



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ**

**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ  
ΤΟΜΕΑΣ ΑΘΛΗΤΙΑΤΡΙΚΗΣ & ΒΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**«ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΕΣ ΜΥΩΝ ΚΑΙ ΤΕΝΟΝΤΩΝ ΛΟΓΩ  
ΣΥΣΤΗΜΑΤΙΚΗΣ ΦΟΡΤΙΣΗΣ ΚΑΙ Η ΣΧΕΣΗ ΤΟΥΣ  
ΜΕ ΤΗΝ ΜΥΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ»**

**Λεονάρδος-Νεκτάριος Κόγιας**

**Επιβλέπουσα Καθηγήτρια: Νικολαΐδου Μαρία-Ελισσάβετ, ΕΕΠ**

**ΙΟΥΝΙΟΣ 2023**

© Copyright  
Λεονάρδος-Νεκτάριος Κόγιας  
Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού  
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών  
Εθνικής Αντιστάσεως 41, 172 37, Δάφνη, Αθήνα

## Ευχαριστίες

Μία απαιτητική αλλά και ενδιαφέρουσα φάση της ακαδημαϊκής μου πορείας, η συγγραφή της πτυχιακής μου εργασίας, ολοκληρώθηκε εντός των προθεσμιών που είχα θέσει εξ αρχής αποδεσμευόντάς με από το άγχος και την πίεση των τελευταίων μηνών. Αν και η όλη διαδικασία υπήρξε στρεσογόνα κι ενίοτε δύσκολη, αισθάνομαι ότι, ως νέος επιστήμονας, αποκόμισα πλήθος γνώσεων, βίωσα πολύτιμες εμπειρίες και αντιμετώπισα επιτυχώς προκλήσεις που θα μου μείνουν αξέχαστες.

Η εργασία αυτή δεν θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί χωρίς την συνεισφορά της επιβλέπουσας Καθηγήτριας κ. Νικολαΐδου Μαρίας-Ελισσάβητ την οποία θα ήθελα να ευχαριστήσω από καρδιάς για την υπόδειξη του θέματος, την διαρκή καθοδήγησή της και την ουσιαστική βοήθεια που μου παρείχε ανελλιπώς για την επίτευξη των στόχων που τέθηκαν. Η υποστήριξη της κ. Νικολαΐδου αποτέλεσε θεμέλιο λίθο για την ολοκλήρωση της πτυχιακής εργασίας μου και θα ήθελα να της εκφράσω τις θερμότερες μου ευχαριστίες για την θετική διάθεση και την υπομονή που έδειξε όλο αυτό το διάστημα.

Σημαντικός αρωγός, επίσης, για την εκπόνηση της συγκεκριμένης πτυχιακής εργασίας αποτέλεσε η οικογένειά μου. Θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου, Ναταλία και Χρήστο, καθώς και τον αδελφό μου, Κωνσταντίνο, για την υποστήριξή τους σε όλα τα χρόνια της φοιτητικής μου ζωής. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον συμφοιτητή μου και μελλοντικό μου συνεργάτη, Γιώργο Ιωάννου, για την πολύτιμη βοήθειά του.

Σας ευχαριστώ όλους.

Με εκτίμηση,

Λεονάρδος-Νεκτάριος Κόγιας

## ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΕΣ ΜΥΩΝ ΚΑΙ ΤΕΝΟΝΤΩΝ ΛΟΓΩ ΣΥΣΤΗΜΑΤΙΚΗΣ ΦΟΡΤΙΣΗΣ ΚΑΙ Η ΣΧΕΣΗ ΤΟΥΣ ΜΕ ΤΗΝ ΜΥΪΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ

