence de volume n'a pu être mise en évidence pour le gastrocnémien latéral (GL), le soléaire (Sol), ainsi que pour le volume total du triceps sural (TS) ($p > 0.05$).

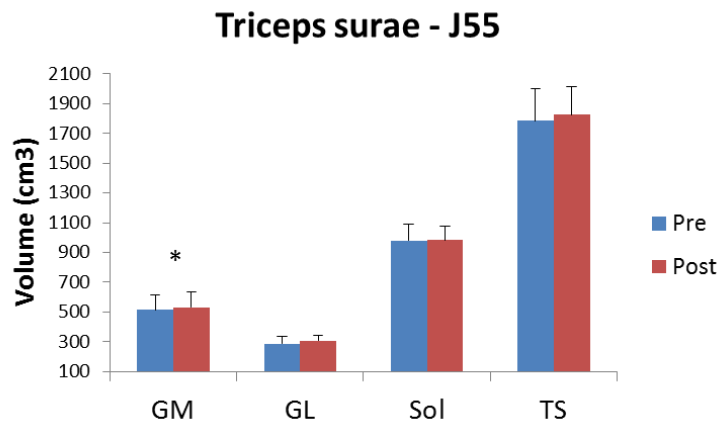


Figure 117 : Volume des muscles du triceps sural pour le groupe J55 avant et après entraînement;
 GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral ; Sol : Soléaire ; TS : Triceps sural.
 Moyenne \pm écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement
 ($p < 0.05$).

3.3.4 Analyse du mouvement

3.3.4.1 Stabilité posturale

Le Tableau 38 indique les paramètres mesurés lors de l'exercice de stabilité posturale pour les différents groupes avant et après entraînement. Les séniors S80 montrent une réduction suite à l'entraînement du déplacement du centre de pression (CP) dans les directions Antéro-Postérieure (AP) et Médio-Latérale (ML) en condition Yeux Fermés (YF) (-14.1% et -16.3% respectivement ; $p < 0.05$). Le groupe S55 montre également une réduction du déplacement AP suite à l'entraînement (-16.9% ; $p < 0.05$). Concernant la surface du polygone de sustentation, les résultats montrent une augmentation de celui-ci pour les 2 groupes de séniors (S55 et S80) après la période d'entraînement ($p < 0.05$). En revanche, aucune autre différence significative n'a été observée pour les autres paramètres pre/post entraînement quel que soit le groupe considéré ($p > 0.05$).

Paramètres mesurés	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Polygone de sustentation – YO (cm ²)	452,9 ± 92,0	517,5 ± 117,4 *	450,8 ± 53,3	514,1 ± 93,8 *	492,4 ± 76,4	526,0 ± 70,1
Polygone de sustentation – YF (cm ²)	447,9 ± 90,7	492,9 ± 67,0 *	455,0 ± 52,7	522,6 ± 94,2 *	502,9 ± 75,6	535,5 ± 64,1
Déplacements AP – YO (mm)	4,73 ± 0,83	4,64 ± 0,75	4,78 ± 1,57	4,61 ± 1,64	4,90 ± 1,49	4,56 ± 2,03
Déplacements AP – YF (mm)	6,66 ± 1,12	5,72 ± 1,28 *	5,52 ± 1,14	4,49 ± 1,01 *	4,59 ± 1,43	4,16 ± 1,42
Déplacements ML – YO (mm)	1,91 ± 0,95	1,79 ± 0,53	1,92 ± 0,71	1,74 ± 0,53	1,95 ± 0,91	1,50 ± 0,56
Déplacements ML – YF (mm)	2,35 ± 0,53	1,97 ± 0,65 *	2,04 ± 0,73	1,92 ± 0,60	1,89 ± 0,78	1,65 ± 0,44

*Tableau 38 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de stabilité posturale avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, et S80). YO : Yeux ouverts ; YF : Yeux fermés ; AP : Antéro-postérieur ; ML : Médio-latéral. Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$).*

3.3.4.2 Saut en contre mouvement (CMJ)

Le Tableau 39 présente les paramètres mesurés lors de l'exercice de saut en contre mouvement (CMJ) pour les différents groupes avant et après l'entraînement. Malgré une tendance à l'augmentation de la hauteur de saut suite à l'entraînement pour les trois groupes (+7.0% pour S80, $p=0.16$; +5.7% pour S55, $p=0.08$; +3.9% pour J55, $p=0.16$), l'analyse statistique ne révèle pas de différence significative entre avant et après entraînement. Aucune différence significative n'a également été observée pour les autres paramètres quel que soit le groupe d'entraînement ($p>0.05$).

Paramètres mesurés	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Hauteur de saut (cm)	15,8 ± 4,3	16,9 ± 5,1	15,7 ± 4,9	16,6 ± 5,1	28,4 ± 4,7	29,5 ± 4,0
Force maximale normalisée (kN/kg)	18,0 ± 1,3	18,6 ± 1,8	18,3 ± 1,8	18,8 ± 1,5	21,5 ± 2,2	22,1 ± 2,5
Puissance maximale normalisée (W/kg)	28,7 ± 4,0	29,9 ± 5,2	29,1 ± 5,4	29,7 ± 5,7	42,3 ± 7,0	44,5 ± 4,8
Vitesse maximale (m/s)	1,74 ± 0,25	1,76 ± 0,34	1,72 ± 0,27	1,75 ± 0,29	2,27 ± 0,2	2,36 ± 0,17

Tableau 39 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de saut en contre mouvement (CMJ) avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, et S80). Moyenne ± écart-type.

3.3.4.3 Le lever de chaise

Le Tableau 40 rapporte les paramètres mesurés lors de l'exercice de lever de chaise pour les différents groupes avant et après l'entraînement. La période d'entraînement a induit une augmentation significative, dans les 2 groupes de séniors, de la force maximale lors de la phase d'extension (+3.3% pour S80 et +3.3% pour S55), ainsi que de la puissance à l'instant où est constatée cette force maximale (+12.1 % pour S80 ($p<0.05$) et +19.0% pour S55 ($p<0.05$)). L'angle minimum formé par le tronc est également influencé par l'entraînement. En effet, celui-ci est significativement plus faible après entraînement chez les séniors (-6.0% pour S80 ($p<0.05$), et -5.0% pour S55 ($p<0.05$)) sans toutefois être modifié dans le groupe de jeunes ($p>0,05$). Aucune autre différence significative n'a été observée pour le temps de lever, ainsi que pour le temps de stabilisation entre pré et post entraînement pour les trois groupes ($p>0.05$).

Paramètres mesurés	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Temps de lever (s)	1,13 ± 0,14	1,07 ± 0,16	1,13 ± 0,2	1,06 ± 0,12	1,08 ± 0,11	1,03 ± 0,15
Temps de stabilisation (s)	0,50 ± 0,13	0,44 ± 0,14	0,51 ± 0,09	0,46 ± 0,11	0,42 ± 0,11	0,38 ± 0,09
Force maximale normalisée (N/kg)	11,82 ± 0,64	12,21 ± 0,70 *	11,79 ± 0,60	12,19 ± 0,68 *	12,5 ± 1,1	12,48 ± 1,27
Puissance maximale normalisée (W/kg)	5,58 ± 1,32	6,26 ± 1,70 *	5,30 ± 1,39	6,31 ± 1,81 *	6,07 ± 1,05	6,39 ± 1,44
Angle minimum en phase levée (°)	80,0 ± 6,1	75,2 ± 3,8 **	80,3 ± 6,7	76,3 ± 4,7 **	70,2 ± 6,8	70,4 ± 5,2

Tableau 40 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice de lever de chaise avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, et S80). Moyenne ± écart-type. * désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.05$) et ** ($p < 0.01$).

Le Tableau 41 rapporte les résultats pour l'exercice du plus grand nombre de lever de chaise réalisé sur une période de 30 secondes pour les différents groupes avant et après l'entraînement. L'analyse des résultats montre que le nombre de répétitions réalisées durant l'exercice est significativement plus élevé après entraînement pour les deux groupes de séniors (+11.6 % pour S80, et +16.1% pour S55 ($p < 0.01$)) qu'avant entraînement. Le temps de lever moyen est également significativement diminué après l'entraînement pour les deux groupes de séniors (-12.3 % pour S80 ($p < 0.05$), et -15.5% pour S55 ($p < 0.01$)) par rapport aux valeurs avant entraînement. Le groupe de jeunes (J55) montre une augmentation significative du nombre de répétitions effectuée durant 30 secondes de +10.0% entre avant et après entraînement ($p < 0.01$). Ce groupe montre également une diminution du temps moyen de lever de chaise de -8.0% sans toutefois que cette variation soit significativement différente suite à l'entraînement ($p = 0.07$).

Paramètres mesurés	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Nombre de répétitions	19,7 ± 2,7	22,0 ± 2,5 **	19,2 ± 4,6	22,3 ± 4,9 **	21,8 ± 3,3	24,0 ± 2,6 **
Temps de lever moyen (s)	0,81 ± 0,12	0,71 ± 0,09 *	0,84 ± 0,23	0,71 ± 0,19 **	0,75 ± 0,14	0,69 ± 0,10

Tableau 41 : Valeurs des paramètres relatifs à l'exercice du plus grand nombre de lever de chaise réalisé sur une période de 30 secondes avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, S80). Moyenne ± écart-type. ** désigne les différences significatives entre pré et post entraînement ($p < 0.01$).

3.3.5 Relations entre les propriétés mécaniques des tendons avec l'entraînement et les paramètres issus de l'analyse du mouvement

Le Tableau 42 indique les coefficients de corrélations de Pearson entre les gains des propriétés mécaniques des tendons avec l'entraînement et les gains des paramètres issus de l'analyse du mouvement.

Concernant le groupe de jeunes s'étant entraîné à 55% de 1RM (J55), le gain de force maximale du tendon patellaire est significativement corrélé avec le gain sur la hauteur du saut en contre mouvement ($p < 0.05$). Le gain du module de Young sur la jonction musculo-tendineuse est également associé avec le gain sur la hauteur du saut en contre mouvement ($p < 0.05$). Il est observé une tendance à une relation entre le gain de raideur sur cette même jonction et le gain de hauteur ($p = 0.08$).

Les gains de raideur et de module de Young du tendon patellaire sont significativement corrélés avec les gains sur la hauteur du saut en contre mouvement pour les deux groupes de séniors (S55 et S80) ($p < 0.05$). Pour ces deux mêmes groupes, une tendance est observée sur la corrélation négative entre la raideur du PT et l'aponévrose du VL, et les déplacements antéro-postérieur en condition yeux fermés ($p = 0.2$). Sur l'aponévrose du VL, le gain de raideur est associé significativement avec le gain de hauteur du saut en contre mouvement ($p < 0.05$).

Le gain de force ($p < 0.05$) et de raideur ($p = 0.2$) du tendon d'Achille est négativement corrélé avec les modifications des déplacements AP lors de l'exercice de stabilité posturale pour les deux groupes de séniors (S55 et S80). Ce gain de force du tendon d'Achille est également associé aux gains de hauteur du saut en contre mouvement pour le groupe S80 ($p < 0.05$). Les gains de raideur du tendon d'Achille sont négativement corrélés avec les modifications de l'angle minimum de flexion du tronc lors de la phase de lever de chaise ($p < 0.05$) pour le groupe S80. Les gains de contrainte maximale du tendon d'Achille sont négativement corrélés avec les déplacements antéro-postérieur en condition yeux fermés pour ce même groupe et associés avec les gains de hauteur du saut CMJ ($p < 0.05$). Les gains du module de Young du tendon d'Achille ont une tendance à être corrélés avec les modifications des déplacements AP pour les deux groupes de séniors ($p = 0.2$ et $p = 0.13$ respectivement pour les groupes S55 et S80). Cependant ces gains sont significativement corrélés avec les modifications de l'angle minimum de flexion du tronc lors de la phase de lever de chaise S80 ($p < 0.05$).

Les gains de force maximale, de raideur, de contrainte maximale et du module de Young de la jonction musculo-tendineuse du GM sont négativement corrélés avec les modifications

des déplacements AP pour le groupe de séniors S80 ($p < 0.05$). Les gains de la raideur et du module de Young sont significativement associés avec les gains de hauteur du saut CMJ pour les deux groupes de séniors ($p = 0.08$ et $p < 0.05$ respectivement pour les groupes S55 et S80).

Aucune autre corrélation n'a été constatée sur les autres paramètres sur les différents tendons ou structures aponévrotiques considérées ($p > 0.05$).

Tendon considéré	Propriétés tendon (Gain)	Groupe	Déplacements AP -YF	Déplacements ML-YF	Hauteur de saut CMJ	Angle minimum en phase levée
PT	Force	J55	0,38	0,10	0,73 *	0,38
		S55	-0,03	-0,25	0,58	-0,28
		S80	-0,09	-0,33	0,61	-0,20
	Raideur	J55	-0,56	-0,48	0,20	-0,22
		S55	-0,19 ^T	-0,31	0,52 *	-0,12
		S80	-0,55 ^T	-0,59 ^T	0,93 **	-0,42
	Contrainte	J55	-0,40	0,07	0,66	0,41
		S55	-0,19	-0,36	0,52	-0,11
		S80	-0,36	-0,38	0,55	-0,2
	Module de Young	J55	-0,61	-0,48	0,13	-0,20
		S55	-0,35	-0,40	0,72 *	-0,20
		S80	-0,51	-0,36	0,90 **	-0,48
VL Aponévrose	Force	J55	-0,53	0,18	0,46	0,32
		S55	-0,29	0,34	0,56	0,13
		S80	-0,21	-0,23	0,61	-0,32
	Raideur	J55	-0,15	-0,01	0,33	-0,21
		S55	-0,20 ^T	-0,49	0,43	-0,23
		S80	-0,23 ^T	-0,30	0,69 *	-0,19
	Contrainte	J55	0,31	0,04	0,33	0,30
		S55	-0,48	-0,47	0,51	-0,09
		S80	-0,36	-0,37	0,55	-0,4
	Module de Young	J55	-0,10	0,04	0,31	-0,16
		S55	-0,21	-0,48	0,44	-0,24
		S80	-0,14	-0,34	0,59	-0,3
AT	Force	J55	0,05	0,06	0,13	0,08
		S55	-0,68 *	-0,07	0,31	-0,14
		S80	-0,69 *	-0,1	0,56 *	-0,07
	Raideur	J55	-0,06	0,12	0,08	-0,46
		S55	-0,46 ^T	-0,06	0,25	-0,15
		S80	-0,52 ^T	-0,09	0,52	-0,62 *
	Contrainte	J55	-0,12	-0,07	0,34	-0,02
		S55	-0,21	-0,01	0,32	-0,25
		S80	-0,64 *	-0,11	0,61 *	-0,1
	Module de Young	J55	-0,17	0,01	0,20	-0,43
		S55	-0,44 ^T	-0,14	0,14	-0,14
		S80	-0,45 ^T	-0,13	0,54	-0,69 *
JMT GM	Force	J55	-0,29	-0,23	0,36	0,39
		S55	-0,15	-0,22	0,27	-0,2
		S80	-0,69 *	-0,09	0,46	-0,15
	Raideur	J55	-0,11	-0,06	0,57 ^T	-0,41
		S55	-0,29	-0,15	0,57 ^T	-0,27
		S80	-0,58 *	-0,18	0,64 *	-0,19
	Contrainte	J55	-0,36	-0,30	0,48	0,29
		S55	-0,20	-0,07	0,3	-0,31
		S80	0,65 *	-0,09	0,49	-0,18
	Module de Young	J55	-0,13	-0,12	0,61 *	-0,36
		S55	-0,14	-0,05	0,74 *	-0,04
		S80	-0,54 *	-0,06	0,64 *	-0,20

Tableau 42 : Coefficients de corrélations de Pearson des gains entre les propriétés mécaniques des tendons avec l'entraînement et les gains des paramètres issus de l'analyse du mouvement. YO : Yeux ouverts ; YF : Yeux fermés ; AP : Antéro-postérieur ; ML : Médio-latéral ; CMJ : saut en contre-mouvement * désigne les valeurs de $p < 0.05$; ** ($p < 0.01$) et ^T (p compris entre 0.05 et 0.2).

3.3.6 Evaluation de l'autofluorescence du tissu cutané

Pour rappel, Les produits de glycation avancée (AGE) sont des molécules témoins de la charge métabolique accumulée au cours du temps, dénommée "mémoire métabolique". Les AGE jouent un rôle important dans les lésions à long terme dans le diabète et dans le déclin du métabolisme global lié au vieillissement. L'accumulation cutanée des AGE peut être mesurée par autofluorescence (AF) de manière instantanée et non invasive grâce à l'Age-Reader.

La Figure 118 indique les niveaux d'autofluorescence de la peau obtenus au niveau de l'avant-bras et de la jambe entre les différents groupes (J55, S55, et S80) avant et après l'entraînement. Aucune différence significative n'a été observée suite à la période de 12 semaines d'entraînement pour l'ensemble des groupes que ce soit sur la mesure faite sur l'avant-bras ou sur la jambe.

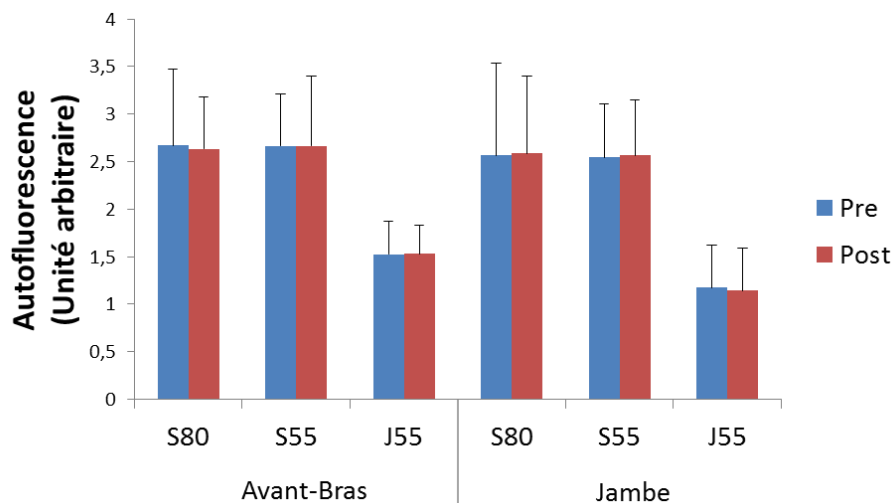


Figure 118 : Autofluorescence de la peau avant et après entraînement (pré et post) pour les trois groupes de sujets (J55, S55, et S80) pour des mesures faites sur l'avant-bras et sur la jambe ;
Moyenne \pm écart-type.

3.3.7 Analyse de sang

Le Tableau 43 présente les paramètres sanguins analysés par le Labo TEAM avant et après entraînements pour chaque groupe d'entraînement. L'effet de l'entraînement n'a pas apporté de différence significative sur les paramètres mesurés entre avant et après entraînement pour aucun des groupes.