### Περίληψη

Η μυϊκή λειτουργία συνδέεται στενά με την αρχιτεκτονική, τη μορφολογία και τις ιδιότητες της μυοτενόντιας μονάδας (MTM). Είναι επαρκώς τεκμηριωμένο ότι η ελαστική συμπεριφορά και η αυξημένη μηχανική αντοχή των τενόντων τους επιτρέπει να μεταφέρουν και να μεταδίδουν αποτελεσματικά την παραγόμενη μυϊκή δύναμη. Πρόσφατα, η μελέτη των προσαρμογών της MTM λόγω συστηματικής φόρτισης ή καταπόνησης μέσω της άσκησης/προπόνησης εστιάζεται στις αποκρίσεις καθώς και στη χρονική πορεία αυτών σε νεαρά άτομα. Σκοπός της μελέτης υπήρξε η διερεύνηση των προσαρμογών μυών και τενόντων λόγω συστηματικής φόρτισης και η σχέση τους με την μυϊκή λειτουργία. Δευτερεύων σκοπός αποτέλεσε η εξέταση της επίδρασης βιολογικών (ηλικία) και εξωγενών παραγόντων (άσκηση) στις φυσιολογικές (μορφολογία, δομή) και μηχανικές ιδιότητες της MTM. Πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική αναζήτηση μελετών δημοσιευμένων στην Αγγλική γλώσσα στην ηλεκτρονική βάση δεδομένων PubMed μεταξύ Ιουνίου 2021 και Ιανουαρίου 2022 με τις ακόλουθες λέξεις κλειδιά: muscle, tendon, maturity, adaptation, adolescence, youth, athletes, mechanical loading, training. Από το σύνολο των σχετικών επιλεγμένων μελετών, διεξάχθηκε ποιοτική ανάλυση σε 16 μελέτες παρέμβασης που εξέτασαν την επίδραση του μεγέθους παραμόρφωσης σε συνάρτηση των χαρακτηριστικών του ερεθίσματος καταπόνησης (δηλ., όγκος, ρυθμός, διάρκεια και κύκλος καταπόνησης) στα μηχανικά χαρακτηριστικά και στις υλικές ιδιότητες της MTM. Το συνολικό δείγμα περιλάμβανε 430 συμμετέχοντες (279 άτομα  $\leq 18$  ετών - 112 άτομα  $> 18$  ετών) και εξετάστηκαν 510 επιγονατιδικοί και 419 αχίλλειοι τένοντες. Εξ' αυτών, 43 ανθρώπινοι τένοντες είχαν απομονωθεί από τη MTM τους ενώ 24 τένοντες προέρχονταν από τα κάτω άκρα λαγών. Τα αποτελέσματα της ποιοτικής ανάλυσης έδειξαν ότι προκειμένου να υπάρξουν θετικές προσαρμοστικές αποκρίσεις της MTM απαιτείται μηχανικό ερέθισμα με: α) υψηλό μέγεθος καταπόνησης/παραμόρφωσης (4.5-6.5%), αντίστοιχο έντασης  $\geq 85\%$  μιας μέγιστης εκούσιας ισομετρικής συστολής ανεξαρτήτως του είδους μυϊκής συστολής (έκκεντρη, ισομετρική, σύγκεντρη), β) ο όγκος καταπόνησης να είναι 3 δευτερόλεπτα επιμήκυνσης-φόρτισης με 3 δευτερόλεπτα χαλάρωσης για 5 σειρές των 4 επαναλήψεων για τουλάχιστον 3 μήνες, γ) επαναλαμβανόμενα φορτία μεγαλύτερης διάρκειας καταπόνησης συγκριτικά με συνεχώς διατηρούμενα φορτία. Σε αυτό το προτεινόμενο παρεμβατικό σχήμα συνίσταται περίοδο εξοικείωσης των 2

συνεδριών/εβδομάδα και στη συνέχεια η συχνότητα προπόνησης να ανέρχεται στις 4 φορές/εβδομάδα. Φάνηκε επίσης ότι οι θετικές προσαρμογές στη λειτουργία της MTM λόγω συστηματικής μηχανικής φόρτισης διαφέρουν μεταξύ νεαρών και ενήλικων ατόμων. Συγκεκριμένα, κατά την παιδική ηλικία, η προπόνηση των τενόντων χρειάζεται μεταβλητό όγκο και ρυθμό καταπόνησης για να υπάρξουν προσαρμογές στη τενόντια σκληρότητα ενώ κατά το τέλος της εφηβείας παρατηρείται σαφή υπερτροφία του τένοντα, η οποία οδηγεί σε αύξηση της σκληρότητας, μείωση της παραμόρφωσης και σε μηχανική ενδυνάμωση αυτού. Σημαντικές διαφορές αναδείχθηκαν επίσης σχετικά με την χρονική πορεία των προσαρμογών της MTM στη μηχανική φόρτιση σε άτομα κατά την περίοδο της ωρίμανσής τους συγκριτικά με ενήλικα άτομα λόγω της συστηματικής προπόνησης, και οι οποίες προτείνουν ανισορροπίες μεταξύ της μυϊκής δύναμης και της μηχανικής αντοχής του τένοντα ικανές να θέσουν τα νεαρά αναπτυσσόμενα άτομα σε κίνδυνο τραυματισμού υπέρχρησης. Οι παρατηρούμενες διαφορετικές προσαρμοστικές αποκρίσεις της MTM βρέθηκαν ανεξάρτητα από το φύλο και τις ανθρωπομετρικές διαφορές. Συμπερασματικά, η παρούσα μελέτη παρέχει πρόσφατες ερευνητικές ενδείξεις σχετικά με τους μηχανισμούς προσαρμογής της MTM καθώς και την χρονική πορεία αυτών σε συστηματικά μηχανικά ερεθίσματα ή φορτία σε νεαρά κυρίως άτομα. Τα αποτελέσματα της μελέτης δύνανται να συνεισφέρουν στην καλύτερη σχεδίαση και εφαρμογή προγραμμάτων προπόνησης της MTM σε άτομα νεαρών ηλικιών από προπονητές και καθηγητές Φ.Α. προκειμένου να προκληθούν οι βέλτιστες ισορροπημένες προσαρμογές μεταξύ μυός και τένοντα και να προληφθούν τραυματισμοί.

**Λέξεις κλειδιά:** Μυϊκή λειτουργία, μυο-τενόντια μονάδα, προπόνηση, άσκηση, σκληρότητα, υπερτροφία, νεαρή ηλικία, έφηβοι, αθλητές

# **MUSCLE AND TENDON ADAPTATIONS DUE TO SYSTEMATIC LOADING AND THEIR RELATION TO MUSCLE FUNCTION**

## **Abstract**

Muscle function is closely related to the architecture, morphology and properties of the musculotendinous unit (MTU). It is well established that the elastic behavior and the increased mechanical tolerance of tendons allows them to efficiently transfer and transmit the generated muscle force. Recently, the study of MTU adaptations due to systematic loading or strain via exercise/training focuses on the responses as well as the time course of these responses in young subjects. The aim of this study was to investigate muscle and tendon adaptations due to systematic loading and their relationship with muscle function. A secondary purpose was the investigation of the effect of biological (age) and extrinsic factors (exercise) on the physiological (morphology, structure) and mechanical properties of the MTU. A literature search of studies published in English in the electronic database PubMed was conducted between June 2021 and January 2022 with the following keywords: muscle, tendon, maturity, adaptation, adolescence, youth, athletes, mechanical loading, training. From the pool of relevant selected studies, a qualitative analysis was performed on 16 training-related studies that examined the effect of strain magnitude as a function of loading stimulus characteristics (i.e., loading volume, rate, duration and cycle) on the mechanical characteristics and material properties of the MTU. The total sample included 430 participants (279 subjects aged  $\leq 18$  years old - 112 subjects aged  $> 18$  years old) and 510 patellar and 419 Achilles healthy tendons were examined. Of these, 43 human tendons were isolated from their MTU, while 24 tendons were derived from the lower extremities of rabbits. The results of the qualitative analysis showed that in order to achieve positive adaptive responses of the MTU, a mechanical stimulus is required with: a) high magnitude of strain/deformation (4.5-6.5%), equivalent to an intensity  $\geq 85\%$  of a maximal voluntary isometric contraction regardless of muscle contraction type (eccentric, isometric, concentric), b) loading volume needs to be 3 seconds of tensile elongation-loading with 3 seconds of relaxation for 5 sets of 4 repetitions for at least 3 months, c) repetitive loads of longer loading duration compared to continuously maintained loads. In this proposed training regimen, familiarization period of 2 sessions/week is recommended and a subsequent training frequency of 4 sessions/week. The positive adaptations in MTU function due to systematic loading were also found to differ between young and adult subjects. Specifically, during childhood, tendon training needs variable loading volume and