Paramètres mesurés	S80		S55		J55	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Glycémie à jeun (g/L)	1,04 ± 0,13	1,04 ± 0,14	0,98 ± 0,07	1,02 ± 0,07	0,91 ± 0,06	0,88 ± 0,12
HbA1c (%)	5,30 ± 0,48	5,81 ± 0,82	5,38 ± 0,24	5,70 ± 0,25	4,99 ± 0,19	4,96 ± 0,12
Glycémie moyenne estimée (g/L)	1,11 ± 0,17	1,18 ± 0,17	1,14 ± 0,08	1,17 ± 0,09	1,00 ± 0,07	1,00 ± 0,04
Cholestérol total (g/L)	2,04 ± 0,41	1,94 ± 0,32	2,11 ± 0,46	2,08 ± 0,50	1,75 ± 0,37	1,55 ± 0,48
HDL (g/L)	0,64 ± 0,17	0,64 ± 0,18	0,60 ± 0,16	0,60 ± 0,13	0,52 ± 0,11	0,52 ± 0,14
Triglycérides (g/L)	0,96 ± 0,29	0,86 ± 0,28	1,00 ± 0,42	0,97 ± 0,39	0,85 ± 0,51	0,73 ± 0,51
LDL (g/L)	1,20 ± 0,33	1,12 ± 0,28	1,31 ± 0,40	1,28 ± 0,45	1,06 ± 0,33	0,87 ± 0,40
CRP (mg/L)	<5	<5	<5	<5	<5	<5

Tableau 43 : Paramètres sanguins avant et après entraînement entre les groupes d'entraînement ; HbA1c : Hémoglobine glyquée; HDL : lipoprotéine de haute densité; LDL : lipoprotéine de faible densité; CRP : protéine C réactive ; Moyenne et écart-type.

3.4 Synthèse générale

Pour synthétiser l'ensemble des résultats présentés ci-dessus, le Tableau 44 regroupe l'ensemble des paramètres analysés et les évolutions observées en fonction de l'effet de l'âge entre les groupes de jeunes et de séniors ainsi que l'effet de l'entraînement pour les trois groupes de sujets (J55, S55, et S80).

Paramètres investigués		Effet de l'âge	Effet de l'entraînement		
			S80	S55	J55
Architecture tendineuse					
PT		=	↑	↑	↑
AT		↑	↑	↑	=
Propriétés mécaniques des tendons à Force Max					
PT	Force	↓	↑	↑	↑
	Raideur	=	↑	↑	↑
	Contrainte	↓	=	↑	=
	Déformation	↓	=	=	=
	Module de Young	=	↑	=	=
Aponévrose du muscle (VL)	Force	↓	↑	↑	↑
	Raideur	↓	↑	↑	↑
	Contrainte	↓	=	↑	=
	Déformation	↑	=	=	=
	Module de Young	↓	=	↑	=
AT	Force	↓	↑	↑	↑
	Raideur	↓	↑	↑	↑
	Contrainte	↓	↑	↑	↑
	Déformation	=	=	=	=
	Module de Young	↓	↑	↑	↑
JMT entre AT et GM	Force	↓	↑	↑	↑
	Raideur	↓	↑	↑	↑
	Contrainte	↓	↑	↑	↑
	Déformation	=	=	=	=
	Module de Young	↓	↑	↑	↑
Architecture musculaire					
Quadriceps (ACSA)	VL	=	↑	↑	↑
	VI	=	↑	↑	↑
	VM	=	↑	↑	=
	RF	↓	=	=	↑
Quadriceps (Volume)	VL	↓	↑	↑	↑
	VI	=	↑	↑	↑
	VM	↓	=	↑	=
	RF	↓	=	=	=
	Total	↓	↑	↑	↑
Triceps sural (ACSA)	GL	=	↑	↑	↑
	GM	↓	↑	↑	↑
	Soléaire	=	=	=	↑
Triceps sural (Volume)	GL	↓	↑	↑	=
	GM	=	=	↑	↑
	Soléaire	↓	=	=	=
	Total	↓	↑	↑	=
Analyse du mouvement					
Stabilité posturale	Polygone de sustentation – YO	=	↑	↑	=
	Polygone de sustentation – YF	=	↑	↑	=
	Déplacements AP – YO	=	=	=	=
	Déplacements AP – YF	↑	↓	↓	=
	Déplacements ML – YO	=	=	=	=
	Déplacements ML – YF	↑	↓	↓	=
Saut en contre mouvement (CMJ)	Hauteur de saut	↓	=	=	=
	Force maximale normalisée	↓	=	=	=
	Puissance maximale normalisée	↓	=	=	=
	Vitesse maximale	↓	=	=	=
Lever de chaise	Temps de stabilisation	↑	=	=	=
	Force maximale normalisée	=	↑	↑	=
	Puissance maximale normalisée	=	↑	↑	=
	Angle minimum en phase levée	↑	↓	↓	=
30 s de lever de chaise	Nombre de répétitions	=	↑	↑	↑
	Temps de lever moyen	=	=	↑	=
Quantification des ponts-liant dans le tissu cutané					
Bras		↑	=	=	=
Jambe		↑	=	=	=
Analyse de sang					
Glycémie à jeun		↑	=	=	=
HbA1c		↑	=	=	=
Glycémie moyenne estimée		↑	=	=	=
Cholestérol total		↑	=	=	=
HDL		=	=	=	=
Triglycérides		↑	=	=	=
LDL		=	=	=	=
CRP		=	=	=	=

Tableau 44 : Synthèse de l'ensemble des résultats obtenus dans cette étude : Effets de l'âge et de l'entraînement ; = : aucune différence significative n'a été observée ; ↓ : Diminution significative ; ↑ : Augmentation significative.

4 Discussion

Comme nous l'avons vu dans la revue bibliographique dans le cadre théorique, l'âge et l'entraînement peuvent altérer ou modifier l'architecture ou les propriétés mécaniques du complexe muscle-tendon, ayant des conséquences sur la balance posturale et les capacités de mouvement du corps entier. Néanmoins, les données de la littérature disponibles semblent montrer l'existence d'un seuil à partir duquel une augmentation de l'intensité d'entraînement ou de la durée de stimulation n'induirait pas de gain supplémentaire en termes de taux de synthèse protéique et de propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses. L'objectif principal de cette étude était de déterminer si un programme d'entraînement d'intensité modérée (entraînement en résistance à 55% d'1RM) affecte l'architecture tendineuse et ses propriétés mécaniques ainsi que les adaptations musculaires sur une population de jeunes adultes et de séniors sédentaires sains ; et de comparer ces effets à un programme d'intensité élevée (entraînement en résistance à 80% d'1RM) en ayant le même volume de travail que le groupe s'entraînant à intensité modérée sur la population de séniors. Les quelques rares études ayant utilisé un protocole similaire se sont intéressées à un groupe musculaire et son tendon associé, et le second objectif était comparer l'impact d'un entraînement sur deux groupes musculaires différents (Quadriceps vs Triceps Sural) sur les adaptations des tendons d'Achille et patellaire associées aux adaptations de ces groupes musculaires respectifs. Enfin, nous avons pu évaluer ces changements associés à l'âge et à la condition d'entraînement sur la balance posturale et les capacités de mouvement.

La discussion, menée dans les prochaines lignes, s'intéressera dans un premier temps aux effets de l'âge d'une population de jeunes adultes sédentaires sains par rapport à des séniors sédentaires sains sur l'ensemble des paramètres investigués dans cette étude, avant de discuter, dans une seconde partie, les effets de l'entraînement avec l'âge en fonction de l'intensité d'entraînement sur les différents domaines explorés.

4.1 Effets de l'âge

4.1.1 Architecture tendineuse

4.1.1.1 *Tendon patellaire*

Dans cette étude, l'aire de section transversale du tendon patellaire est significativement plus importante uniquement chez les séniors (~70 ans) sur une partie proximale (à 20% de la longueur relative du tendon) comparée au groupe de jeunes hommes sains (~25 ans). À notre connaissance, cette étude est la première à évaluer l'effet de l'âge sur la CSA du tendon sur toute l'excursion de celui-ci. En effet, seuls Carroll et al. (Carroll et al. 2008) se sont intéressés à quantifier l'effet de l'âge sur la CSA de la partie centrale ainsi que de chacune des insertions du tendon patellaire. Ces auteurs ont rapporté une CSA centrale du tendon significativement plus faible de -12% chez les séniors, comparée aux jeunes, sans toutefois observer de différences au niveau des insertions proximales et distales. Cependant, dans cette étude, la population recrutée était mixte et la proportion de femmes et d'hommes n'était pas identique dans chacun des deux groupes comparés (45% de femmes dans le groupe de jeunes contre seulement 38% de femmes dans le groupe de séniors). De plus, dans cette étude, les auteurs n'ont pas évalué l'effet du genre sur les données obtenues. Or, il a été montré que les hormones féminines (tels que les œstrogènes) peuvent réduire significativement la capacité de synthèse du collagène (Magnusson et al. 2007). Cette réduction induisant par conséquent une réduction de la capacité d'adaptation du tendon, et pouvant au moins partiellement expliquer les valeurs de CSA plus petite chez la femme comparativement à l'homme. Il est donc difficile de comparer les résultats de l'étude de Carroll et al. (Carroll et al. 2008) avec la présente étude, n'ayant pas inclus les mêmes populations (uniquement hommes vs population mixte).

En revanche, dans cette étude, l'aire de section transversale moyenne du tendon patellaire n'est pas affectée avec l'âge. D'autres études ont rapporté, soit des résultats similaires aux nôtres entre des populations de jeunes et de séniors pour le tendon patellaire (Carroll et al. 2008; Coupe et al. 2009; Couppé et al. 2014; Quinlan et al. 2018), soit une CSA moyenne plus importante chez des séniors comparée à celle des jeunes (Couppé et al. 2014). Comme précisé dans la revue bibliographique, il est important de prendre en compte l'historique d'activité physique des sujets pour permettre une comparaison des résultats non biaisée par ce paramètre. En effet, Couppé et al. (Coupe et al. 2009; Couppé et al. 2014) ont rapporté que chez des jeunes et des séniors athlètes ayant un niveau d'activité physique comparable, l'aire de section transversale du tendon patellaire était identique dans les deux groupes de sujets.

En terme de composition du tendon patellaire, il a été montré que la quantité de collagène diminue (Couppe et al. 2009) ou reste inchangée (Couppé et al. 2014) avec l'âge. Concernant la concentration de ponts liants non-enzymatiques par rapport la quantité de collagène déterminée par biopsie, celle-ci est cinq fois plus abondante avec l'âge chez des sujets sédentaires (Couppé et al. 2014) ou presque sept fois pour des sujets pratiquant une activité régulière (Couppe et al. 2009). Nos résultats montrent que la quantité de ponts-liants non enzymatiques (déterminée par autofluorescence de la peau dans notre étude) est plus importante pour le groupe de séniors comparativement au groupe de jeunes et ce quel que soit le site de mesure : jambe (+117%) ou avant-bras (+73%). Couppé et al. (Couppé et al. 2014) ont également montré une accumulation de ponts-liants non enzymatiques plus importante chez les séniors de 45% comparée à un groupe de jeunes avec cette méthode non invasive. Les ponts-liants AGEs, incluant la pentosidine, se forment lorsque les résidus d'acides aminés dans les protéines à longue durée de vie comme la triple hélice de collagène, entrent en contact avec le glucose et modifient la structure du tissu conjonctif. Dans cette étude, les sujets séniors montrent une hémoglobine glyquée et une glycémie à jeun plus importante que les jeunes. Un taux élevé de glucose dans le sang et une tolérance réduite au glucose pourrait expliquer une densité des ponts-liants plus élevée dans les tendons chez les séniors sédentaires comparé au groupe de jeunes. Cette glycation augmente la distance entre les molécules de collagène dans les fibrilles du tendon. Les ponts-liants non enzymatiques semblent contribuer aussi à une diminution de la quantité d'eau dans le tendon avec l'âge et provoquerait ainsi une déshydratation du collagène (Miles et al. 2005). À l'inverse, des dépôts lipidiques (cholestérol) peuvent s'accumuler dans le tendon avec l'âge (Adams et al. 1974).

Ces évènements combinés (diminution ou non modification de la quantité de collagène, augmentation du nombre de pont-liants, déshydratation du collagène, augmentation des dépôts lipidiques) pourraient expliquer l'absence de différence de structure au point de vue de la CSA avec l'âge sur le tendon patellaire.

4.1.1.2 Tendon d'Achille

La présente étude rapporte, pour la première fois à notre connaissance, l'évolution de l'aire de section transversale du tendon d'Achille tout au long de son excursion pour une population de jeunes hommes et une population de séniors sains. Nos résultats montrent que la CSA est significativement plus importante chez les séniors sur 70% de la longueur du tendon d'Achille (allant de la partie centrale jusqu'à l'insertion proximale) comparée à celle du

groupe de jeunes. Les études menées sur le tendon d'Achille montrent des résultats divergents. En effet, certaines études rapportent une augmentation de l'aire de section transversale dans la partie la plus fine du tendon d'Achille avec l'âge (Magnusson et al. 2003a; Stenroth et al. 2012), alors que d'autres rapportent une diminution (Onambele et al. 2006). Ces résultats contrastés peuvent s'expliquer au moins partiellement au regard de la méthode d'investigation de la CSA utilisée dans les études précédemment citées. En effet, certains auteurs ont utilisé la technique d'imagerie échographique ou IRM pour apprécier la CSA du tendon à une distance déterminée de l'insertion distale avec le calcanéum de 1,2 et 3 cm pour Onambélé et al. (Onambele et al. 2006), de trois centimètres pour Magnusson et al (Magnusson et al. 2003a), et de quatre centimètres pour Stenroth et al. (Stenroth et al. 2012)). Ces sites d'exploration sont déterminés uniquement en fonction d'une distance fixe par rapport à l'insertion distale et ne prennent donc pas en considération la longueur du tendon des sujets inclus dans ces différentes études. Un tendon d'Achille étant en moyenne de l'ordre de cinq centimètres, il en ressort donc que dans ces différentes études les mesures de CSA sont effectuées à des endroits sensiblement différents du tendon (proportionnellement à sa longueur). Certains étant sur la partie plus proximale, d'autres sur la partie centrale, ou enfin sur la partie plus distale du tendon d'Achille suivant les auteurs. Il n'est donc pas possible de comparer les résultats ainsi obtenus par ces différentes études. De plus, connaissant la variabilité inter-individuelle dans la longueur du tendon d'Achille, la forme particulière de la courbe d'évolution des CSA du tendon d'Achille, et les adaptations localisées à certaines parties du tendon plutôt qu'à d'autres, les résultats de ces études doivent être interprétés avec infime précaution.

Dans cette étude, l'aire de section transversale moyenne du tendon d'Achille est significativement plus élevée chez les séniors que pour la population de sujets jeunes. Les sujets de notre étude étaient sédentaires ou peu actifs. Cependant, la population de séniors a une masse corporelle plus élevée de 6.8% (sans toutefois être significative) que les jeunes ce qui pourrait expliquer que la charge d'activités de la vie quotidienne en vieillissant influence l'hypertrophie du tendon d'Achille. Une autre hypothèse possible pour expliquer cette différence de taille de CSA sur le tendon d'Achille entre la population de jeunes et de séniors pourrait se trouver dans la configuration d'attachement de ce tendon. En effet, le tendon d'Achille est directement attaché aux muscles qui le sollicitent, ce qui lui confère un rôle important dans le stockage et la libération d'énergie sans aucune perte directe (Dunn and Silver 1983), contrairement au tendon patellaire qui n'est pas en lien direct pour la restitution d'énergie puisque relié au muscle quadriceps via la rotule. Cette configuration d'attachement accorde donc au tendon d'Achille une composante élastique plus importante que sa composante visqueuse par rapport à d'autres tendons (Stenroth et al. 2012; Kösters

et al. 2014). Il est donc possible qu'en augmentant sa CSA au cours du vieillissement, la contrainte appliquée sur le tendon d'Achille soit réduite lors des sollicitations et permet donc de garder cette élasticité pour restituer l'énergie générée par les muscles. Ceci pourrait expliquer la valeur de CSA plus importante au niveau de l'insertion proximale du tendon d'Achille avec le soléaire chez les séniors. Il est donc possible que les tendons d'Achille et patellaire réagissent différemment au vieillissement, car ils sont morphologiquement et fonctionnellement différents (Stenroth et al. 2012).

4.1.1.3 Tendon d'Achille vs tendon patellaire

Dans cette étude, nous observons une non-modification de la CSA moyenne du tendon patellaire, contrairement à la CSA moyenne au tendon d'Achille qui augmente significativement de 22% avec l'âge. Il est important de noter que l'aire de section transversale moyenne du tendon patellaire est plus importante de 71% par rapport au tendon d'Achille chez les jeunes. Cependant, cet écart se réduit à 48 % chez les séniors. Comme précisé précédemment, le tendon d'Achille est directement en lien avec le groupe musculaire qui le sollicite, contrairement au tendon patellaire qui n'est pas en lien direct pour la restitution d'énergie puisque relié au muscle quadriceps via la rotule. Cette fonction différente pour le tendon d'Achille lui confère un rôle important dans le stockage et la libération d'énergie sans aucune perte directe (Dunn and Silver 1983). Avec les sollicitations mécaniques répétées avec l'avancé en âge, le tendon d'Achille pourrait, au niveau de sa jonction musculo-tendineuse, augmenter le nombre de fibrilles de collagène insérées profondément dans les myofibroblastes pour lui permettre une plus grande surface de contact entre la structure musculaire et la structure tendineuse, et permettre ainsi une plus importante résistance à la traction. Cette hypothèse est supportée dans notre étude par le fait que l'évolution de la CSA du tendon d'Achille est significativement plus importante au niveau de l'insertion proximale avec le muscle soléaire chez les séniors comparée au groupe de jeunes.

A l'inverse le tendon patellaire ne montre pas de différence significative de la CSA entre les séniors et les jeunes. Sa configuration d'attachement entre deux systèmes osseux, ses insertions fibrocartilagineuses lui confère un ancrage et une dissipation/distribution des contraintes plus lisses (Benjamin et al. 2006).

4.1.2 Propriétés mécaniques du tendon

4.1.2.1 Tendon patellaire et aponévrose du muscle vaste latéral (VL)

À notre connaissance, il n'y a pas d'étude qui décrive ensemble les effets de l'âge sur les propriétés mécaniques du tendon patellaire et de l'aponévrose du muscle vaste latéral *in vivo*. Les études s'intéressent uniquement à l'investigation d'une de ces 2 structures.

Dans cette étude, la force maximale du tendon patellaire est plus faible avec l'âge. Ce qui est en accord avec d'autres études qui ont également rapporté une diminution de la force du tendon patellaire (entre ~19 et 44%) chez les séniors par rapport à un groupe de jeunes (Tableau 1 - (Karamanidis and Arampatzis 2006; Carroll et al. 2008; Coupe et al. 2009; Couppé et al. 2014)). Une seule étude (Couppé et al. 2014) a montré une force équivalente entre les jeunes et les séniors. Cependant, dans cette dernière étude les sujets séniors sédentaires inclus ont été soigneusement appareillés (habitudes alimentaires, taille, poids et indice de masse corporelle similaires) pour correspondre au groupe de séniors athlètes. Par conséquent, dans cette étude de Couppé et al. (Couppé et al. 2014), les hommes âgés sédentaires ne représentent pas nécessairement la population moyenne d'âge similaire en ce qui concerne l'IMC et le profil sanguin. La force maximale du tendon discutée ci-dessus est directement liée à la capacité de génération de force du quadriceps et est en partie liée à la masse musculaire. Comme nous l'avons vu également dans cette étude, le volume musculaire du quadriceps est largement réduit avec l'âge, conduisant certainement à cette différence de force entre les jeunes et les séniors.