strain rate in order to induce adaptations in tendon stiffness, while towards the end of adolescence a clear hypertrophy of the tendon can be observed, which leads to an increased stiffness, a decreased deformation and a mechanical strengthening of the tendon. Significant differences were also seen regarding the time course of MTU adaptations to mechanical loading in subjects in their maturation period compared to adults as a result of systematic training. These time-related adaptations indicate imbalances between muscle strength and tendon tolerance capable of putting young growing subjects at risk of overuse injury. The observed differential adaptive responses of the MTU were found regardless of gender and anthropometric differences. In conclusion, the present study provides recent research evidence on the mechanisms of MTU adaptation and the time course of these to systemic mechanical stimuli or loads in young subjects mostly. The results of this study may contribute to a better design and implementation of MTU training regimens in young individuals by coaches and PE teachers in order to induce optimal balanced adaptations between muscle and tendon and prevent injuries.

**Key Words:** muscle function, muscle-tendon unit, training, exercise, stiffness, hypertrophy, youth, adolescents, athletes

## ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Περίληψη Ελληνική .....	i
Περίληψη Αγγλική .....	iii
Πίνακας Περιεχομένων .....	v
Κατάλογος Σχημάτων .....	vii
Κατάλογος Πινάκων .....	vii
Κατάλογος Συμβόλων και Συντομογραφιών .....	viii
<b>I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....</b>	<b>σελ.1</b>
1.1. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος.....	σελ.1
1.2. Σημασία της μελέτης .....	σελ.4
1.3. Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις .....	σελ.5
1.4. Οριοθετήσεις και περιορισμοί της έρευνας .....	σελ.5
1.5 Διευκρίνιση όρων.....	σελ.6
<b>II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ.....</b>	<b>σελ.9</b>
2.1. Σύντομη ανατομική και μορφολογική περιγραφή δύο εκ των βασικών τενόντων του σώματος.....	σελ.9
2.2. Συνεισφορά των ελαστικών δομών σε σειρά (τένοντες) στη μυϊκή λειτουργία.....	σελ.11
2.3. Παράγοντες που επηρεάζουν την μορφολογία, τη δομή και τις μηχανικές ιδιότητες της MTM.....	σελ.18
2.3.1. Ηλικία.....	σελ.19
2.3.2. Συστηματική άσκηση.....	σελ.21
2.4. Μηχανισμοί προσαρμογής της MTM.....	σελ.23
2.5. Η δυναμική πορεία των χρονικών προσαρμογών της MTM.....	σελ.25
2.6. Αποκρίσεις μυών και τενόντων.....	σελ.26
2.6.1. Σε μηχανικά ερεθίσματα.....	σελ.26
2.6.2. Σε σχέση με την ωρίμανση.....	σελ.29



2.7. Προπόνηση της MTM.....σελ.34	σελ.34
<b>III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....σελ.45</b>	<b>σελ.45</b>
3.1. Σχεδιασμός.....σελ.45	σελ.45
3.2. Βάση δεδομένων και στρατηγική αναζήτησης .....σελ.45	σελ.45
3.2.1. Κριτήρια επιλογής και αποκλεισμού των μελετών.....σελ.45	σελ.45
3.3. Εξαγωγή και ανάλυση δεδομένων.....σελ.46	σελ.46
<b>IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....σελ.46</b>	<b>σελ.46</b>
4.1. Μεθοδολογική περιγραφή μελετών.....σελ.46	σελ.46
4.2. Χαρακτηριστικά των εξεταζόμενων μελετών.....σελ.52	σελ.52
4.3. Ποιοτική ανάλυση των εξεταζόμενων μελετών.....σελ.53	σελ.53
4.3.1. Προσαρμογές στις ιδιότητες των τενόντων.....σελ.53	σελ.53
4.3.1.1. Προσαρμογές μετά από προπόνηση κατά την παιδική ηλικία....σελ.53	σελ.53
4.3.1.2. Προσαρμογές μετά από προπόνηση σε άτομα εφηβικής περιόδου ανάπτυξης .....σελ.54	σελ.54
4.3.1.3. Προσαρμογές μετά από προπόνηση σε μεσήλικα άτομα.....σελ.55	σελ.55
4.3.1.4. Προσαρμογές των τενόντων μετά από προπονητικό ερέθισμα παραμόρφωσης σε μεσήλικα άτομα.....σελ.56	σελ.56
<b>V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ, ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ, ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ .....σελ.60</b>	<b>σελ.60</b>
5.1. Συζήτηση.....σελ.60	σελ.60
5.2. Συμπεράσματα .....σελ.63	σελ.63
5.3. Προτάσεις για μελλοντικές έρευνες.....σελ.64	σελ.64
<b>VI. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....σελ.66</b>	<b>σελ.66</b>

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

<b>Σχήμα 2.1.</b> Ανατομική δομή τένοντα.....σελ.11
<b>Σχήμα 2.2.</b> Σχηματική απεικόνιση δύο μυών με διαφορετικές ΠΦΕΔ αλλά ίδια μάζα και σύγκριση των ιδιοτήτων ισομετρικού μήκους-τάσης μυός.....σελ.13
<b>Σχήμα 2.3.</b> Σχηματική απεικόνιση δύο μυών με διαφορετικές ΠΦΕΔ αλλά ίδια μάζα και σύγκριση των ιδιοτήτων ισομετρικού τάσης – ταχύτητας βράχυνσης.....σελ.14
<b>Σχήμα 2.4.</b> Συμπεριφορά τενόντων κατά την προσγείωση μετά από άλμα και αναφορικά με τη σχέση μυϊκής δύναμης-ταχύτητας.....σελ.16
<b>Σχήμα 2.5.</b> Μήκος και δύναμη στα μυϊκά νημάτια του γαστροκνήμιου μυός γαλοπούλας και ολόκληρης της MTM κατά τη διάρκεια επιμηκύνσεων.....σελ.17
<b>Σχήμα 2.6.</b> Σχέση δύναμης αχίλλειου τένοντα-απονευρώσεων και καταπόνησης πριν και μετά από δύο πρωτόκολλα ισομετρικής άσκησης.....σελ.28
<b>Σχήμα 2.7.</b> Σχέση μυϊκής δύναμης και παραμόρφωσης του τένοντα.....σελ.35
<b>Σχήμα 2.8.</b> Συσχέτιση μεταξύ της in vivo δύναμης του αχίλλειου (A) και του επιγονατιδικού (B) τένοντα και της σκληρότητάς του (κανονικοποιημένη ως προς το μήκος ηρεμίας).....σελ.36
<b>Σχήμα 2.9.</b> In vivo καταπόνηση του επιγονατιδικού τένοντα κατά τη διάρκεια μέγιστων εκούσιων ισομετρικών συστολών και η απεικόνιση της ατομικής σχέσης της δύναμης του τένοντα (% μέγιστης δύναμης τένοντα) και παραμόρφωσης.....σελ.37

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

<b>Πίνακας 2.1.</b> Μέσο μήκος (χιλιοστά) μυϊκού νηματίου των εκτεινόντων του γόνατος.....σελ.19
<b>Πίνακας 2.2.</b> Λόγος μέσου μήκους μυός προς μήκος νηματίου των εκτεινόντων του γόνατος.....σελ.20