Il a été suggéré que la compliance des tendons et le délai électromécanique de la contraction musculaire augmente avec le vieillissement (Reeves et al. 2003a), ce qui réduirait l'efficacité du transfert de la force et amplifierait le déclin de la fonction musculaire (Narici et al. 2005). Cependant les changements sur les propriétés mécaniques du tendon avec l'âge sont moins consensuels. Dans notre étude, nous relatons une contrainte et une déformation plus faible avec l'âge sur le tendon patellaire à niveau de force maximale. Dans la littérature, il est constaté que la contrainte maximale et la capacité de déformation maximale sont réduites (Carroll et al. 2008; Coupe et al. 2009; Couppé et al. 2014) sans que ces deux paramètres soient significativement différents entre les jeunes et les séniors sédentaires pour les deux dernières études. Cependant la diminution de la contrainte maximale et de la capacité de déformation maximale semble d'avantage due à un niveau de force développée plus faible pour le groupe de séniors comparativement au groupe de jeunes qu'à un effet de l'âge. On constate également, dans notre étude, une raideur et un

module de Young plus élevés chez les jeunes que les séniors sans être significativement différents. Des résultats équivalents ont également été rapportés par d'autres auteurs (Carroll et al. 2008; Couppe et al. 2009), ce qui laisse penser que l'âge ne semble pas altérer la pente des relations force-déformation (raideur) et contrainte-déformation (Module de Young) du tendon patellaire. Cependant Couppe et al. (Couppe et al. 2014) ont apporté des résultats nuancés ces propos pour le tendon patellaire. Le module de Young était bien plus élevé chez les jeunes non-entraînés (+33%) par rapport à un groupe de séniors sédentaires à niveau de force maximale. Cependant, lorsque les modules de Young étaient comparés à un niveau de force commun pour les deux groupes (jeunes et séniors), les valeurs de modules de Young étaient similaires avec l'âge. Il en est de même pour notre étude lorsque l'ensemble des paramètres mécaniques ont été calculés à un niveau de force commune, aucune différence significative n'a été observée. Ces résultats suggèrent que les propriétés élastiques du tendon patellaire ne sont pas altérées par le déclin de la force musculaire du quadriceps. Cette absence de modification sur le tendon patellaire avec l'âge est surprenante compte tenu de la masse et de la force musculaire largement réduites du quadriceps, de la réduction de sollicitations mécaniques du tendon dans la vie quotidienne avec l'âge et des changements cellulaires du tendon décrits dans la revue bibliographique. Cependant, il est possible que la réduction de sollicitations mécaniques du tendon patellaire avec l'âge puisse entraîner des altérations structurelles (augmentation de quantité de ponts-liants) influençant l'intégrité du tendon.

À l'inverse du tendon patellaire, nous constatons dans notre étude une augmentation avec l'âge des capacités d'élongation et de déformation maximales de l'aponévrose du muscle VL. D'autres auteurs ont rapporté des résultats contradictoires. En effet, certains ont mis en évidence soit une réduction de la capacité d'élongation et de déformation de l'aponévrose du muscle VL lors de la contraction maximale avec l'âge (Kubo et al. 2007a), soit des valeurs inchangées (Karamanidis and Arampatzis 2006; Mademli et al. 2008). Cependant, les valeurs de capacité maximale d'élongation de l'aponévrose du muscle VL, obtenues pour le groupe de jeunes dans la présente étude, semblent être légèrement plus faibles que la littérature (21.2mm). En effet, d'autres ont rapporté des capacités d'élongation maximale comprises entre 26.8 et 30.7mm pour une population de jeunes âgés de 23 ans (Kubo et al. 2005; Kubo et al. 2007a). Il en est de même pour la capacité de déformation maximale du groupe de séniors de notre étude. Pour ce groupe, les valeurs de déformation atteignent 6.5% à force maximale. D'autres auteurs ont rapporté des valeurs de déformation plus élevées allant de 8.8% à 11.9% (Kubo et al. 2007a; Mademli et al. 2008)). Il est à noter que, dans ces études, les positions angulaires de la hanche et du genou sont différentes d'une étude à l'autre et ne sont pas identiques à celles de notre protocole. Certaines études

utilisent des positions qui permettent d'empêcher l'étirement de l'aponévrose à l'état de repos (angle du genou à 130° et angle de hanche à 140°) (Karamanidis and Arampatzis 2006), quand d'autres utilisent des angles de hanche à 80° et angles de genou à 90° (Kubo et al. 2005; Kubo et al. 2007a), proches de notre protocole, afin de maximiser le couple développé par l'articulation du genou lors de la contraction du quadriceps (Kubo et al. 2006c). Néanmoins, malgré ce manque de consensus sur les méthodes, les résultats de notre étude vont dans le sens de précédentes études faites sur le vieillissement du complexe muscle-tendon. En effet, Narici et al. (Narici et al. 2003) ont observé une diminution de 10% de la longueur des fibres musculaires du gastrocnémien médial et une réduction de 13 % de l'angle de pennation des fléchisseurs plantaires. Ces résultats ont été confirmés dans une seconde étude ayant induit les mêmes changements (Morse et al. 2005a). Cette modification architecturale est accompagnée d'une réduction de la raideur du tendon d'Achille de 10%, attribuable à des changements des propriétés du matériau, comme le suggère une diminution de 14% du module de Young (Narici and Maganaris 2006). Ainsi, nous pouvons supposer le même comportement pour l'aponévrose du VL, une réduction de volume du muscle vaste latéral (l'angle de pennation est réduit avec l'âge (Kubo et al. 2003a; Mademli et al. 2008)) entraînant un étirement plus important sur la structure du tendon. Ce complexe devenant plus compliant (plus élastique), la raideur venant de la relation force-élongation devient alors plus faible avec l'âge. Phénomène que nous observons dans la présente étude. Cette modification serait donc due également à un changement des propriétés du matériau puisque nous observons également une diminution du module de Young. Cependant, les raisons de ce changement sur la structure tendineuse de l'aponévrose restent méconnues. Comme précisé dans la revue bibliographique, l'augmentation du nombre de ponts-liants non-enzymatiques avec l'âge milite pour une augmentation de la raideur du tissu. Cependant, d'autres facteurs, comme une augmentation de la concentration en élastine (observé sur d'autre tissu conjonctif humain (Cattell et al. 1996)) ou une réduction en eau et en glycosaminoglycane de la matrice extracellulaire, peuvent agir en faveur d'une augmentation de l'élasticité du tissu (Tuite et al. 1997; Kjaer 2004).

Il est intéressant de noter que Kubo et al. (Kubo et al. 2005) ont rapporté qu'il n'y avait pas de corrélation significative entre la déformation maximale de l'aponévrose et du tendon que ce soit lors de l'extension du genou ou lors de la flexion plantaire.

4.1.2.2 Tendon d'Achille et jonction musculo-tendineuse du Gastrocnémien médial (GM)

À notre connaissance, cette étude montre pour la première fois les propriétés mécaniques du tendon d'Achille libre entre une population de jeunes et de séniors. Une seule étude s'est intéressée à évaluer les capacités d'élongation du tendon d'Achille libre sur une population de 10 jeunes afin d'en quantifier les propriétés mécaniques par technique d'imagerie échographique (Kongsgaard et al. 2011). La force maximale du tendon d'Achille libre rapportée dans la présente étude pour notre groupe de jeunes est plus importante de +56% comparée aux valeurs rapportées par Kongsgaard et al. (Kongsgaard et al. 2011). Cette différence importante peut ainsi expliquer des valeurs de déformation maximale plus importante (+48%) dans notre cohorte de jeunes ainsi que l'écart-type important que nous constatons sur nos données. Avant d'évoquer les différences observées sur nos paramètres avec l'âge de nos deux populations, il est important de signaler que les valeurs de raideur et module de Young obtenues au cours de cette étude sur le tendon d'Achille libre sont plus élevées que les valeurs précédemment rapportées par d'autres estimant les propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse du GM en utilisant la même technique d'imagerie échographique (Rosager et al. 2002b; Magnusson et al. 2003b; Hansen et al. 2003; Onambele et al. 2006; Arampatzis et al. 2010; Fouré et al. 2010).

Dans notre étude, nous rapportons une diminution significative de la force maximale, de la raideur, de la contrainte maximale, et du module de Young avec l'âge pour les mesures faites sur le tendon d'Achille libre ou sur la jonction musculo-tendineuse du GM à force maximale. Tous les auteurs ont rapporté des diminutions de la force maximale du tendon avec l'âge, soit dans le même ordre de grandeur que notre étude de -26% (Karamanidis and Arampatzis 2006), soit plus importante de -47% (Magnusson et al. 2003a), -45% (Onambele et al. 2006), ou -78% (Stenroth et al. 2012). Il est à noter que sur ces trois dernières études, les populations recrutées étaient mixtes (Onambele et al. 2006; Stenroth et al. 2012), ou exclusivement féminines (Magnusson et al. 2003a). Cela peut donc générer des différences de genre ou augmenter l'écart de valeurs constaté entre jeunes et séniors du fait des modifications hormonales engendrées avec l'âge chez la femme. Néanmoins, la diminution de la force du tendon est directement liée à la diminution de la capacité musculaire lors de la contraction, elle-même liée à une réduction de la masse du muscle associé au tendon. Nous constatons dans notre étude une diminution du volume musculaire du triceps sural avec l'âge. Comme nous l'avons vu dans la revue de littérature, cette diminution de masse musculaire entraîne une réduction de 20% de la force de flexion plantaire et peut ainsi altérer

la force nécessaire à la propulsion lors de la locomotion et augmenter le risque de chute (Onambele et al. 2006).

La transmission de cette force musculaire au système ostéo-articulaire est également altérée par un tendon plus compliant avec l'âge. En effet, nous constatons dans la présente étude que la raideur du tendon d'Achille libre ainsi que de la JMT avec le GM sont plus faibles pour le groupe de séniors comparé au groupe de jeunes de respectivement -32% et -18%. Certains auteurs ont également rapporté une diminution de la raideur de la JMT avec le GM avec l'âge (Onambele et al. 2006; Stenroth et al. 2012), quand d'autres n'ont constaté aucune différence significative entre des jeunes et des séniors (Karamanidis and Arampatzis 2006). Pour ces derniers auteurs, deux populations ont été étudiées : un groupe de jeunes et de séniors pratiquant la course à pied de façon régulière (30 à 100km par semaine depuis au moins 10 ans), et un groupe de jeunes et de séniors non actifs. Karamanidis et Arampatzis (Karamanidis and Arampatzis 2006) n'ont pas constaté de différences significatives de la raideur de la JMT avec le GM sur un groupe de coureurs réguliers. Il a été affirmé que la pratique régulière de la course à pied augmente l'aire de section transversale du tendon d'Achille (Magnusson and Kjaer 2003). En augmentant la section du tendon d'Achille et en maintenant une capacité d'élongation maximale équivalente, la raideur du tendon (pente de la relation force-élongation) est donc augmentée. Ceci permet d'expliquer pourquoi la raideur entre cette population de coureurs réguliers est restée inchangée avec l'âge.

En revanche, pour le groupe de sédentaires présentant une diminution importante de 33% de la raideur avec l'âge sans être significativement différente, ce résultat est difficilement lisible. Une des explications possibles réside peut-être dans le calcul de la raideur qui a été normalisée par la déformation pour réduire les différences entre sujets de la longueur au repos. Avec une force plus faible chez les séniors sédentaires que les jeunes et tout en maintenant une capacité d'élongation du tendon équivalente, en supposant que la raideur ne soit pas normalisée avec la déformation lors de la recherche de ces auteurs (Karamanidis and Arampatzis 2006), on peut supposer qu'une diminution de raideur avec l'âge soit constatée également. Les différentes études précédemment citées semblent donc mettre en évidence que l'âge semble associé à une diminution de force maximale du tendon avec ou sans changement de la capacité d'élongation de celui-ci. Dans notre étude, nous ne rapportons pas de modification de la capacité d'élongation du tendon d'Achille ni même de la JMT avec le GM. Nos résultats sont en accord avec certains auteurs (Karamanidis and Arampatzis 2006), alors que d'autres ont rapporté une augmentation (Morse et al. 2005b; Onambele et al. 2006), ou même une diminution (Kubo et al. 2007b; Kubo et al. 2007a; Stenroth et al. 2012) avec l'âge de la capacité d'élongation de l'aponévrose du GM. Cette hétérogénéité dans les résultats obtenus par les différents chercheurs peut s'expliquer par

une utilisation de méthodologie différente suivant les études (lieu de suivi de l'aponévrose, marqueur externe sur la peau ou mesure à partir du calcanéum). Cette variabilité de résultats peut également s'expliquer par les changements des propriétés mécaniques du matériau. En effet, il a été montré que le module de Young diminue avec l'âge et cela, que la capacité de déformation soit plus importante avec l'âge (Onambele et al. 2006), qu'elle le soit moins (Stenroth et al. 2012), ou qu'elle ne soit pas modifiée comme c'est le cas dans la présente étude. De plus, dans notre étude, nous constatons que lorsque les propriétés mécaniques sont calculées à un niveau de force commune correspondant à 1500N, le module de Young du tendon d'Achille libre et de la JMT avec le GM est significativement plus faible chez les séniors comparé au groupe de jeunes. Ces résultats indiquent donc que le vieillissement affecte la capacité du tendon d'Achille à adapter ses propriétés mécaniques aux exigences fonctionnelles établies (maintien de l'équilibre, stabilité de l'articulation, mobiliser le corps) par le muscle. L'augmentation de la CSA constatée semble donc être un mécanisme relativement lent qui, cependant, permet avec l'âge d'appliquer une contrainte plus faible à des niveaux de forces similaires. Cette diminution de la contrainte appliquée permet donc de diminuer le risque de blessure du tendon d'Achille avec l'âge.

4.1.3 Architecture musculaire

La diminution de la masse musculaire se produit avec l'âge et une meilleure compréhension de cette atrophie musculaire est nécessaire pour tenter de prévenir ou de minimiser ce phénomène. À l'aide des courbes d'évolutions des aires de sections transverses des muscles du quadriceps et du triceps sural tout au long de leur excursion pour une population de séniors et de jeunes obtenues dans cette étude, celles-ci peuvent permettre d'observer si la perte musculaire est un phénomène homogène ou s'il y a une perte musculaire spécifique à une région musculaire avec l'âge.

4.1.3.1 ACSA et volume des muscles du quadriceps

Dans cette étude, nous montrons que la distribution des aires de section transverses normalisées avec l'ACSA maximale n'est pas affectée par l'âge sur les muscles VL, VI, et VM. Nous montrons également que l'âge induit un effet homogène tout au long de l'excursion de ces muscles. En revanche, nous avons pu observer que le rectus femoris est affecté par l'âge à son extrémité proximale. Un des objectifs de cette partie de l'étude résidait dans l'établissement de courbes de références d'évolution de la CSA tout au long de l'excursion du muscle plus précises que celles disponibles dans la littérature pour le muscle

quadriceps, et également d'établir pour la première fois des courbes de référence pour le triceps sural. En effet, la seule étude rapportant des équations d'évolution des ACSA est l'étude de Morse et al. (Morse et al. 2007). Dans cette étude, les auteurs présentent des équations polynomiales du troisième ordre uniquement pour les muscles du quadriceps. De plus, pour certains muscles, ces auteurs ne disposaient que d'une partie des données de l'excursion musculaire, les ajustements polynomiaux ayant donc été appliqués sans une partie des données réelles. Les ajustements polynomiaux rapportés dans la présente étude sont donc plus précis puisque s'appuyant sur un grand nombre de sujets, une segmentation plus fine, et une exploration de l'ensemble de la longueur de chacun des muscles individuels du quadriceps.

Le rectus femoris est un muscle bipenné et biarticulaire, sollicité lors de l'extension de genou et lors d'une flexion de hanche. Il n'est pas dominant dans l'extension de genou en partant d'une position assise contrairement aux trois autres chefs du quadriceps. De plus, le rectus femoris est un fléchisseur de hanche plus faible lorsque le genou est allongé parce qu'il est déjà raccourci. Les différentes parties du quadriceps ont probablement des fonctions légèrement différentes et pourraient donc être soumises à des stimuli métaboliques ou mécaniques différents en raison du vieillissement musculaire. Alors que chacun des quatre chefs du quadriceps est moins volumineux avec l'âge, une étude a rapporté que le degré d'atrophie du rectus femoris était supérieur à celui du vaste médial et du vaste intermédiaire chez des femmes plus âgées comparé à des jeunes femmes (Maden-Wilkinson et al. 2013). Cependant la raison pour laquelle courbe des ACSA sur la partie proximale de ce muscle est altérée avec l'âge reste méconnue.

Dans notre étude, le volume total du quadriceps est significativement diminué avec l'âge. Nous avons également pu constater une réduction avec l'âge du volume de chacun des quatre chefs, mais significativement différente uniquement sur le VL, VM et RF. D'autres auteurs ont également montré une diminution du volume des quatre muscles du quadriceps avec l'âge chez l'homme et la femme (Maden-Wilkinson et al. 2013), ou simplement de la CSA du quadriceps chez l'homme (Coupe et al. 2009; Couppé et al. 2014), mais aussi de l'épaisseur totale du quadriceps (Kubo et al. 2007a). Cette réduction du volume musculaire est principalement due à une diminution de l'angle de pennation et de la longueur des fascicules (Narici et al. 2003) ainsi qu'une atrophie évidente de la CSA des fibres musculaires (Andersen 2003). Même si certains auteurs ne rapportent pas de modifications sur ces mêmes paramètres en investiguant uniquement un muscle du quadriceps (VL) (Karamanidis and Arampatzis 2006), une réduction de 26% de l'angle de pennation et de 7% de la longueur des fascicules avec l'âge a été observée dans le vaste latéral (Kubo et al. 2003a).

4.1.3.2 ACSA et volume des muscles du triceps sural

Concernant les muscles du triceps sural, à notre connaissance, notre étude est la première présentant des équations d'évolution des ACSA pour les trois muscles constituant le triceps sural. Les données issues de notre étude pourront donc servir de références afin de pouvoir évaluer le volume musculaire des muscles du TS à partir d'une ACSA unique, que ce soit pour une population de jeunes ou de séniors.

Comme pour le quadriceps, en comparant la répartition des ACSAs musculaires entre les groupes âgés et jeunes, aucune différence n'a été trouvée dans la forme musculaire pour le soléaire et le gastrocnémien latéral. En revanche, l'âge semble avoir un effet sur l'évolution de la CSA du muscle gastrocnémien médial dans sa partie proximale. Il a été rapporté que l'angle de pennation du gastrocnémien médial et la longueur de ses fascicules sont largement diminués avec l'âge (Narici et al. 2003; Morse et al. 2005a). En revanche, pour les muscles gastrocnémien latéral et soléaire, seul l'angle de pennation est réduit avec l'âge (Morse et al. 2005a). La raison pour laquelle courbe des ACSA sur la partie proximale de ce muscle est altérée avec l'âge reste pour l'instant méconnue.

Dans notre étude, nous constatons que le volume du triceps sural est réduit en fonction de l'âge avec une diminution de volume du soléaire et du GL. De façon surprenante nous ne constatons pas de différence significative sur le GM avec l'âge, peut-être dû à un écart type trop important. D'autres études ont rapporté des diminutions du volume des muscles du triceps sural similaires avec l'âge (Morse et al. 2005a; Morse et al. 2005d; Stenroth et al. 2012). Ces auteurs rapportent également des changements dans la longueur des fascicules avec l'âge et de l'angle de pennation. Cette diminution du volume musculaire du triceps sural avec l'âge va ainsi générer moins de force lors de la contraction musculaire et donc induire un étirement du système tendineux moins important, ce qui provoquera une augmentation de sa compliance.

Enfin, concernant l'évolution des courbes des ACSA, nos données soulignent la nécessité d'utiliser des courbes de régressions différentes pour certains muscles selon l'âge ; que ce soit pour le muscle quadriceps ou pour le triceps sural, afin de tenir compte des effets de l'âge sur la structure musculaire.