<b>Πίνακας 2.3.</b> Χαρακτηριστικά μυϊκής αρχιτεκτονικής των τεσσάρων κεφαλών των εκτεινόντων του γόνατος.....σελ.20
<b>Πίνακας 2.4.</b> Μεταβολή της μέγιστης ροπής της ποδοκνημικής άρθρωσης, συν-ενεργοποίηση των ανταγωνιστών μυών, μήκος μοχλοβραχίονα και μήκος ηρεμίας του ΑΤ προέφηβων αθλητών ενόργανης γυμναστικής και μη-αθλητών μετρούμενα ανά διαστήματα 3 μηνών κατά τη διάρκεια ενός έτους.....σελ.32
<b>Πίνακας 4.1.</b> Χαρακτηριστικά και αποτελέσματα μελετών μετά από ασκησιογενής ή μηχανικής φόρτισης παρέμβαση και προσαρμογές σε τενόντιο ιστό.....σελ.46

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΥΜΒΟΛΩΝ ΚΑΙ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ

<b>ΠΦΕΔ</b>	Περιοχή Φυσιολογικής Εγκάρσιας Διατομής.....σελ.1
<b>MTM</b>	Μυο-τενόντια Μονάδα.....σελ.1
<b>ΜΕΙΣ</b>	Μέγιστη Εκούσια Ισομετρική Συστολή.....σελ.3
<b>ΑΤ</b>	Αχίλλειος Τένοντας.....σελ.3
<b>ΕΤ</b>	Επιγονατιδικός Τένοντας.....σελ.3
<b>ΗΜΓ</b>	Ηλεκτρομυογραφία.....σελ.7
<b>ΜΡΑΥ</b>	Μέγιστος Ρυθμός Αύξησης του Ύψους.....σελ.22
<b>E</b>	Στοιχείο ελαστικότητας Young.....σελ.22
<b>k</b>	Σκληρότητα (τένοντα).....σελ.22
<b>εpeak</b>	Κορυφαία Τάση.....σελ.22
<b>Frel</b>	Μέγιστη Δύναμη προς Σωματική Μάζα.....σελ.22
<b>kFM</b>	Ρυθμός Αύξησης της Κανονικοποιημένης Σκληρότητας.....σελ.22
<b>IGF-I</b>	Ινσουλινομιμητικού Αυξητικού Παράγοντα I.....σελ.26
<b>CMJ</b>	Countermovement Jump.....σελ.30
<b>SJ</b>	Squat Jump.....σελ.30