4.1.4 Analyse du mouvement

4.1.4.1 Stabilité posturale

Dans notre étude, nous avons montré que l'âge réduit la surface du polygone de sustentation dans les deux conditions (yeux ouverts et yeux fermés), sans toutefois que cette diminution ne soit significative. En revanche, lors de l'exercice de stabilité nos résultats montrent que les déplacements antéro-postérieur et médio-latéral sont significativement plus importants pour le groupe de séniors comparé au groupe de jeunes. Les propriétés musculaires ainsi que les systèmes visuel, vestibulaire et somesthésique, sont impliqués dans le maintien de l'équilibre. Les muscles du membres inférieurs (les gastrocnémiens, quadriceps, ischio-jambiers) participent grandement pour permettre de répondre aux perturbations de l'équilibre (Horak and Nashner 1986; Loram et al. 2004; Loram et al. 2005b). Une étude vient appuyer ces propos en rapportant qu'une diminution des propriétés mécaniques du tendon d'Achille et de la force musculaire engendraient un déclin de la stabilité posturale (Onambele et al. 2006). Dans la présente étude, nous avons rapporté que le volume musculaire des muscles quadriceps et triceps sural diminuait avec l'âge induisant ainsi une diminution de la capacité de développement de la force, et que les tendons étaient également plus compliants chez les séniors comparé aux jeunes. En observant les corrélations entre les propriétés mécaniques des tendons avec l'âge et les paramètres issus de l'analyse du mouvement, nous remarquons également que les propriétés mécaniques des tendons affectent négativement les capacités d'équilibre du sujet avec l'âge. Dans notre étude, les déplacements du centre de pression sont augmentés avec l'âge dans les conditions yeux fermés, soulignant que la déficience visuelle constitue un handicap majeur et met en évidence que le système visuel fait grandement partie de la contribution à l'équilibre pour la personne âgée (Perrin et al. 1997). D'autres auteurs ont également montré une corrélation entre les propriétés mécaniques du tendon et le maintien de l'équilibre et ont ainsi souligné l'importance de l'élasticité du complexe muscle-tendon dans le maintien postural (Rack et al. 1983). En effet, le complexe muscle-tendon fait partie des mécanismes de rétroaction responsables de l'équilibre, et un retard de la réaction aux perturbations de l'équilibre est critique. Le ralentissement de la contraction musculaire aurait donc un effet négatif sur l'équilibre postural (Loram and Lakie 2002). De plus, un tendon plus compliant avec l'âge, augmentant le délai de transmission de la force musculaire, permettrait d'expliquer les déplacements du centre de pression plus important chez les séniors comparé aux jeunes (Nurse and Nigg 2001).

4.1.4.2 Saut en contre mouvement (CMJ)

Dans notre étude, les paramètres évalués lors du CMJ (hauteur de saut, force maximale, puissance maximale, vitesse maximale) sont tous plus faibles avec l'âge. Les valeurs que nous observons dans cette étude sont en accord avec la littérature pour les séniors (Chi et al. 2013) ou pour les jeunes (Kubo et al. 2006d). Cette diminution des performances de saut avec l'âge peut s'expliquer par la diminution de la masse musculaire du membre inférieur associée à des tendons plus compliants. Ceci engendrant, en plus d'une augmentation du délai de transmission de la force musculaire au système squelettique, une dissipation plus importante de l'énergie mécanique dans le tendon induisant une diminution de la performance lors d'un mouvement explosif. En effet, Bojsen-Møller et al. (Bojsen-Møller et al. 2005) ont montré qu'il y avait une corrélation positive entre la hauteur de saut et la raideur de l'aponévrose du VL. Les sujets montrant les plus importantes hauteurs de sauts étant ceux ayant une raideur de l'aponévrose du VL plus importante. Cependant, il faut rappeler que plusieurs facteurs, autres que la réponse physiologique, interviennent pour la réalisation de la performance maximale lors de ce type d'exercice comme l'aspect psychologique (la peur de se blesser), l'aspect proprioceptif (connaissance de son corps). Pour compléter ces propos, il a été rapporté que la pratique régulière du tai-chi chez des séniors (art martial orienté vers la spiritualité et la connaissance du corps) permet d'augmenter significativement la performance de hauteur de saut par rapport à un groupe de séniors servant de groupe contrôle (Chi et al. 2013; Huang 2016). En d'autres termes, la proprioception et la confiance du sujet sont potentiellement des facteurs clés pour ce type d'exercice chez les séniors.

4.1.4.3 Lever de chaise

Dans notre étude, nous montrons que pour le test de lever de chaise le temps de lever est similaire entre jeunes et séniors. Ce résultat peut s'expliquer par le protocole expérimental utilisé. En effet, l'instruction donnée aux sujets était de se lever à allure normale (reflétant d'avantage les conditions de vie réelle). Cependant, concernant le temps de stabilisation une fois en position érigée, nous avons constaté un délai plus important chez les séniors que chez les jeunes. Ce temps de stabilisation est calculé comme le temps entre le moment où la force verticale atteint le poids de corps et le moment où la force verticale oscille dans un intervalle de $100 \pm 1\%$ du poids corporel du sujet. Cette différence entre les deux groupes indique que la population de séniors montre d'avantage de mouvements oscillatoires pour se stabiliser après le lever de chaise que les jeunes. Une fois encore, ce constat est en faveur

de l'hypothèse selon laquelle le complexe muscle-tendon est moins efficace avec l'âge et induit une diminution de la capacité de mouvement, ici la stabilisation corporelle en fin de mouvement.

L'angle minimum de flexion du tronc lors de la phase de lever est plus faible chez les jeunes que chez les séniors dans notre étude. Ce résultat indique que les jeunes utilisent une stratégie de mouvement impliquant une vitesse de déplacement plus élevée du centre de masse, créée par la flexion du tronc. À l'inverse, les séniors montrent une stratégie utilisant une quasi-absence de flexion du tronc lors de cet exercice de lever de chaise, limitant ainsi le déséquilibre. Ce résultat est particulièrement intéressant car la population de séniors impliquée dans notre étude est en bonne santé, mais adopte pourtant une stratégie plutôt employée par des personnes âgées présentant des capacités fonctionnelles diminuées (comme l'incapacité de descendre quatre escaliers consécutifs ou l'incapacité de se lever d'une chaise dont la hauteur est inférieure à celle du genou) (Hughes et al. 1994; Hughes and Schenkman 1996; Scarborough et al. 2007). En adoptant cette stratégie, le déséquilibre est réduit laissant le sujet dans une posture de confiance comparé à une inclinaison plus importante du tronc induisant un plus fort déséquilibre postural. Suite à l'entraînement, il est donc intéressant de voir comment ce paramètre évolue pour notre population de séniors.

Enfin, pour l'exercice du plus grand nombre de levers de chaise réalisé en 30 secondes, notre étude montre que le nombre de répétitions est légèrement plus élevé pour le groupe de jeunes sans être toutefois significativement différent entre les deux groupes. Le groupe de jeunes montrant un complexe muscle-tendon plus raide et une force musculaire plus importante nous pourrions nous attendre à un nombre de répétitions plus important que les séniors. Toutefois ce n'est pas le cas ici. Une étude a montré une diminution du nombre de répétitions lors de ce test de lever de chaise durant 30 secondes entre une population de séniors (60-69 ans) et des séniors plus âgés (70-80 ans) (Milanovic et al. 2013). Ce qui pourrait indiquer que cet exercice de répétition pourrait être dégradé avec un âge plus avancé que celui de notre population de séniors.

4.2 Effets de l'entraînement

4.2.1 Architecture tendineuse

4.2.1.1 *Tendon patellaire*

Dans notre étude, l'aire de section transversale du tendon patellaire est significativement plus importante sur sa partie distale pour les trois groupes d'entraînement. Son hypertrophie est également localisée sur la partie proximale pour le groupe de jeunes s'étant entraîné à 55% de 1RM (J55), et le groupe de séniors s'étant entraîné à 80% de 1RM (S80). Le groupe S55 montre également une hypertrophie du tendon patellaire dans sa partie centrale, en plus de celle observée sur sa partie distale.

Pour les séniors, dans une seule étude, les auteurs ont relaté que la CSA du tendon patellaire tend vers une augmentation (+5% ; $p=0.069$) sur sa partie distale suite un entraînement sur ergocycle d'un groupe de femmes séniors à une intensité d'entraînement correspondant à 70% de la fréquence cardiaque (Standley et al. 2013). Cependant, une autre étude n'a pas observé d'hypertrophie du tendon patellaire le long de son excursion (Carroll et al. 2011) à une intensité d'entraînement de résistance de 74% sur une population mixte mais avec un nombre de sujets relativement faible (6 hommes, 1 femme). Dans notre étude, la taille des échantillons de sujets permet peut-être d'observer une augmentation fine de l'hypertrophie du tendon lors d'un entraînement en résistance.

L'effet hypertrophique de l'entraînement sur le tendon patellaire au niveau des parties proches de ses insertions a été montré par d'autres auteurs sur deux groupes de jeunes s'étant entraînés pour l'un à 70% de 1RM et un volume de travail équivalent avec plus de répétitions pour l'autre (Kongsgaard et al. 2007). Une autre étude a également rapporté une hypertrophie localisée sur la partie centrale et distale du tendon patellaire suite à un entraînement en résistance à une intensité de 80% de 1RM (Seynnes et al. 2009). Plus récemment, Farup et al. (Farup et al. 2014) ont montré une augmentation de la CSA du tendon patellaire sur sa partie proximale (+9.7%) suite à un entraînement de résistance en excentrique à une intensité élevée (110% de 1RM).

En plus de l'hypertrophie localisée, nous constatons une augmentation de la CSA moyenne du tendon patellaire pour les trois groupes dans la présente étude. Hormis Stanley et al. (Standley et al. 2013) qui rapportent une augmentation de la CSA moyenne du tendon patellaire de 11 % chez les séniors, les autres études relatent une CSA inchangée suite à des programmes d'entraînement de résistance à des intensités élevées (>70% de CMV ou

1RM) pour une population âgée (Reeves et al. 2003a; Reeves et al. 2003b; Carroll et al. 2011; Grosset et al. 2014). À des intensités plus faibles pour les séniors, seuls Grosset et al. (Grosset et al. 2014) se sont intéressés à un entraînement de résistance chez les séniors à 40% de 1RM sans constater de différences significatives sur la CSA du tendon patellaire.

Concernant la population de jeunes, l'entraînement en résistance semble induire des augmentations assez modestes de la CSA du tendon patellaire de +6.3% pour Kongsgaard et al. et +3.8% pour Seynnes et al. (Kongsgaard et al. 2007; Seynnes et al. 2009) à des intensités élevées. Cependant, cela n'est pas observé par tous pour des intensités équivalentes (Reeves et al. 2003a; Kubo et al. 2006d; Kubo et al. 2006a; Kubo et al. 2006b; Kubo et al. 2009; Carroll et al. 2011; Malliaras et al. 2013; McMahon et al. 2013). La difficulté de comparaison de ces résultats réside dans l'application des protocoles d'entraînement différents (durée, nombre de répétitions, nombre de séries) pour chaque étude.

Néanmoins, cet effet de l'entraînement en résistance sur les structures tendineuses a également été mis en évidence chez des athlètes sollicitant préférentiellement une des deux jambes pour réaliser le geste de fente avant (Couppé et al. 2008). Il a ainsi été montré que la CSA du tendon patellaire est significativement plus importante de 20% pour la jambe dominante comparativement à la jambe non dominante. Ainsi le tendon s'hypertrophie suite à une sollicitation, ce qui est conforté par les études d'un entraînement isolé qui indique une augmentation de collagène dans les parties périphériques du tendon (Langberg et al. 1999; Langberg et al. 2001).

De plus, lorsque que le tendon est soumis à une charge répétée, la transduction du stimulus mécanique influence l'homéostasie de la matrice extra-cellulaire (MEC) et par conséquent, déclenche les signaux de régulation de l'activité métabolique des fibroblastes ; la production et sécrétion de facteurs de croissance qui induisent donc l'expression et la synthèse du collagène (Kjaer 2004). Même si il existe peu d'information dans la littérature sur les effets de l'entraînement contrôlé sur la perturbation homéostatique et les réponses adaptatives des tendons *in vivo*, des études *in vitro* ont démontré l'existence d'un seuil dans l'amplitude de déformation des tendons induisant la prolifération des fibroblastes (Yang et al. 2004), la stimulation de l'expression des gènes des médiateurs inflammatoires tels que la collagénase interstitielle (Lavagnino et al. 2003) ou la prostaglandine E2 (Wang et al. 2003). On peut donc penser qu'il existe un seuil permettant le déclenchement de ces signaux pour synthétiser le collagène (Kjær et al. 2009). Dans le cas de notre étude, nous pouvons supposer que l'intensité d'entraînement des trois groupes a permis d'initier ce signal au niveau du tendon patellaire pour réduire la contrainte appliquée sur celui-ci durant la période d'entraînement.

4.2.1.2 Tendon d'Achille

L'aire de section transverse du tendon d'Achille est significativement plus importante au niveau de sa partie centrale et de son insertion proximale (au niveau de la jonction musculo-tendineuse avec le soléaire) suite à l'entraînement pour les deux groupes de séniors (S55 et S80). Les effets d'un entraînement en résistance à moyen terme sur le tendon d'Achille sur une population de séniors n'ont, à notre connaissance, jamais été rapportés. Il est donc difficile de comparer nos résultats avec les données de la littérature contrairement à la population de jeunes pour laquelle un nombre important d'études ont été effectuées. Pour le groupe de jeunes s'étant entraînés à 55% de 1RM, nous constatons une hypertrophie dans la partie centrale du tendon d'Achille. Des études ont rapporté également une hypertrophie localisée sur la partie centrale du tendon d'Achille (Arampatzis et al. 2007a), mais également sur sa partie proximale (Bohm et al. 2014) suite à des entraînements d'intensités élevées (90% de 1RM) lorsque le tendon était sollicité lors de contractions longues (six secondes) comme dans notre étude, contrairement à des contractions plus courtes (deux secondes) (Arampatzis et al. 2010).

L'aire de section transverse moyenne du tendon d'Achille est significativement augmentée suite à l'entraînement chez les séniors S80 et S55 et reste inchangée chez les jeunes. Certains auteurs ont constaté une augmentation significative de la CSA moyenne du tendon d'Achille suite à l'entraînement (Arampatzis et al. 2007a; Bohm et al. 2014), alors que d'autres rapportent également une augmentation sans toutefois que celle-ci soit significative (Kubo et al. 2002; Fouré et al. 2010). Cette disparité des résultats obtenus par les différents auteurs peut s'expliquer par la technique de mesure de la CSA utilisée. En effet, certains ont utilisé une technique d'imagerie échographique quand d'autres ont utilisé la technique d'imagerie IRM. Comme nous l'avons déjà discuté précédemment, la technique d'imagerie échographique pour la quantification de la CSA du tendon est moins précise que la technique IRM, ne permettant donc pas de détecter de faibles variations de taille de tendon suite à une période d'entraînement. Deux études (Arampatzis et al. 2007a; Arampatzis et al. 2010) ont également mesuré la CSA du tendon d'Achille tous les 10% de sa longueur à l'aide de l'imagerie IRM. Au cours de ces études, des sujets jeunes se sont entraînés à une intensité de 55% de 1RM durant 14 semaines, et les auteurs n'ont pas observé de différences au niveau de la CSA du tendon d'Achille suite à la période d'entraînement (+1.3 et +4.3%). Résultat similaire dans notre étude.

Comme évoqué prudemment dans la discussion sur les effets de l'âge, la différence de réponse hypertrophique du tendon d'Achille entre les jeunes et les séniors pourrait

s'expliquer dans la configuration d'attachement de ce tendon. En effet, le tendon d'Achille est directement attaché aux muscles qui le sollicitent. Le tendon d'Achille possède donc une composante élastique plus importante que sa composante visqueuse par rapport à d'autres tendons (Stenroth et al. 2012; Kösters et al. 2014). Cette composante élastique est potentiellement réduite avec l'âge. Il est donc possible qu'en augmentant sa CSA au cours de l'entraînement, la contrainte appliquée sur le tendon d'Achille soit réduite lors des sollicitations et permet donc de garder cette élasticité pour restituer l'énergie générée par les muscles.

4.2.2 Propriétés mécaniques du tendon

4.2.2.1 Tendon patellaire et aponévrose du muscle vaste latéral (VL)

Dans notre étude, nous constatons augmentation de la force du tendon patellaire pour les trois groupes d'entraînement. Ces résultats sont en accord avec la littérature pour la population séniors. En effet, d'autres recherches ont également rapporté une augmentation de la force du tendon patellaire suite à un programme d'entraînement avec des intensités allant de 40 à 80% de 1RM (Reeves et al. 2003b; Carroll et al. 2011; Grosset et al. 2014). Une seule étude conclue à une absence de modification de la force du tendon patellaire suite à une période d'entraînement mais en montrant toutefois une réduction importante de la capacité d'élongation maximale du tendon (Reeves et al. 2003a). Dans cette étude, il est à noter que la sonde échographique utilisée ne couvrait pas la totalité du tendon, ce qui ne permettait pas prendre en considération la rotation du tibia durant la contraction maximale en rampe. Les autres études ont montré une capacité d'élongation et de déformation maximale inchangée suite à une période d'entraînement (Carroll et al. 2011; Grosset et al. 2014). Dans notre étude, la capacité d'élongation maximale n'est pas significativement différente entre avant et après entraînement pour les trois groupes (J55, S55, et S80). En revanche la raideur du tendon patellaire a significativement augmenté suite à la période d'entraînement pour les séniors S80 (+34.5%), et S55 (+8.8%). Les études concernant des intensités d'entraînement élevées (>70% de 1RM) ont également rapporté des augmentations de raideur allant de +14% à 64% (Reeves et al. 2003a; Reeves et al. 2003b; Carroll et al. 2011; Grosset et al. 2014). Néanmoins, comme évoqué précédemment, l'évaluation de la capacité d'élongation maximale du tendon patellaire durant la contraction peut être biaisée en sous-estimant la rotation de l'articulation durant la contraction. Cette sous-estimation influence grandement la relation force-élongation, et donc la valeur de la raideur calculée à partir de

cette relation. Pour des intensités modérées, Grosset et al. (Grosset et al. 2014) ont rapporté une non-modification des valeurs de raideurs du tendon patellaire suite à la période d'entraînement à une intensité de 40% de 1RM. Dans notre étude, le module de Young du tendon patellaire a été significativement augmenté suite à l'entraînement chez les S80 contrairement au groupe S55. Dans la littérature, les auteurs ont rapporté une augmentation du module de Young avec l'entraînement pour des intensités élevées (>70% de 1RM) (Reeves et al. 2003a; Carroll et al. 2011; Grosset et al. 2014) mais des valeurs inchangées pour une intensité modérée (Grosset et al. 2014). Au regard la littérature et de nos résultats, ceci peut indiquer que le seuil permettant d'induire des modifications des propriétés du matériau pour le tendon patellaire se situe pour des sollicitations mécaniques correspondant à entre 55% et 70%.de 1RM.

Pour le groupe J55, la raideur du tendon patellaire est augmentée de 18.7% suite à la période d'entraînement à 55% de 1RM, associé à une tendance à une augmentation du module de Young ($P=0.08$). Pour des intensités élevées chez une population de jeunes, il n'y a pas de consensus. En effet, certains auteurs rapportent une augmentation de la raideur et du module de Young (Seynnes et al. 2009; Carroll et al. 2011; Malliaras et al. 2013), d'autres ne rapportent qu'une augmentation de la raideur (Kongsgaard et al. 2007), et d'autres encore ne montrent aucune modification des deux paramètres (Malliaras et al. 2013). Cette variabilité des résultats de la littérature peut être due à un protocole d'entraînement différent. Un autre point important peut-être le protocole de mesure utilisé. En effet, la contraction maximale permettant d'obtenir la relation force-élongation du tendon n'est pas uniforme entre les études (de quatre à dix secondes pour atteindre la CMV), ce qui influence grandement la relation force-élongation et les paramètres qui en découlent (Pearson et al. 2007).

Dans notre étude, nous constatons à la fois une augmentation de la raideur dans les conditions maximales de l'aponévrose du muscle VL pour les trois groupes, et également une augmentation du module de Young pour les deux groupes de séniors. L'effet de l'entraînement sur une population séniors de cette aponévrose est peu rapporté dans la littérature. Kubo et al. (Kubo et al. 2003b) ont observé l'effet d'un entraînement concentrique-excentrique au poids de corps sur des femmes d'âges moyens et indiquent un moment et une raideur augmentés suite à l'entraînement, sans toutefois que les résultats soient significativement différents. Ceci peut s'expliquer par une augmentation de la capacité d'élongation constatée également dans cette étude, faisant diminuer la pente de la relation force-élongation. L'indication de l'augmentation du module de Young pourrait indiquer que les propriétés du matériau de l'aponévrose du muscle VL soient changées suite à une sollicitation mécanique régulière.

Pour le groupe J55, la raideur de l'aponévrose du muscle VL est augmentée suite à l'entraînement dans notre étude. Certaines études ont montré des résultats similaires mais avec des valeurs de gains plus élevés (~+60%) (Kubo et al. 2001a; Kubo et al. 2001b; Kubo et al. 2006b; Kubo et al. 2009), ou une raideur inchangée (Kubo et al. 2001a; Kubo et al. 2003b; Kubo et al. 2006d; Kubo et al. 2006a; Kubo et al. 2006b; Kubo et al. 2009). Comme évoqué précédemment, il est difficile de pouvoir comparer ces différents résultats car le protocole d'entraînement est différent pour chaque étude.

4.2.2.2 Tendon d'Achille et jonction musculo-tendineuse du Gastrocnémien médial (GM)

La présente étude rapporte pour la première fois l'effet de l'entraînement à différentes intensités à moyens termes sur les propriétés mécaniques du tendon d'Achille ainsi que de la JMT avec le GM sur une population de jeunes et de séniors.

Les groupes S80 et S55 montrent une augmentation significativement des valeurs de force maximale, raideur, contrainte maximale, et module de Young du tendon d'Achille libre après la période d'entraînement de 12 semaines. Les gains de raideur et du module de Young du tendon d'Achille libre sont plus élevés pour le groupe S55 (~+40%) que pour le groupe S80 (~+30%). De même, le groupe de jeunes J55 montre une augmentation significative de la force maximale, de la raideur, de la contrainte maximale, et du module de Young du tendon d'Achille libre dans les mêmes ordres de grandeurs que le groupe S80 (~+30%). De plus, les valeurs des propriétés mécaniques de la jonction musculo-tendineuse (JMT) entre le tendon d'Achille et le muscle GM sont également augmentées à niveau de force maximale avant et après entraînement pour chaque groupe (J55, S55, et S80). Les études portant sur l'entraînement du triceps sural ont toutes rapporté une augmentation de la force de la JMT du GM (Kubo et al. 2002; Arampatzis et al. 2007a; Arampatzis et al. 2010) sans toujours constater de modifications des propriétés mécaniques chez les jeunes. En effet, certaines études ont rapporté une non-modification de la raideur de (+19.3% ; -7.9% ; -5.2% respectivement) à des intensités modérées (Kubo et al. 2007c; Arampatzis et al. 2007a; Arampatzis et al. 2010) ou élevées (Fletcher et al. 2010), alors que d'autres ont observé une augmentation de la raideur allant de +15 à 61% suite à un entraînement en résistance (Kubo et al. 2002; Burgess et al. 2007; Kubo et al. 2007c; Arampatzis et al. 2007a; Duclay et al. 2009; Arampatzis et al. 2010; Bohm et al. 2014). Cependant, il est difficile de tirer une conclusion de cette revue de littérature car certains paramètres essentiels à la compréhension de la charge appliquée lors de l'entraînement ne sont pas renseignés dans

certaines études (temps de contraction ; intensité) expliquant parfois des volumes de travail différents pouvant être jusqu'à cinq fois supérieurs pour des intensités équivalentes (80% de 1RM) (Kubo et al. 2002; Fletcher et al. 2010). Néanmoins, certains auteurs ont appliqué des volumes d'entraînement équivalents dans les différents groupes investis afin de ne faire varier qu'un paramètre à la fois et ainsi mieux expliquer les origines des adaptations constatées. Ainsi Arampatzis et al. (Arampatzis et al. 2007a; Arampatzis et al. 2010) ont montré que la JMT du GM développe une meilleure adaptation des propriétés mécaniques à une durée de sollicitation longue (six secondes de contraction ; +23% pour le YM ; +36% pour la raideur ; +10% sur la CSA moyenne après entraînement), plutôt qu'à une durée de contraction courte (deux secondes ; +17% pour le YM et la raideur ; pas de changement de CSA) pour un volume d'entraînement identique pour les deux groupes et à une intensité d'entraînement élevée (90% de CMV). Dans notre étude, le temps de contraction semble avoir été un facteur clé pour permettre l'adaptation des propriétés mécaniques du tendon malgré les différences d'âge et d'intensité des groupes d'entraînement comme l'ont suggéré Bohm et al. (Bohm et al. 2014) . Ces auteurs indiquent que des contractions de courte durée limitent la transduction du stimulus mécanique au niveau cellulaire en raison de la viscosité du tissu tendineux et, par conséquent, peut ne pas être optimale pour faciliter les réponses adaptatives du tendon. Arampatzis et al. (Arampatzis et al. 2007a; Arampatzis et al. 2010) avaient également montré que l'étirement plus important en contraction isométrique (~5% de déformation du tendon généré par une intensité élevée (90 % de CMV)) semblait induire une augmentation des propriétés mécaniques du tendon comparativement à un étirement plus faible (~3% de déformation du tendon généré par une intensité de 55 % de CMV). Cependant, dans notre étude, le mode de contraction concentrique ou excentrique a certainement permis un étirement suffisant sur le tendon d'Achille et sa JMT avec le GM pour permettre une adaptation de ces propriétés mécaniques malgré une intensité modérée de l'entraînement que ce soit chez des sujets jeunes ou séniors. De plus, lorsque les propriétés mécaniques sont calculées à niveau de force commune correspondant, il est intéressant de noter que la raideur et le module de Young sont significativement plus élevés suite à l'entraînement pour les trois groupes (~+15%) sur le AT libre alors qu'aucune différence n'est constatée sur la JMT du tendon d'Achille avec le GM. Nous pouvons donc constater que l'entraînement affecte le tendon d'Achille libre dans sa capacité à adapter ses propriétés du matériau à des niveaux de force plus faible alors la JMT du GM adapte ses propriétés à des niveaux de force plus importants. Ceci laisse supposer que le tendon d'Achille libre adapte sa capacité élastique à des niveaux de force plus faible pour répondre plus rapidement à la sollicitation musculaire contrairement à la JMT avec le GM qui semble avoir besoin d'une contraction importante pour modifier sa capacité élastique.

4.2.3 Architecture musculaire

Grâce à l'acquisition d'image IRM de la totalité des muscles, nous avons pu suivre l'adaptation des aires de section transverses et des volumes musculaires des muscles du quadriceps et du triceps sural sur un groupe de jeunes et un groupe de séniors de façon très précise à la suite d'une période d'entraînement à différentes intensités (55% vs 80% de 1RM).

4.2.3.1 ACSA des muscles du quadriceps et du triceps sural

À notre connaissance, aucune étude n'a relaté les évolutions des ACSAs des muscles du quadriceps et du triceps sural tout au long de leur excursion suite à une période d'entraînement. Les évolutions des aires de section transverses des muscles du quadriceps avec l'entraînement indiquent que les muscles VL des groupes S55 et S80 se sont hypertrophiés sur la partie médiale et proximale. À l'inverse, le groupe de jeunes a montré une hypertrophie de ce même muscle sur la partie médiale et distale suite à la période d'entraînement. Concernant le VI, les trois groupes ont montré une augmentation des ACSAs sur la partie médiale. Comparé au VM, l'entraînement a induit sur le VI une hypertrophie sur ses parties proximales et médiales uniquement chez les séniors. Enfin, l'entraînement n'a induit aucun changement d'ACSA tout au long de l'excursion du RF chez les séniors, alors que le groupe de jeunes montre une augmentation de l'ACSA sur la partie distale suite au protocole d'entraînement. Grâce à cette analyse précise, nous avons pu mettre en évidence pour la première fois qu'une période d'entraînement de la force induit des adaptations différentes des parties proximale, médiale et distale avec l'âge et l'intensité d'entraînement. Dans les différentes études relatant une augmentation des CSA du quadriceps, celle-ci est généralement obtenue à partir d'une coupe transverse par échographie ou IRM à 30% (Häkkinen et al. 1998; Bembien et al. 2000) ou 50% de la longueur du fémur (Roth et al. 2001; Suetta et al. 2004a) en partant de la rotule. Nous confirmons donc que ces régions sont des zones fiables pour observer des modifications des muscles du quadriceps en fonction de l'entraînement.

Concernant les muscles du triceps sural, le GM s'est hypertrophié suite à la période d'entraînement sur la partie médiale et distale pour les séniors S55, et uniquement sur la partie médiale pour le groupe S80. À l'inverse pour le GL, le groupe de séniors S80 a montré une augmentation des ACSAs sur la partie proximale et médiale, alors que le groupe S55 montre une augmentation des ACSAs sur la partie médiale et distale. Les jeunes du groupe

J55 ont quant à eux montré une augmentation de l'ACSA du GM sur les parties proximale et médiale.

Ainsi, les muscles du quadriceps et du triceps sural ont des régions spécifiques pour l'accroissement de leur volume. Cependant, les raisons de cet accroissement localisé avec l'entraînement restent méconnues.

4.2.3.2 Volume des muscles du quadriceps et du triceps sural

Dans notre étude, le volume total du quadriceps est significativement augmenté avec l'entraînement pour chaque groupe d'entraînement (+3.7% pour S80 ; +5.6% pour S55 ; +3.8% pour J55). Nous avons également pu constater une augmentation du volume de chacun des quatre chefs, mais significativement différente uniquement sur le VL et VI pour les groupes S80 et J55, et sur le VL, VI, et VM pour le groupe S55.

Concernant la population de jeunes, plusieurs études ont montré une augmentation du volume musculaire du quadriceps pour une intensité élevée ($\geq 80\%$ de 1RM) après des entraînements en résistance allant de neuf à 16 semaines (+10.2% pour Blazeovich et al. ; +5.6% pour Erskine et al. ; 7.2% pour Bellamy et al.) (Blazeovich et al. 2007; Erskine et al. 2010; Bellamy et al. 2014). Dans leur étude, Blazeovich et al. (Blazeovich et al. 2007) ont également rapporté une augmentation du volume du VL et du VM de respectivement 11% et 15% suite à l'entraînement. Erskine et al. (Erskine et al. 2014) ont étudié le volume musculaire des fléchisseurs du coude et constatent une augmentation significative de 15.9% après un entraînement de 12 semaines à 80% de 1RM. Un entraînement en résistance à 5RM de 24 semaines a par ailleurs induit une augmentation du volume complet des muscles de la cuisse (quadriceps + ischio-jambiers) de 4.1% chez de jeunes hommes avec une augmentation du volume du VM de 2% (Roth et al. 2001).

Dans la présente étude, nous avons montré qu'un entraînement en résistance à 55% de 1RM sur une période de 12 semaines a induit une augmentation du volume complet du muscle quadriceps de 3.8% chez de jeunes hommes. Notre résultat semble donc similaire à l'étude de Roth et al. (Roth et al. 2001) dans laquelle les auteurs démontrent que le volume du quadriceps chez les jeunes a augmenté significativement de 4.1% suite à un entraînement de 24 semaines à 5RM. Bien que notre période d'entraînement ait duré 12 semaines de moins comparé au protocole expérimental de Roth et al. (Roth et al. 2001), le volume musculaire du quadriceps n'est que 0.4% inférieur à celui rapporté par Roth et al. (Roth et al. 2001) pour une durée d'entraînement deux fois plus longue. Comme déjà indiqué

par d'autres auteurs, l'augmentation du volume musculaire n'est pas proportionnelle à la durée d'entraînement. Passé trois mois d'entraînement, l'augmentation du volume musculaire devient faible voire inexistante (Wernbom et al. 2007). De plus, la présente étude montre pour la première fois chez des personnes âgées que l'entraînement à haute intensité (80% de 1RM) ne semble pas montrer d'augmentation plus importante du volume musculaire comparé au groupe de séniors s'étant entraînés à intensité modérée (55% de 1RM). Ce constat vient confirmer ceux d'une précédente étude ayant montré une augmentation du volume musculaire de la cuisse (quadriceps + ischio-jambiers) de +2.6% pour un groupe de séniors mixte suite un entraînement à une intensité modérée (~30%) de 12 semaines.

Concernant le volume total du triceps sural, nous avons rapporté que celui-ci est significativement augmenté avec l'entraînement pour chaque groupe de séniors (+3.6% pour S80 ; +6.3% pour S55). Nous avons également pu constater une augmentation du volume du GL pour le groupe S80, du GL et GM pour le groupe S55, et du GM pour le groupe J55. Morse et al. (Morse et al. 2005c) ont évalué l'effet de l'entraînement de longue durée (52 semaines) à une intensité de 8RM sur une population de séniors masculins et ont montré une augmentation du volume total du TS de +15%, accompagnée d'une augmentation du volume du GL, du GM, et du soléaire de respectivement +23, +19, et +10.8%. Ces résultats indiquent que, malgré le vieillissement, le TS est capable de s'hypertrophier suite à l'application d'un stimulus mécanique répété. Il en est de même dans notre étude suite à un entraînement à moyen terme. Il est très intéressant de constater que, comme pour le quadriceps, notre étude révèle que le groupe S80 n'a pas montré d'augmentation plus importante du volume musculaire comparativement au groupe de séniors s'étant entraînés à intensité modérée (55% de 1RM). Ces résultats obtenus sur le système musculaire entier *in vivo* semblent être en accord avec une étude de Kumar et al. (Kumar et al. 2009). En effet, ces auteurs ont mis en évidence que le taux de synthèse protéique musculaire n'évoluait plus à partir d'un exercice réalisé à 60% CMV chez des sujets âgés. Nous confirmons donc par la présente étude qu'il existerait bien chez la personne âgée un seuil en termes d'intensité de stimulation au-delà de laquelle aucun gain supplémentaire n'est attendu sur la structure musculaire. Ce seuil serait donc de 55 à 60% de 1RM chez des séniors.

4.2.4 Analyse du mouvement

4.2.4.1 Stabilité posturale

Suite à l'entraînement les groupes de séniors S80 et S55 ont augmenté la surface de leur polygone de sustentation dans les deux conditions (Yeux ouverts (YO) et fermés (YF)). Ce qui, d'après les études de Kirby et al. et Mouzat et al. (Kirby et al. 1987; Mouzat et al. 2005), témoigne d'une amélioration de l'équilibre orthostatique. De plus, les déplacements antéro-postérieurs et médio-latéraux de chaque groupe sont diminués après entraînement. Cependant cette diminution est significative chez les groupes séniors pour les déplacements antéro-postérieurs (AP) (-14.1% pour S80 et -16.9% pour S55) lorsque ces derniers ont les yeux fermés et pour les déplacements médio-latéral (ML) en condition YF (-16.3% pour S80 ($p < 0.05$) et -5.8% pour S55). Ces évolutions sont constatées également par d'autres études suite à des entraînements portant sur le renforcement de l'équilibre en utilisant des plateformes de force (Wolf et al. 1997), et également remarquées lors d'un entraînement de résistance de 13 semaines (Granacher et al. 2009), sans toutefois être significatives.

Il est à noter qu'un entraînement en résistance à très faible intensité (20% de 1RM) durant 10 semaines induit de meilleures améliorations de la capacité d'équilibre des sujets âgés contrairement aux groupes d'entraînement à plus haute intensité (80 et 50% de 1RM) (Orr et al. 2006). Une revue bibliographique (Granacher et al. 2011) arrive à la même conclusion en indiquant que les entraînements en résistance à haute intensité ne montrent pas d'impact sur le contrôle de la posture. L'entraînement a donc un effet bénéfique sur l'équilibre des sujets en agissant sur les effecteurs (augmentation de la force musculaire) mais aussi en agissant sur les organes sensoriels somesthésiques (perception accrue de la position des articulations et des mouvements du corps du fait de l'augmentation volumique des muscles et des propriétés mécaniques des tendons (Inserm 2014)). Dans le cas de notre étude, la différence d'intensité d'entraînement sur les séniors ne semble donc pas avoir eu d'impact supplémentaire sur l'évolution des paramètres de la stabilité posturale.

4.2.4.2 Saut en contre mouvement (CMJ)

L'effet de l'entraînement sur l'exercice de saut en contre mouvement ne montre pas de différences significatives malgré une augmentation de l'ensemble des paramètres suivis. Une tendance à l'augmentation de la hauteur du saut pour les trois groupes est tout de même constatée (+7.0% pour S80, $p=0.16$; +5.7% pour S55, $p=0.08$; +3.9% pour J55, $p=0.16$). D'autres études ont rapporté soit une non modification des hauteurs de saut du

CMJ suite à un entraînement de résistance (Kubo et al. 2006d; Kubo et al. 2007c), soit une amélioration (entre +6 et 20%) pour des programmes d'entraînement de 12 à 30 semaines (Häkkinen et al. 2003; Kalapotharakos et al. 2005; Caserotti et al. 2008a; Caserotti et al. 2008b; Ferrari et al. 2016). Il a été rapporté que la pratique régulière du tai-chi chez des séniors (art martial orienté vers la spiritualité et la connaissance du corps) permettrait d'augmenter significativement la performance de hauteur de saut par rapport à un groupe de séniors servant de groupe contrôle (Chi et al. 2013; Huang 2016). Potentiellement, les sujets de ces études ont une proprioception et une confiance en eux plus accrue en comparaison à des sujets sains n'ayant pas pris part à ces entraînements de Tai-Chi. Il est important de rappeler que Bojsen-Møller et al. (Bojsen-Møller et al. 2005) ont montré qu'il y avait une corrélation positive entre la hauteur de saut et la raideur de l'aponévrose du VL. Les sujets montrant les plus importantes hauteurs de sauts étant ceux ayant une raideur de l'aponévrose du VL plus importante. Concernant les résultats des propriétés mécaniques des tendons de notre étude (augmentation de la raideur pour les trois groupes J55, S55 et S80) et la corrélation entre les gains de raideurs sur le tendon patellaire et la jonction musculo-tendineuse du GM et de hauteurs de saut pour les groupes S55 et S80, nous pouvions nous attendre à une augmentation de la performance du saut après la période d'entraînement. Nous n'observons pas non plus de gain supplémentaire entre le groupe d'entraînement S80 et S55 pour l'ensemble des paramètres de saut suivi dans cette présente étude. En revanche, comme évoqué dans la discussion sur les effets de l'âge, l'aspect psychologique (la peur de se blesser), l'aspect proprioceptif (connaissance de son corps) interviennent grandement chez les séniors sur la réponse physiologique.

4.2.4.3 Lever de chaise

Suite à l'entraînement, les sujets séniors ont amélioré la force (+3.3%) et la puissance (+12% pour S80 et +19 % pour S55) développés au cours du lever de chaise. Ces résultats sont en accord avec ceux de Seynnes et al. (Seynnes et al. 2004) qui indiquent un gain de puissance de 11% et 19% respectivement suite un entraînement en résistance du muscles quadriceps durant 10 semaines à des intensités de 40 % ou 80% de 1RM chez des séniors.

Dans notre étude, le temps de stabilisation est également réduit suite à la période d'entraînement de 12 semaines pour l'ensemble des groupes sans être toutefois significatif. Ces résultats pourraient s'expliquer par le fait qu'avec une plus importante force musculaire des membres inférieurs (liée au volume) et une plus importante raideur des tendons, les mouvements oscillatoires pour se stabiliser après le lever de chaise seraient réduits.

Le temps de lever de chaise rapporté dans d'autres études est également diminué suite à l'entraînement chez les séniors (Schot et al. 2003; Seynnes et al. 2004; Suetta et al. 2004b; Kalapotharakos et al. 2010). Cependant, les résultats de ces différentes études sont difficilement comparables à notre recherche. En effet, dans notre étude, l'instruction donnée aux sujets était de se lever à allure normale (reflétant d'avantage les conditions de vie réelle). En revanche, dans les autres études, la consigne était de se lever le plus rapidement possible de la chaise. Ces différences de consignes rend la comparaison des données obtenues impossible et sans intérêt.

Après l'entraînement, l'angle minimal de flexion du tronc lors de la phase de lever est réduit pour les deux groupes de séniors (-6% pour S80, et -5% pour S55). Ainsi les séniors semblent adopter une stratégie se rapprochant de celles des jeunes qui implique une vitesse de déplacement plus élevée du centre de masse, crée par la flexion du tronc. Les séniors s'autorisent donc plus de déséquilibre pour se lever de chaise, ceci s'expliquant certainement par une force musculaire et des propriétés mécaniques des tendons accrues suite à l'entraînement (corrélation négative entre les gains de raideurs et module de Young sur le tendon d'Achille et l'angle minimal de flexion du tronc lors de la phase de lever pour le groupe S80). Les séniors du groupe S80 ne présentent pas de gain supplémentaire sur les paramètres du lever de chaise par rapport au groupe S55.

Enfin, pour l'exercice du plus grand nombre de levers de chaise réalisé en 30 secondes, notre étude montre que le nombre de répétitions est plus élevé pour les trois groupes suite à l'entraînement. Il en découle un temps moyen de lever plus faible également pour les trois groupes. Les jeunes montrent une augmentation de 10% du nombre de répétitions alors que les séniors montrent une augmentation du nombre de répétitions de +11.6 % pour S80, et +16.1% pour S55. Ces gains sont supérieurs à ceux observés par Bottaro et al. ainsi que par Nicholson et al. (Bottaro et al. 2007; Nicholson et al. 2015) qui indiquent une augmentation de +6% non significative pour des entraînements en résistance de 10 semaines à 60% de 1RM sur une période de 26 semaines d'entraînement de style BodyPump. Comme pour le lever de chaise, le groupe S80 ne présente pas de gain supplémentaire sur les paramètres de l'exercice du plus grand nombre de levers de chaise réalisé en 30 secondes par rapport au groupe S55.

Conclusions et Perspectives

Ce travail de thèse a permis d'observer l'adaptation tendineuse, musculaire, et ses effets sur la balance posturale et les capacités de mouvement sur des jeunes et des séniors sains à la suite d'une période d'entraînements à différentes intensités.

Le protocole expérimental appliqué au cours de cette étude a permis de caractériser les effets de l'âge et les effets de l'entraînement à différentes intensités (55% et 80% de 1RM) sur :

- l'architecture tendineuse et les propriétés mécaniques du tendon patellaire et d'Achille
- les adaptations musculaires de deux groupes musculaires différents (quadriceps ; triceps sural)
- la balance posturale et les capacités de mouvement.

La comparaison des propriétés mécaniques et architecturales des tendons avec l'âge ont permis de quantifier une diminution de la force couplée ou non suivant le tendon considéré à une diminution des propriétés intrinsèques du matériau. Ainsi, les données obtenues vont permettre d'apporter de nouvelles données essentielles à la compréhension des effets de l'âge et de l'entraînement aux données déjà disponibles dans la littérature.

De plus, les données recueillies pour l'architecture musculaire entre les jeunes et les séniors nous ont permis d'établir des courbes d'évolutions de chacun des chefs des muscles du quadriceps et du triceps sural. Les ajustements proposés dans la présente étude sont beaucoup plus précis que les rares données disponibles dans la littérature puisque s'appuyant sur un grand nombre de sujets et sur une segmentation balayant la totalité de l'excursion musculaire. Concernant les muscles du triceps sural, à notre connaissance, notre étude est la première présentant des équations d'évolution des aires de sections transverses pour les trois muscles constituant le triceps sural. Les données issues de notre étude pourront donc servir de références afin de pouvoir évaluer le volume musculaire des muscles du triceps sural à partir d'une coupe transverse unique obtenue par imagerie échographique ou IRM. L'analyse du mouvement a pu montrer et confirmer une augmentation des déplacements du centre de pression avec l'âge engendrant une augmentation potentielle des risques de chutes. Les exercices de lever de chaise et saut en contre mouvement ont fait apparaître une diminution des performances avec l'âge.

Le protocole d'entraînement sur une population de jeunes et de séniors à deux intensités d'entraînement différentes (55% et 80% de 1RM) ont permis de montrer que le tendon

d'Achille est plus sensible à l'application d'une sollicitation mécanique que le tendon patellaire pour les deux populations jeunes et séniors sans montrer de gain supplémentaire pour une intensité élevée. Concernant l'adaptation musculaire suite à l'entraînement, les muscles du triceps sural ne sont pas hypertrophiés chez les jeunes contrairement aux muscles du quadriceps. Cependant, les séniors montrent une hypertrophie de leurs muscles du quadriceps et du triceps sural quelle que soit l'intensité considérée. Enfin, concernant l'analyse du mouvement, l'entraînement a permis d'augmenter la stabilité posturale, la stratégie lors d'un lever de chaise chez les séniors pour les deux groupes d'entraînement sans gain supplémentaire entre une intensité d'entraînement élevée (80% de 1RM) comparée à une intensité modérée (55% de 1RM). Ainsi en se basant sur les résultats des adaptations du tendon et du muscle avec l'entraînement évoqué dans ce manuscrit, nous semblons bien confirmer la présence d'un seuil d'intensité d'entraînement au-delà duquel aucun gain n'est à prévoir pour les systèmes musculaires et également tendineux. Il apparaît donc préférable de préconiser une intensité de travail modérée afin d'optimiser les effets de l'activité physique chez la personne âgée.

Bon nombre de perspectives sont envisageables suite à ce travail de thèse. Tout d'abord, il serait intéressant d'évaluer les effets de ce même programme d'entraînement sur une population âgée atteinte de pathologies neuromusculaires ou sujette aux risques de chutes. De plus, les ergomètres utilisés pour quantifier les caractéristiques des tendons pourraient être utilisés pour comparer des populations différentes telles que sportifs *versus* sédentaires, adolescents *versus* adultes, personnes ayant subi une période d'alitement *versus* personnes saines.

Une autre perspective évidente de ce travail de thèse serait de réaliser la même étude chez la femme afin de quantifier les effets d'un tel entraînement sur les mêmes paramètres et ainsi optimiser également l'activité physique prescrite à cette population avec l'âge.

Pour compléter les différents résultats et les différentes hypothèses émises au cours de ce travail, il semblerait intéressant d'intégrer à notre protocole des biopsies musculaires et tendineuses, afin de mieux comprendre les phénomènes d'adaptions de ces deux structures ainsi que d'analyser la typologie musculaire en fonction de l'âge.

Une technique moins invasive pourrait être utilisée pour permettre de mieux comprendre les adaptations de l'architecture des tendons. Cette technique, la Digital Volume Correlation (DVC), est une technique basée sur l'importation des images en volume du composant étudié et est capable de calculer les champs de déformation de différentes couches de celui-ci.

Une des contraintes importante du présent projet pour les sujets volontaires était de devoir se rendre régulièrement à l'université pour être évalué durant les différentes périodes de test. Une modalité de test tels que l'analyse du mouvement pourrait être transférable et transportable à l'aide d'outils comme des centrales inertielles qui permettrait d'évaluer les paramètres (temps de lever, vitesse, accélération et inclinaison du tronc) de levers de chaise (temps de lever, vitesse et accélération du tronc) (IMU : Inertial Measurement Unit).

Pour conclure, cette étude nous permet de comprendre un peu mieux les mécanismes d'adaptations des tendons et muscles avec l'âge et l'entraînement pour deux populations différentes (jeunes et séniors). Cette recherche nous permet ainsi aujourd'hui de préconiser plus finement l'activité physique chez la personne âgée pour lui permettre de rester autonome le plus longtemps possible ; ce qui est un véritable enjeu majeur pour notre société.

Bibliographies

- Aagaard P, Andersen JL, Dyhre P, et al (2001) A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: Changes in muscle architecture. *J Physiol* 534:613–623. doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.t01-1-00613.x
- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, et al (2002) Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol* 93:1318–1326. doi: 10.1152/jappphysiol.00283.2002
- Abe T, Sakamaki M, Yasuda T, et al (2011) Age-related, site-specific muscle loss in 1507 Japanese men and women aged 20 to 95 years. *J Sport Sci Med* 10:145–150.
- Adams CWM, Bayliss OB, Baker RWR, et al (1974) Lipid deposits in ageing human arteries, tendons and fascia. *Atherosclerosis* 19:429–440. doi: 10.1016/S0021-9150(74)80007-9
- Albracht K, Arampatzis A (2013) Exercise-induced changes in triceps surae tendon stiffness and muscle strength affect running economy in humans. *Eur J Appl Physiol* 113:1605–1615. doi: 10.1007/s00421-012-2585-4
- Alexander RM (1991) Energy-saving mechanisms in walking and running. *J Exp Biol* 160:55–69.
- Andersen JL (2003) Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. *Scand J Med Sci Sport* 13:40–47. doi: 10.1034/j.1600-0838.2003.00299.x
- Arapatzis A, Karamanidis K, Albracht K (2007a) Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *J Exp Biol* 210:2743–2753. doi: 10.1242/jeb.003814
- Arapatzis A, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, et al (2007b) Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *J Biomech* 40:1946–52. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.005
- Arapatzis A, Peper A, Bierbaum S, Albracht K (2010) Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. *J Biomech* 43:3073–3079. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.08.014
- Avery NC, Bailey AJ (2005) Enzymic and non-enzymic cross-linking mechanisms in relation to turnover of collagen: Relevance to aging and exercise. *Scand J Med Sci Sport* 15:231–240. doi: 10.1111/j.1600-0838.2005.00464.x
- Bailey AJ, Paul RG, Knott L (1998) Mechanisms of maturation and ageing of collagen. *Mech Ageing Dev* 106:1–56. doi: 10.1016/S0047-6374(98)00119-5
- Bailey AJ, Shimokomaki MS (1971) Age related changes in the reducible cross-links of collagen. *FEBS Lett* 16:86–88. doi: 10.1016/0014-5793(71)80338-1
- Baltzopoulos V (1995) A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics. *Clin Biomech* 10:85–92. doi: 10.1016/0268-0033(95)92044-M
- Bank RA, Tekoppele JM, Oostingh G, et al (1999) Lysylhydroxylation and non-reducible crosslinking of human supraspinatus tendon collagen: Changes with age and in chronic rotator cuff tendinitis. *Ann Rheum Dis* 58:35–41. doi: 10.1136/ard.58.1.35
- Basta G (2004) Advanced glycation end products and vascular inflammation: implications for accelerated atherosclerosis in diabetes. *Cardiovasc Res* 63:582–592. doi:

10.1016/j.cardiores.2004.05.001

- Batsis J, Buscemi S (2011) Sarcopenia, Sarcopenic Obesity and Insulin Resistance. In: Medical Complications of Type 2 Diabetes. InTech, p 64
- Bayer ML, Schjerling P, Biskup E, et al (2012) No donor age effect of human serum on collagen synthesis signaling and cell proliferation of human tendon fibroblasts. *Mech Ageing Dev* 133:246–254. doi: 10.1016/j.mad.2012.02.002
- Bayer ML, Yeung C-YC, Kadler KE, et al (2010) The initiation of embryonic-like collagen fibrillogenesis by adult human tendon fibroblasts when cultured under tension. *Biomaterials* 31:4889–4897. doi: 10.1016/j.biomaterials.2010.02.062
- Bellamy LM, Joannisse S, Grubb A, et al (2014) The acute satellite cell response and skeletal muscle hypertrophy following resistance training. *PLoS One* 9:17–21. doi: 10.1371/journal.pone.0109739
- Bemben DA, Fetters NL, Bemben MG, et al (2000) Musculoskeletal responses to high-and low-intensity resistance training in early postmenopausal women. *Med Sci Sport Exerc* 32:1949–1957.
- Benjamin M, Kumai T, Milz S, et al (2002) The skeletal attachment of tendons - Tendon “entheses.” *Comp Biochem Physiol - A Mol Integr Physiol* 133:931–945. doi: 10.1016/S1095-6433(02)00138-1
- Benjamin M, Toumi H, Ralphs JR, et al (2006) Where tendons and ligaments meet bone: Attachment sites ('entheses') in relation to exercise and/or mechanical load. *J Anat* 208:471–490. doi: 10.1111/j.1469-7580.2006.00540.x
- Bennett MB, Ker RF, Imery NJ, Alexander RMN (1986) Mechanical properties of various mammalian tendons. *J Zool* 209:537–548. doi: 10.1111/j.1469-7998.1986.tb03609.x
- Bi Y, Ehrlichou D, Kilts TM, et al (2007) Identification of tendon stem/progenitor cells and the role of the extracellular matrix in their niche. *Nat Med* 13:1219–1227. doi: 10.1038/nm1630
- Blake AJ, Morgan K, Bendall MJ, et al (1988) Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age Ageing* 17:365–72.
- Blazevich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Horne S (2007) Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol* 103:1565–1575. doi: 10.1152/jappphysiol.00578.2007
- Bohlender JM, Franke S, Stein G, Wolf G (2005) Advanced glycation end products and the kidney. *Am J Physiol Physiol* 289:F645–F659. doi: 10.1152/ajprenal.00398.2004
- Bohm S, Mersmann F, Arampatzis A (2015) Human tendon adaptation in response to mechanical loading: a systematic review and meta-analysis of exercise intervention studies on healthy adults. *Sport Med - Open* 1:7. doi: 10.1186/s40798-015-0009-9
- Bohm S, Mersmann F, Schroll A, et al (2016) Insufficient accuracy of the ultrasound-based determination of Achilles tendon cross-sectional area. *J Biomech* 49:2932–2937. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.07.002
- Bohm S, Mersmann F, Tettke M, et al (2014) Human Achilles tendon plasticity in response to cyclic strain: effect of rate and duration. *J Exp Biol* 217:4010–4017. doi: 10.1242/jeb.112268
- Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, et al (2005) Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J*

- Appl Physiol 99:986–994. doi: 10.1152/jappphysiol.01305.2004
- Borde R, Hortobágyi T, Granacher U (2015) Dose–Response Relationships of Resistance Training in Healthy Old Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med* 45:1693–1720. doi: 10.1007/s40279-015-0385-9
- Bottaro M, Machado SN, Nogueira W, et al (2007) Effect of high versus low-velocity resistance training on muscular fitness and functional performance in older men. *Eur J Appl Physiol* 99:257–264. doi: 10.1007/s00421-006-0343-1
- Brownlee M (2001) Biochemistry and molecular cell biology of diabetic complications. *Nature* 414:813–820. doi: 10.1038/414813a
- Burd NA, West DWD, Staples AW, et al (2010) Low-Load High Volume Resistance Exercise Stimulates Muscle Protein Synthesis More Than High-Load Low Volume Resistance Exercise in Young Men. *PLoS One* 5:e12033. doi: 10.1371/journal.pone.0012033
- Burgess KE, Connick MJ, Graham-Smith P, Pearson SJ (2007) Plyometric vs. Isometric Training Influences on Tendon Properties and Muscle Output. *J Strength Cond Res* 21:986. doi: 10.1519/R-20235.1
- Butterfield TA, Leonard TR, Herzog W (2005) Differential serial sarcomere number adaptations in knee extensor muscles of rats is contraction type dependent. *J Appl Physiol* 99:1352–1358. doi: 10.1152/jappphysiol.00481.2005
- Candow DG, Chilibeck PD (2005) Differences in size, strength, and power of upper and lower body muscle groups in young and older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60:148–56.
- Canty EG, Lu Y, Meadows RS, et al (2004) Coalignment of plasma membrane channels and protrusions (fibripositors) specifies the parallelism of tendon. *J Cell Biol* 165:553–563. doi: 10.1083/jcb.200312071
- Carroll CC, Dickinson JM, Haus JM, et al (2008) Influence of aging on the in vivo properties of human patellar tendon. *J Appl Physiol* 105:1907–1915. doi: 10.1152/jappphysiol.00059.2008
- Carroll CC, Dickinson JM, LeMoine JK, et al (2011) Influence of acetaminophen and ibuprofen on in vivo patellar tendon adaptations to knee extensor resistance exercise in older adults. *J Appl Physiol* 111:508–515. doi: 10.1152/jappphysiol.01348.2010
- Caserotti P, Aagaard P, Buttrup Larsen J, Puggaard L (2008a) Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: Changes in rapid muscle force, strength and power. *Scand J Med Sci Sport* 18:773–782. doi: 10.1111/j.1600-0838.2007.00732.x
- Caserotti P, Aagaard P, Puggaard L (2008b) Changes in power and force generation during coupled eccentric-concentric versus concentric muscle contraction with training and aging. *Eur J Appl Physiol* 103:151–161. doi: 10.1007/s00421-008-0678-x
- Cattell MA, Anderson JC, Hasleton PS (1996) Age-related changes in amounts and concentrations of collagen and elastin in normotensive human thoracic aorta. *Clin Chim Acta* 245:73–84. doi: 10.1016/0009-8981(95)06174-6
- Chi JC, Huang CF, Kernozek TW, Hsieh YY (2013) Counter movement jump performance between older adults with and without regular tai chi exercise training. *Arch Budo* 9:249–254.
- Clark BC, Manini TM (2008) Sarcopenia ≠ Dynapenia. *Journals Gerontol* 63:829–834. doi: <https://doi.org/10.1093/gerona/63.8.829>
- Comas-Herrera A, Wittenberg R, Costa-Font J, et al (2006) Future long-term care expenditure in

- Germany, Spain, Italy and the United Kingdom. *Ageing Soc* 26:285. doi: 10.1017/S0144686X05004289
- Coupe C, Hansen P, Kongsgaard M, et al (2009) Mechanical properties and collagen cross-linking of the patellar tendon in old and young men. *J Appl Physiol* 107:880–886. doi: 10.1152/jappphysiol.00291.2009
- Couppé C, Kongsgaard M, Aagaard P, et al (2008) Habitual loading results in tendon hypertrophy and increased stiffness of the human patellar tendon. *J Appl Physiol* 105:805–810. doi: 10.1152/jappphysiol.90361.2008
- Couppé C, Svensson RB, Grosset JF, et al (2014) Life-long endurance running is associated with reduced glycation and mechanical stress in connective tissue. *Age (Omaha)*. doi: 10.1007/s11357-014-9665-9
- Creemers L, Jansen D, van Veen-Reurings A, et al (1997) Microassay for the Assessment of Low Levels of Hydroxyproline. *Biotechniques* 22:656–658. doi: 10.2144/97224bm19
- Csapo R, Malis V, Sinha U, et al (2014) Age-associated differences in triceps surae muscle composition and strength – an MRI-based cross-sectional comparison of contractile, adipose and connective tissue. *BMC Musculoskelet Disord* 15:209. doi: 10.1186/1471-2474-15-209
- Dahl R, Larsen S, Dohmann TL, et al (2015) Three-dimensional reconstruction of the human skeletal muscle mitochondrial network as a tool to assess mitochondrial content and structural organization. *Acta Physiol* 213:145–155. doi: 10.1111/apha.12289
- De Rekeneire N, Visser M, Peila R, et al (2003) Is a fall just a fall: Correlates of falling in healthy older persons. The health, aging and body composition study. *J Am Geriatr Soc* 51:841–846. doi: 10.1046/j.1365-2389.2003.51267.x
- Derby B, Akhtar R (eds) (2015) *Mechanical Properties of Aging Soft Tissues*. Springer International Publishing, Cham
- Dideriksen K, Sindby AKR, Krogsgaard M, et al (2013) Effect of acute exercise on patella tendon protein synthesis and gene expression. *Springerplus* 2:109. doi: 10.1186/2193-1801-2-109
- Doherty TJ (2003) Invited review: Aging and sarcopenia. *J Appl Physiol* 95:1717–27. doi: 10.1152/jappphysiol.00347.2003
- Duchateau J, Nicol C, Baudry S (2014) Le vieillissement du système neuromusculaire : de la sarcopénie à la dynapénie. *Kinésithérapie, la Rev* 14:45–51. doi: 10.1016/j.kine.2013.09.010
- Duclay J, Martin A, Duclay A, et al (2009) Behavior of fascicles and the myotendinous junction of human medial gastrocnemius following eccentric strength training. *Muscle Nerve* 39:819–27. doi: 10.1002/mus.21297
- Dunn MG, Silver FH (1983) Viscoelastic Behavior of Human Connective Tissues: Relative Contribution of Viscous and Elastic Components. *Connect Tissue Res* 12:59–70. doi: 10.3109/03008208309005612
- Elliott M a, Walter G a, Gulish H, et al (1997) Volumetric measurement of human calf muscle from magnetic resonance imaging. *MAGMA* 5:93–8.
- Erskine RM, Fletcher G, Folland JP (2014) The contribution of muscle hypertrophy to strength changes following resistance training. *Eur J Appl Physiol* 114:1239–1249. doi: 10.1007/s00421-014-2855-4
- Erskine RM, Jones DA, Williams AG, et al (2010) Inter-individual variability in the adaptation of

- human muscle specific tension to progressive resistance training. *Eur J Appl Physiol* 110:1117–1125. doi: 10.1007/s00421-010-1601-9
- Eurostat (2012) Active ageing and solidarity between generations.
- Farup J, Rahbek SK, Vendelbo MH, et al (2014) Whey protein hydrolysate augments tendon and muscle hypertrophy independent of resistance exercise contraction mode. *Scand J Med Sci Sports* 24:788–98. doi: 10.1111/sms.12083
- Ferrari R, Fuchs SC, Kruegel LFM, et al (2016) Effects of Different Concurrent Resistance and Aerobic Training Frequencies on Muscle Power and Muscle Quality in Trained Elderly Men: A Randomized Clinical Trial. *Aging Dis* 7:697. doi: 10.14336/AD.2016.0504
- Fiatarone MA, O'Neill EF, Ryan ND, et al (1994) Exercise Training and Nutritional Supplementation for Physical Frailty in Very Elderly People. *N Engl J Med* 330:1769–1775. doi: 10.1056/NEJM199406233302501
- Fletcher JR, Esau SP, MacIntosh BR (2010) Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. *Eur J Appl Physiol* 110:1037–1046. doi: 10.1007/s00421-010-1582-8
- Fouré A, Nordez A, Cornu C (2013) Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. *J Appl Physiol* 114:523–537. doi: 10.1152/jappphysiol.01313.2011
- Fouré A, Nordez A, Cornu C (2010) Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol* 109:849–854. doi: 10.1152/jappphysiol.01150.2009
- Fouré A, Nordez A, Guette M, Cornu C (2009) Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii and the musculo-articular complex of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports* 19:811–818. doi: 10.1111/j.1600-0838.2008.00853.x
- Fratzl P, Misof K, Zizak I, et al (1998) Fibrillar structure and mechanical properties of collagen. *J Struct Biol* 122:119–122. doi: 10.1006/jsbi.1998.3966
- Frontera WR, Ochala J (2015) Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function. *Calcif Tissue Int* 96:183–195. doi: 10.1007/s00223-014-9915-y
- Fujimoto M, Chou LS (2014) Region of stability derived by center of mass acceleration better identifies individuals with difficulty in sit-to-stand movement. *Ann Biomed Eng* 42:733–741. doi: 10.1007/s10439-013-0945-9
- Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, et al (2001) In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc R Soc B Biol Sci* 268:229–233. doi: 10.1098/rspb.2000.1361
- Garrett WE (1990) Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Med Sci Sports Exerc* 22:436–43. doi: 10.1249/00005768-199008000-00003
- Gillies AR, Lieber RL (2012) Structure and function of the skeletal muscle extracellular matrix. *Muscle nerve* 44:318–331. doi: 10.1002/mus.22094
- Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ (1966) The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* 184:170–192. doi: 10.1113/jphysiol.1966.sp007909
- Granacher U, Gruber M, Gollhofer A (2009) Resistance training and neuromuscular performance in seniors. *Int J Sports Med* 30:652–657. doi: 10.1055/s-0029-1224178
- Granacher U, Muehlbauer T, Zahner L, et al (2011) Comparison of Traditional and Recent

- Approaches in the Promotion of Balance and Strength in Older Adults. *Sport Med* 41:377–400. doi: 10.2165/11539920-000000000-00000
- Grosset J-F, Breen L, Stewart CE, et al (2014) Influence of exercise intensity on training-induced tendon mechanical properties changes in older individuals. *Age (Omaha)* 36:9657. doi: 10.1007/s11357-014-9657-9
- Groeters S, Groen BE, van Cingel R, Duysens J (2013) Double-leg stance and dynamic balance in individuals with functional ankle instability. *Gait Posture* 38:968–973. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.005
- Gumucio JP, Phan AC, Ruehlmann DG, et al (2014) Synergist ablation induces rapid tendon growth through the synthesis of a neotendon matrix. *J Appl Physiol* 117:1287–1291. doi: 10.1152/jappphysiol.00720.2014
- Häkkinen A, Hannonen P, Nyman K, et al (2003) Effects of concurrent strength and endurance training in women with early or longstanding rheumatoid arthritis: Comparison with healthy subjects. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 49:789–797. doi: 10.1002/art.11466
- Häkkinen K, Kallinen M, Izquierdo M, et al (1998) Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *J Appl Physiol* 84:1341–1349. doi: 10.1093/geronj/36.6.648
- Halper J, Kjaer M (2014) Basic Components of Connective Tissues and Extracellular Matrix: Elastin, Fibrillin, Fibulins, Fibrinogen, Fibronectin, Laminin, Tenascins and Thrombospondins. *Prog Heritable Soft Connect Tissue Dis*. doi: 10.1007/978-94-007-7893-1
- Hansen P, Aagaard P, Kjaer M, et al (2003) Effect of habitual running on human Achilles tendon load-deformation properties and cross-sectional area. *J Appl Physiol* 95:2375–2380. doi: 10.1152/jappphysiol.00503.2003
- Hansen P, Bojsen-Moller J, Aagaard P, et al (2006) Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clin Biomech* 21:54–58. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.07.008
- Hansen P, Kovanen V, Hölmich P, et al (2013) Micromechanical properties and collagen composition of ruptured human achilles tendon. *Am J Sports Med* 41:437–443. doi: 10.1177/0363546512470617
- Harber MP, Konopka AR, Douglass MD, et al (2009) Aerobic exercise training improves whole muscle and single myofiber size and function in older women. *Am J Physiol Integr Comp Physiol* 297:R1452–R1459. doi: 10.1152/ajpregu.00354.2009
- Haut RC, Lancaster RL, DeCamp CE (1992) Mechanical properties of the canine patellar tendon: Some correlations with age and the content of collagen. *J Biomech* 25:163–173. doi: 10.1016/0021-9290(92)90273-4
- Hébert K (2004) *Bmj* . Com News Roundup. *Br Med J* 333:7575. doi: 10.1016/S0140-6736(06)67
- Heinemeier KM, Bjerrum SS, Schjerling P, Kjaer M (2013a) Expression of extracellular matrix components and related growth factors in human tendon and muscle after acute exercise. *Scand J Med Sci Sport* 23:150–161. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01414.x
- Heinemeier KM, Kjaer M (2011) In vivo investigation of tendon responses to mechanical loading. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 11:115–123.
- Heinemeier KM, Schjerling P, Heinemeier J, et al (2013b) Lack of tissue renewal in human adult Achilles tendon is revealed by nuclear bomb (14)C. *FASEB J* 27:2074–9. doi: 10.1096/fj.12-225599

- Hill A V. (1938) The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proc R Soc B Biol Sci* 126:136–195. doi: 10.1098/rspb.1938.0050
- Hoppeler H, Lüthi P, Claassen H, et al (1973) The ultrastructure of the normal human skeletal muscle. *Pflügers Arch Eur J Physiol* 344:217–232. doi: 10.1007/BF00588462
- Horak FB, Nashner LM (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55:1369–1381. doi: 10.1152/jn.1986.55.6.1369
- Horak FB, Shupert CL, Mirka A (1989) Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiol Aging* 10:727–738. doi: 10.1016/0197-4580(89)90010-9
- Huang C (2016) THE EFFECT OF COUNTER MOVEMENT JUMP PERFORMANCE IN MIDDLE-AGED ELDERLY PRACTICING TAI-CHI EXERCISE. In: 34th ISBS.
- Hughes M a, Schenkman ML (1996) Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *J Rehabil Res Dev* 33:409–412. doi: 10.1002/jor.1100070215
- Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML, et al (1994) Chair rise strategies in the elderly. *Clin Biomech* 9:187–192. doi: 10.1016/0268-0033(94)90020-5
- Humphries SM, Lu Y, Canty EG, Kadler KE (2008) Active Negative Control of Collagen Fibrillogenesis in Vivo. *J Biol Chem* 283:12129–12135. doi: 10.1074/jbc.M708198200
- Hwang H-S, Kim J-H, Choi B-R (2017) Comparison of the effects of visual feedback training and unstable surface training on static and dynamic balance in patients with stroke. *J Phys Ther Sci* 29:1720–1722. doi: 10.1589/jpts.29.1720
- INSEE (2010) Projections de population à l’horizon 2060 : Un tiers de la population âgé de plus de 60 ans. INSEE Première 1320:4.
- Inserm (2014) *Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées*, Éditions I. Collection Expertise collective
- Ippolito E, Natali PG, Postacchini F, et al (1980) Morphological, immunochemical, and biochemical study of rabbit achilles tendon at various ages. *J Bone Joint Surg Am* 62:583–98.
- Janssen I, Heymsfield SB, Wang Z, et al (2000) Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18 – 88 yr. *J Appl Physiol* 81–88. doi: 10.1093/oxfordjournals.aje.a009520
- Jones CJ, Rikli RE, Beam WC (1999) A 30-s Chair-Stand Test as a Measure of Lower Body Strength in Community-Residing Older Adults. *Res Q Exerc Sport* 70:113–119. doi: 10.1080/02701367.1999.10608028
- Jozsa L. & Kannus P. (1997) *Human Tendons: Anatomy, Physiology and Pathology*. Human Kinetics, 164
- Kalapotharakos VI, Diamantopoulos K, Tokmakidis SP (2010) Effects of resistance training and detraining on muscle strength and functional performance of older adults aged 80 to 88 years. *Aging Clin Exp Res* 22:134–40.
- Kalapotharakos VI, Tokmakidis SP, Smilios I, et al (2005) Resistance training in older women: effect on vertical jump and functional performance. *J Sports Med Phys Fitness* 45:570–5.
- Karamanidis K, Arampatzis A (2006) Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle–tendon unit in relation to aging and running. *J Biomech* 39:406–417. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.12.017

- Kastelic J, Galeski A, Baer E (1978) The multicomposite ultrastructure of tendon. *Connect Tissue Res* 6:11–23. doi: doi:10.3109/03008207809152283
- Keller G (2005) Embryonic stem cell differentiation: emergence of a new era in biology and medicine. *Genes Dev* 19:1129–1155. doi: 10.1101/gad.1303605
- Kenney WL, Wilmore JH, Costill DL (2012) *Physiology of Sport and Exercise*. Champaign, IL : Human Kinetics, ©2012
- Ker RF, ALEXANDER RM, BENNETT MB (1988) Why are mammalian tendons so thick? *J Zool* 216:309–324. doi: 10.1111/j.1469-7998.1988.tb02432.x
- King GW, Abreu EL, Cheng A-L, et al (2016) A multimodal assessment of balance in elderly and young adults. *Oncotarget* 7:13297–13306. doi: 10.18632/oncotarget.7758
- Kirby RL, Price NA, MacLeod DA (1987) The influence of foot position on standing balance. *J Biomech* 20:423–427. doi: 10.1016/0021-9290(87)90049-2
- Kjaer M (2004) Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev* 84:649–98. doi: 10.1152/physrev.00031.2003
- Kjær M, Langberg H, Heinemeier K, et al (2009) From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. *Scand J Med Sci Sport* 19:500–510. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00986.x
- Klass M, Baudry S, Duchateau J (2007) Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: A brief review. *Eur J Appl Physiol* 100:543–551. doi: 10.1007/s00421-006-0205-x
- Koetsier M, Lutgers HL, de Jonge C, et al (2010) Reference Values of Skin Autofluorescence. *Diabetes Technol Ther* 12:399–403. doi: 10.1089/dia.2009.0113
- Kongsgaard M, Kovanen V, Aagaard P, et al (2009) Corticosteroid injections, eccentric decline squat training and heavy slow resistance training in patellar tendinopathy. *Scand J Med Sci Sport* 19:790–802. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00949.x
- Kongsgaard M, Nielsen CH, Hegnsvad S, et al (2011) Mechanical properties of the human Achilles tendon, in vivo. *Clin Biomech* 26:772–777. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.02.011
- Kongsgaard M, Reitelsheder S, Pedersen TG, et al (2007) Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol Oxford Engl* 191:111–121. doi: 10.1111/j.1748-1716.2007.01714.x
- Kösters a., Wiesinger HP, Bojsen-Møller J, et al (2014) Influence of loading rate on patellar tendon mechanical properties in vivo. *Clin Biomech* 29:323–329. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.12.010
- Kralj a, Jaeger RJ, Munih M (1990) Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech* 23:1123–38.
- Krautwald M, Münch G (2010) Advanced glycation end products as biomarkers and gerontotoxins – A basis to explore methylglyoxal-lowering agents for Alzheimer’s disease? *Exp Gerontol* 45:744–751. doi: 10.1016/j.exger.2010.03.001
- Kubo K, Ikebukuro T, Maki A, et al (2012) Time course of changes in the human Achilles tendon properties and metabolism during training and detraining in vivo. *Eur J Appl Physiol* 112:2679–2691. doi: 10.1007/s00421-011-2248-x

- Kubo K, Ikebukuro T, Yaeshima K, et al (2009) Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. *J Appl Physiol* 106:412–417. doi: 10.1152/jappphysiol.91381.2008
- Kubo K, Ishida Y, Komuro T, et al (2007a) Age-Related Differences in the Force Generation Capabilities and Tendon Extensibilities of Knee Extensors and Plantar Flexors in Men. *Journals Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 62:1252–1258. doi: 10.1093/gerona/62.11.1252
- Kubo K, Kanehisa H, Azuma K, et al (2003a) Muscle Architectural Characteristics in Young and Elderly Men and Women. *Int J Sports Med* 24:125–130. doi: 10.1055/s-2003-38204
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T (2002) Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol* 538:219–26. doi: 10.1013/jphysiol.2001.012703
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T (2001a) Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol* 536:649–655. doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.0649c.xd
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T (2001b) Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *Eur J Appl Physiol* 85:226–232. doi: 10.1007/s004210100463
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T (2005) Comparison of Elasticity of Human Tendon and Aponeurosis in Knee Extensors and Ankle Plantar Flexors in Vivo. *J Appl Biomech* 21:129–142. doi: 10.1123/jab.21.2.129
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T (2001c) Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol* 90:520–527.
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T (2000) Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *Eur J Appl Physiol* 81:181–187. doi: 10.1007/s004210050028
- Kubo K, Kanehisa H, Miyatani M, et al (2003b) Effect of low-load resistance training on the tendon properties in middle-aged and elderly women. *Acta Physiol Scand* 178:25–32. doi: 10.1046/j.1365-201X.2003.01097.x
- Kubo K, Kawakami Y, Fukunaga T (1999) Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol* 87:2090–6. doi: <http://jap.physiology.org/content/87/6/2090>
- Kubo K, Komuro T, Ishiguro N, et al (2006a) Effects of low-load resistance training with vascular occlusion on the mechanical properties of muscle and tendon. *J Appl Biomech* 22:112–9.
- Kubo K, Morimoto M, Komuro T, et al (2007b) Age-Related Differences in the Properties of the Plantar Flexor Muscles and Tendons. *Med Sci Sport Exerc* 39:541–547. doi: 10.1249/01.mss.0000247006.24965.74
- Kubo K, Morimoto M, Komuro T, et al (2007c) Effects of Plyometric and Weight Training on Muscle-Tendon Complex and Jump Performance. *Med Sci Sport Exerc* 39:1801–1810. doi: 10.1249/mss.0b013e31813e630a
- Kubo K, Ohgo K, Takeishi R, et al (2006b) Effects of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex in vivo. *Scand J Med Sci Sport* 16:159–167. doi: 10.1111/j.1600-0838.2005.00450.x
- Kubo K, Ohgo K, Takeishi R, et al (2006c) Effects of Series Elasticity on the Human Knee Extension Torque-Angle Relationship in Vivo. *Res Q Exerc Sport* 77:408–416. doi: 10.1080/02701367.2006.10599376

- Kubo K, Tabata T, Ikebukuro T, et al (2010) Effects of mechanical properties of muscle and tendon on performance in long distance runners. *Eur J Appl Physiol* 110:507–514. doi: 10.1007/s00421-010-1528-1
- Kubo K, Yata H, Kanehisa H, Fukunaga T (2006d) Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *Eur J Appl Physiol* 96:305–314. doi: 10.1007/s00421-005-0087-3
- Kumar V, Selby A, Rankin D, et al (2009) Age-related differences in the dose-response relationship of muscle protein synthesis to resistance exercise in young and old men. *J Physiol* 587:211–217. doi: 10.1113/jphysiol.2008.164483
- Langberg H, Rosendal L, Kjær M (2001) Training-induced changes in peritendinous type I collagen turnover determined by microdialysis in humans. *J Physiol* 534:297–302. doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.00297.x
- Langberg H, Skovgaard D, Petersen LJ, et al (1999) Type I collagen synthesis and degradation in peritendinous tissue after exercise determined by microdialysis in humans. *J Physiol* 521:299–306. doi: 10.1111/j.1469-7793.1999.00299.x
- Lavagnino M, Arnoczky SP, Tian T, Vaupel Z (2003) Effect of Amplitude and Frequency of Cyclic Tensile Strain on the Inhibition of MMP-1 mRNA Expression in Tendon Cells: An In Vitro Study. *Connect Tissue Res* 44:181–187. doi: 10.1080/03008200390215881
- Lee I-H, Park S (2013) Balance Improvement by Strength Training for the Elderly. *J Phys Ther Sci* 25:1591–1593. doi: 10.1589/jpts.25.1591
- Lenskjold A, Kongsgaard M, Larsen JO, et al (2015) The influence of physical activity during youth on structural and functional properties of the Achilles tendon. *Scand J Med Sci Sport* 25:25–31. doi: 10.1111/sms.12143
- Lichtwark GA, Bougoulias K, Wilson AM (2007) Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *J Biomech* 40:157–164. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.035
- Lindemann U, Claus H, Stuber M, et al (2003) Measuring power during the sit-to-stand transfer. *Eur J Appl Physiol* 89:466–470. doi: 10.1007/s00421-003-0837-z
- Lindemann U, Mohr C, Machann J, et al (2016) Association between thigh muscle volume and leg muscle power in older women. *PLoS One* 11:1–10. doi: 10.1371/journal.pone.0157885
- Loram ID, Lakie M (2002) Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *J Physiol* 540:1111–1124. doi: 10.1113/jphysiol.2001.013077
- Loram ID, Maganaris CN, Lakie M (2005a) Active, non-spring-like muscle movements in human postural sway: How might paradoxical changes in muscle length be produced? *J Physiol* 564:281–293. doi: 10.1113/jphysiol.2004.073437
- Loram ID, Maganaris CN, Lakie M (2005b) Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *J Physiol* 564:295–311. doi: 10.1113/jphysiol.2004.076307
- Loram ID, Maganaris CN, Lakie M (2004) Paradoxical muscle movement in human standing. *J Physiol* 556:683–689. doi: 10.1113/jphysiol.2004.062398
- Mademli L, Arampatzis A, Walsh M (2008) Age-related effect of static and cyclic loadings on the strain-force curve of the vastus lateralis tendon and aponeurosis. *J Biomech Eng* 130:011007.

doi: 10.1115/1.2838036

- Maden-Wilkinson TM, Degens H, Jones DA, McPhee JS (2013) Comparison of MRI and DXA to measure muscle size and age-related atrophy in thigh muscles. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 13:320–8.
- Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Kjaer M (2001) Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol* 531:277–288. doi: PHY_11738 [pii]
- Magnusson SP, Beyer N, Abrahamsen H, et al (2003a) Increased Cross-sectional Area and Reduced Tensile Stress of the Achilles Tendon in Elderly Compared With Young Women. *Journals Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 58:B123–B127. doi: 10.1093/gerona/58.2.B123
- Magnusson SP, Hansen M, Langberg H, et al (2007) The adaptability of tendon to loading differs in men and women. *Int J Exp Pathol* 88:237–240. doi: 10.1111/j.1365-2613.2007.00551.x
- Magnusson SP, Hansen P, Aagaard P, et al (2003b) Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiol Scand* 177:185–195. doi: 10.1046/j.1365-201X.2003.01048.x
- Magnusson SP, Kjaer M (2003) Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *Eur J Appl Physiol* 90:549–553. doi: 10.1007/s00421-003-0865-8
- Magnusson SP, Langberg H, Kjaer M (2010) The pathogenesis of tendinopathy: balancing the response to loading. *Nat Rev Rheumatol* 6:262–268. doi: 10.1038/nrrheum.2010.43
- Magnusson SP, Narici M V, Maganaris CN, Kjaer M (2008) Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol* 586:71–81. doi: 10.1113/jphysiol.2007.139105
- Maki BE, Holliday PJ, Topper AK (1994) A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol* 49:M72-84.
- Malliaras P, Kamal B, Nowell A, et al (2013) Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and contraction type. *J Biomech* 46:1893–1899. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.04.022
- Mayer F, Scharhag-Rosenberger F, Carlsohn A, et al (2011) The intensity and effects of strength training in the elderly. *Dtsch Arzteblatt Int* 108:359–64. doi: 10.3238/arztebl.2011.0359
- McMahon GE, Morse CI, Burden A, et al (2013) The manipulation of strain, when stress is controlled, modulates in vivo tendon mechanical properties but not systemic TGF- β 1 levels. *Physiol Rep* 1:e00091. doi: 10.1002/phy2.91
- McNeil CJ, Doherty TJ, Stashuk DW, Rice CL (2005) Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. *Muscle Nerve* 31:461–467. doi: 10.1002/mus.20276
- Meerwaldt R, Graaff R, Oomen PHN, et al (2004) Simple non-invasive assessment of advanced glycation endproduct accumulation. *Diabetologia* 47:1324–1330. doi: 10.1007/s00125-004-1451-2
- Milanovic Z, Jorgić B, Trajković N, et al (2013) Age-related decrease in physical activity and functional fitness among elderly men and women. *Clin Interv Aging* 8:549. doi: 10.2147/CIA.S44112
- Miles CA, Avery NC, Rodin V V., Bailey AJ (2005) The increase in denaturation temperature following cross-linking of collagen is caused by dehydration of the fibres. *J Mol Biol* 346:551–556. doi: 10.1016/j.jmb.2004.12.001

- Miller BF, Olesen JL, Hansen M, et al (2005) Coordinated collagen and muscle protein synthesis in human patella tendon and quadriceps muscle after exercise. *J Physiol* 567:1021–1033. doi: 10.1113/jphysiol.2005.093690
- Mitchell WK, Williams J, Atherton P, et al (2012) Sarcopenia, Dynapenia, and the Impact of Advancing Age on Human Skeletal Muscle Size and Strength; a Quantitative Review. *Front Physiol* 3:1–19. doi: 10.3389/fphys.2012.00260
- Moore MJ, De Beaux A (1987) A quantitative ultrastructural study of rat tendon from birth to maturity. *J Anat* 153:163–9.
- Morrissey D, Roskilly A, Twycross-Lewis R, et al (2011) The effect of eccentric and concentric calf muscle training on Achilles tendon stiffness. *Clin Rehabil* 25:238–247. doi: 10.1177/0269215510382600
- Morse CI, Degens H, Jones DA (2007) The validity of estimating quadriceps volume from single MRI cross-sections in young men. *Eur J Appl Physiol* 100:267–274. doi: 10.1007/s00421-007-0429-4
- Morse CI, Thom JM, Birch KM, Narici M V (2005a) Changes in triceps surae muscle architecture with sarcopenia. *Acta Physiol Scand* 183:291–8. doi: 10.1111/j.1365-201X.2004.01404.x
- Morse CI, Thom JM, Birch KM, Narici M V (2005b) Tendon elongation influences the amplitude of interpolated doublets in the assessment of activation in elderly men. *J Appl Physiol* 98:221–226. doi: 10.1152/jappphysiol.00774.2004
- Morse CI, Thom JM, Mian OS, et al (2005c) Muscle strength, volume and activation following 12-month resistance training in 70-year-old males. *Eur J Appl Physiol* 95:197–204. doi: 10.1007/s00421-005-1342-3
- Morse CI, Thom JM, Reeves ND, et al (2005d) In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. *J Appl Physiol* 99:1050–1055. doi: 10.1152/jappphysiol.01186.2004
- Mouzat A, Dabonneville M, Roux D, et al (2005) Position des pieds et paramètres stabilométriques. *Staps* 67:59. doi: 10.3917/sta.067.0059
- Nakagawa Y, MAJIMA T, NAGASHIMA K (1994) Effect of ageing on ultrastructure of slow and fast skeletal muscle tendon in rabbit Achilles tendons. *Acta Physiol Scand* 152:307–313. doi: 10.1111/j.1748-1716.1994.tb09810.x
- Narici MV, Maganaris C, Reeves N (2005) Myotendinous alterations and effects of resistive loading in old age. *Scand J Med Sci Sport* 15:392–401. doi: 10.1111/j.1600-0838.2005.00458.x
- Narici M V., Maffulli N (2010) Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. *Br Med Bull* 95:139–159. doi: 10.1093/bmb/ldq008
- Narici M V., Maganaris CN (2006) Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. *J Anat* 208:433–443. doi: 10.1111/j.1469-7580.2006.00548.x
- Narici M V., Maganaris CN, Reeves ND, Capodaglio P (2003) Effect of aging on human muscle architecture. *J Appl Physiol* 95:2229–2234. doi: 10.1152/jappphysiol.00433.2003
- Narici M V, Hoppeler H, Kayser B, et al (1996) Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiol Scand* 157:175–186. doi: 10.1046/j.1365-201X.1996.483230000.x
- Nedić O, Rattan SIS, Grune T, Trougakos IP (2013) Molecular effects of advanced glycation end products on cell signalling pathways, ageing and pathophysiology. *Free Radic Res* 47:28–38.

doi: 10.3109/10715762.2013.806798

- Nicholson VP, McKean MR, Burkett BJ (2015) Low-load high-repetition resistance training improves strength and gait speed in middle-aged and older adults. *J Sci Med Sport* 18:596–600. doi: 10.1016/j.jsams.2014.07.018
- Nurse MA, Nigg BM (2001) The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clin Biomech* 16:719–727. doi: 10.1016/S0268-0033(01)00090-0
- Onambele GL, Narici M V., Maganaris CN (2006) Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *J Appl Physiol* 100:2048–2056. doi: 10.1152/jappphysiol.01442.2005
- Onambele GL, Narici M V., Rejc E, Maganaris CN (2007) Contribution of calf muscle-tendon properties to single-leg stance ability in the absence of visual feedback in relation to ageing. *Gait Posture* 26:343–348. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.081
- Orr R, de Vos NJ, Singh NA, et al (2006) Power Training Improves Balance in Healthy Older Adults. *Journals Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 61:78–85. doi: 10.1093/gerona/61.1.78
- Parry DAD, Barnes GRG, Craig AS (1978) A comparison of the size distribution of collagen fibrils in connective tissues as a function of age and a possible relation between fibril size distribution and mechanical properties. *Proc R Soc London - Biol Sci* 203:305–321. doi: 10.1098/rspb.1978.0107
- Pearson SJ, Burgess K, Onambele GNL (2007) Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. *Clin Biomech* 22:712–717. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.02.006
- Pearson SJ, Onaimbele GNL (2006) Influence of time of day on tendon compliance and estimations of voluntary activation levels. *Muscle and Nerve* 33:792–800. doi: 10.1002/mus.20529
- Pearson SJ, Onambélé GL (2012) Computation methods affect the reported values of in vivo human tendon stiffness. *J Mech Behav Biomed Mater* 5:291–297. doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.08.008
- Perrin PP, Jeandel C, Perrin CA, Béné MC (1997) Influence of Visual Control, Conduction, and Central Integration on Static and Dynamic Balance in Healthy Older Adults. *Gerontology* 43:223–231. doi: 10.1159/000213854
- Pette D, Staron RS (2000) Myosin isoforms, muscle fiber types, and transitions. *Microsc Res Tech* 50:500–509. doi: 10.1002/1097-0029(20000915)50:6<500::AID-JEMT7>3.0.CO;2-7
- Piasecki M, Ireland A, Jones DA, McPhee JS (2016) Age-dependent motor unit remodelling in human limb muscles. *Biogerontology* 17:485–496. doi: 10.1007/s10522-015-9627-3
- Pollock CM, Shadwick RE (1994) Relationship between body mass and biomechanical properties of limb tendons in adult mammals. *Am J Physiol Integr Comp Physiol* 266:R1016–R1021. doi: 10.1152/ajpregu.1994.266.3.R1016
- Quinlan JJ, Maganaris CN, Franchi M V., et al (2018) Muscle and Tendon Contributions to Reduced Rate of Torque Development in Healthy Older Males. *Journals Gerontol - Ser A Biol Sci Med Sci* 73:539–545. doi: 10.1093/gerona/glx149
- Rack PM, Ross HF, Thilmann AF, Walters DK (1983) Reflex responses at the human ankle: the importance of tendon compliance. *J Physiol* 344:503–24.
- Reeves ND, Maganaris CN, Narici M V (2003a) Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol* 548:971–981. doi: 10.1113/jphysiol.2002.035576

- Reeves ND, Narici M V., Maganaris CN (2003b) Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle and Nerve* 28:74–81. doi: 10.1002/mus.10392
- Regterschot GRH, Zhang W, Baldus H, et al (2014) Test-retest reliability of sensor-based sit-to-stand measures in young and older adults. *Gait Posture* 40:220–224. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.193
- Reid KF, Pasha E, Doros G, et al (2014) Longitudinal decline of lower extremity muscle power in healthy and mobility-limited older adults: influence of muscle mass, strength, composition, neuromuscular activation and single fiber contractile properties. *Eur J Appl Physiol* 114:29–39. doi: 10.1007/s00421-013-2728-2
- Roos MR, Rice CL, Vandervoort AA (1997) Age-related changes in motor unit function. *Muscle Nerve* 20:679–90. doi: 10.1002/(SICI)1097-4598(199706)20:6<679::AID-MUS4>3.0.CO;2-5 [pii]
- Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, et al (2002a) Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports* 12:90–98. doi: sms120205 [pii]
- Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, et al (2002b) Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sport* 12:90–98. doi: 10.1034/j.1600-0838.2002.120205.x
- Roth SM, Ivey FM, Martel GF, et al (2001) Muscle size responses to strength training in young and older men and women. *J Am Geriatr Soc* 49:1428–33. doi: 4911233 [pii]
- Rugg SG, Gregor RJ, Mandelbaum BR, Chiu L (1990) In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *J Biomech* 23:495–501. doi: 10.1016/0021-9290(90)90305-M
- Runge M, Rittweger J, Russo CR, et al (2004) Is muscle power output a key factor in the age-related decline in physical performance? A comparison of muscle cross section, chair-rising test and jumping power. *Clin Physiol Funct Imaging* 24:335–340. doi: 10.1111/j.1475-097X.2004.00567.x
- Russell AP (2010) Molecular regulation of skeletal muscle mass. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 37:378–384. doi: 10.1111/j.1440-1681.2009.05265.x
- Scarborough DM, McGibbon CA, Krebs DE (2007) Chair rise strategies in older adults with functional limitations. *J Rehabil Res Dev* 44:33–42.
- Schot PK, Knutzen KM, Poole SM, Mrotek LA (2003) Sit-to-Stand Performance of Older Adults following Strength Training. *Res Q Exerc Sport* 74:1–8. doi: 10.1080/02701367.2003.10609058
- Seene T, Kaasik P, Alev K (2011) Muscle Protein Turnover in Endurance Training: a Review. *Int J Sports Med* 32:905–911. doi: 10.1055/s-0031-1284339
- Semba RD, Nicklett EJ, Ferrucci L (2010) Does Accumulation of Advanced Glycation End Products Contribute to the Aging Phenotype? *Journals Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 65A:963–975. doi: 10.1093/gerona/glq074
- Seynnes O, Fiatarone Singh MA, Hue O, et al (2004) Physiological and Functional Responses to Low-Moderate Versus High-Intensity Progressive Resistance Training in Frail Elders. *Journals Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 59:M503–M509. doi: 10.1093/gerona/59.5.M503
- Seynnes OR, de Boer M, Narici M V (2007) Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol* 102:368–373. doi:

10.1152/jappphysiol.00789.2006

- Seynnes OR, Erskine RM, Maganaris CN, et al (2009) Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. *J Appl Physiol* 107:523–530. doi: 10.1152/jappphysiol.00213.2009
- Seynnes OR, Koesters a., Gimpl M, et al (2011) Effect of alpine skiing training on tendon mechanical properties in older men and women. *Scand J Med Sci Sport* 21:39–46. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01340.x
- Silver FH, Freeman JW, Seehra GP (2003) Collagen self-assembly and the development of tendon mechanical properties. *J Biomech* 36:1529–1553. doi: 10.1016/S0021-9290(03)00135-0
- Singh R, Barden A, Mori T, Beilin L (2001) Advanced glycation end-products: a review. *Diabetologia* 44:129–146. doi: 10.1007/s001250051591
- Standley R a, Harber MP, Lee JD, et al (2013) Influence of aerobic cycle exercise training on patellar tendon cross-sectional area in older women. *Scand J Med Sci Sports* 23:367–373. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01396.x
- Stenroth L, Peltonen J, Cronin NJ, et al (2012) Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *J Appl Physiol* 113:1537–1544. doi: 10.1152/jappphysiol.00782.2012
- Suetta C, Aagaard P, Rosted A, et al (2004a) Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *J Appl Physiol* 97:1954–1961. doi: 10.1152/jappphysiol.01307.2003
- Suetta C, Magnusson SP, Rosted A, et al (2004b) Resistance training in the early postoperative phase reduces hospitalization and leads to muscle hypertrophy in elderly hip surgery patients - A controlled, randomized study. *J Am Geriatr Soc* 52:2016–2022. doi: 10.1111/j.1532-5415.2004.52557.x
- Sullivan BE, Carroll CC, Jemiolo B, et al (2009) Effect of acute resistance exercise and sex on human patellar tendon structural and regulatory mRNA expression. *J Appl Physiol* 106:468–75. doi: 10.1152/jappphysiol.91341.2008
- Svensson RB, Heinemeier KM, Couppé C, et al (2016) Effect of aging and exercise on the tendon. *J Appl Physiol* 121:1353–1362. doi: 10.1152/jappphysiol.00328.2016
- Tanaka T, Takeda H, Izumi T, et al (1999) Effects on the location of the centre of gravity and the foot pressure contribution to standing balance associated with ageing. *Ergonomics* 42:997–1010. doi: 10.1080/001401399185261
- Tsaopoulos DE, Baltzopoulos V, Maganaris CN (2006) Human patellar tendon moment arm length: Measurement considerations and clinical implications for joint loading assessment. *Clin Biomech* 21:657–667. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.02.009
- Tuite DJ, Renström PA, O'Brien M (1997) The aging tendon. *Scand J Med Sci Sports* 7:72–7. doi: 10.1111/j.1600-0838.1997.tb00122.x
- Van Roie E, Delecluse C, Coudyzer W, et al (2013) Strength training at high versus low external resistance in older adults: Effects on muscle volume, muscle strength, and force-velocity characteristics. *Exp Gerontol* 48:1351–1361. doi: 10.1016/j.exger.2013.08.010
- Vogel H (1980) Influence of maturation and aging on mechanical and biochemical properties of connective tissue in rats. *Mech Ageing Dev* 14:283–292. doi: 10.1016/0047-6374(80)90002-0

- Wang JH-C (2006) Mechanobiology of tendon. *J Biomech* 39:1563–1582. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.011
- Wang JHC, Jia F, Yang G, et al (2003) Cyclic Mechanical Stretching of Human Tendon Fibroblasts Increases the Production of Prostaglandin E 2 and Levels of Cyclooxygenase Expression: A Novel In Vitro Model Study. *Connect Tissue Res* 44:128–133. doi: 10.1080/03008200390223909
- Wernbom M, Augustsson J, Thomeé R (2007) The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. *Sport Med* 37:225–264 40p. doi: 10.2165/00007256-200737030-00004
- Wiesinger H-P, Kösters A, Müller E, Seynnes OR (2015) Effects of Increased Loading on In Vivo Tendon Properties: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc* 1. doi: 10.1249/MSS.0000000000000603
- Wiesinger H-P, Rieder F, Kösters A, et al (2016) Are Sport-Specific Profiles of Tendon Stiffness and Cross-Sectional Area Determined by Structural or Functional Integrity? *PLoS One* 11:e0158441. doi: 10.1371/journal.pone.0158441
- Wolf SL, Barnhart HX, Ellison GL, Coogler CE (1997) The Effect of Tai Chi Quan and Computerized Balance Training on Postural Stability in Older Subjects. *Phys Ther* 77:371–381. doi: 10.1093/ptj/77.4.371
- Wolfe RR (2006) The underappreciated role of muscle in health and disease. *Am J Clin Nutr* 84:475–482. doi: 10.1093/ajcn/84.3.475
- World Health Organization (2007) WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age. *Community Health (Bristol)* 53. doi: 978 92 4 156353 6
- Wu H, Chang Y, Liu C, Wang L (2010a) Biomechanical Analysis of Landing from Counter Movement Jump and Vertical Jump with Run -Up in the Individuals with Functional Ankle Instability. *Int J Sport Exerc Sci* 2:43–48.
- Wu Y-K, Lien Y-H, Lin K-H, et al (2010b) Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scand J Med Sci Sports* 20:e80–e86. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00908.x
- Yang G, Crawford RC, Wang JHC (2004) Proliferation and collagen production of human patellar tendon fibroblasts in response to cyclic uniaxial stretching in serum-free conditions. *J Biomech* 37:1543–1550. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.01.005
- Yoshiko A, Hioki M, Kanehira N, et al (2017) Three-dimensional comparison of intramuscular fat content between young and old adults. *BMC Med Imaging* 17:12. doi: 10.1186/s12880-017-0185-9