## I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

### 1.1. Ορισμός και διατύπωση προβλήματος

Οι σκελετικοί μύες, οι οποίοι αντιπροσωπεύουν περίπου το 40% του συνολικού σωματικού βάρους, είναι ζωτικής σημασίας για την ανθρώπινη μετακίνηση και χωρίς αμφιβολία για την φυσική δραστηριότητα και άσκηση (Yin et al., 2021). Πρωταρχικός καθοριστικός παράγοντας της μυϊκής λειτουργίας και απόδοσης είναι η αρχιτεκτονική των μυών, που ορίζεται ως «τη διάταξη των μυϊκών ινών εντός ενός μυ σε σχέση με τον άξονα παραγωγής δύναμης» και προσδιορίζεται από τις παραμέτρους της περιοχής φυσιολογικής εγκάρσιας διατομής (ΠΦΕΔ) και του μήκους της μυϊκής ίνας και της γωνίας πρόσφυσης (Lieber & Fridén, 2000). Ως γνωστόν, οι μύες προσφύονται στα οστά μέσω των σε σειρά ελαστικών μη συσταλτών στοιχείων που εκτείνονται πέρα από τη μυϊκή γαστέρα με τη μορφή τενόντων. Στο πλαίσιο λειτουργίας του μυοσκελετικού συστήματος, οι τένοντες είναι αυτές οι δομές που έχουν τον κρίσιμο ρόλο να μεταφέρουν τις δυνάμεις που παράγονται από τους μύες στα οστά (Mersmann et al., 2017a) και, ως εκ τούτου, αποτελούν κρίσιμα στοιχεία για την ανθρώπινη μετακίνηση και απόδοση (Bohm et al., 2015). Οι ιδιότητες των τενόντων δεν επηρεάζουν μόνο την καθημερινή κίνηση του ανθρώπου, όπως η βάδιση, η απόδοση ορθοστατικής σταθερότητας, αλλά καθορίζουν επίσης σημαντικά τις αθλητικές επιδόσεις, όπως π.χ., την δρομική οικονομία κατά το τρέξιμο, το σπριντ, το κατακόρυφο άλμα (Bohm et al., 2015), καθώς ορισμένες δραστηριότητες (π.χ., άλμα) απαιτούν ταχεία παραγωγή μηχανικής ενέργειας μέσω της μυϊκής συστολής, ενώ άλλες δραστηριότητες (π.χ. προσγείωση μετά από άλμα), απαιτούν την ταχεία απορρόφηση ενέργειας μέσω της ενεργητικής επιμήκυνσης των μυών (Roberts et al., 2016). Συνεπώς, η ικανότητα παραγωγής δύναμης ενός μυός εξαρτάται, εκτός από τις προαναφερόμενες μορφολογικές και αρχιτεκτονικές του ιδιότητες (Lieber & Fridén, 2000), από τη μορφολογία και τη συμπεριφορά του αντίστοιχου τένοντα (Kruse et al., 2018).

Ενώ οι τένοντες δεν δύνανται να συνεισφέρουν ενεργώς στην παραγωγή δύναμης της μυο-τενόντιας μονάδας (MTM), η ελαστική τους συμπεριφορά

(επαναφορά κατά 90-97% της απορροφούμενης ενέργειας, Roberts et al., 2013) και η αυξημένη μηχανική αντοχή τους επιτρέπει να μεταφέρουν και να μεταδίδουν μεγάλα μηχανικά φορτία (δυνάμεις) αποτελεσματικά. Συγκεκριμένα, στις μηχανικές λειτουργίες των τενόντων εντάσσεται ο περιορισμός των μέγιστων μυϊκών δυνάμεων και του μέγιστου ρυθμού παραγόμενης μυϊκής ενέργειας μέσω της μείωσης του ρυθμού απορρόφησης/αποθήκευσης ενέργειας από τον μυ και του βραδύτερου ρυθμού απελευθέρωσης αυτής προς τον μυ αντίστοιχα (Roberts et al., 2010; 2013; 2016). Είναι επαρκώς αποδεδειγμένο ότι οποιαδήποτε αυξημένη μηχανική φόρτιση δύναται να προκαλέσει προσαρμογές στο μυϊκό καθώς και στον τενόντιο ιστό (Arampatzis et al., 2007; Bohm et al., 2014, 2015; Charcharis et al., 2019; Kubo et al., 2001; Mersmann et al., 2014, 2016, 2017b; Pentidis et al., 2020; Waugh et al., 2014). Οι τένοντες είναι ευαίσθητοι στο μηχανικό τους περιβάλλον, υπό την έννοια ότι μετά από μια περίοδο συστηματικής αυξημένης μηχανικής φόρτισης, η σκληρότητα του τένοντα πρέπει να αυξηθεί ούτως ώστε να διατηρηθούν τα φυσιολογικά εύρη της προκαλούμενης μυϊκής τάσης κατά τις μέγιστες μυϊκές συσπάσεις κατά τη διάρκεια της κίνησης καθώς το μέγεθος της τελικής τάσης παραμόρφωσης άρα και καταπόνησης που δύναται να ανεχτεί ο τένοντας είναι σε γενικό βαθμό σταθερό (Arampatzis et al., 2007; Bohm et al., 2015). Αυτή η αύξηση της τενόντιας σκληρότητας μπορεί να είναι αποτέλεσμα αύξησης του στοιχείου ελαστικότητας Young, δηλαδή αλλαγές στις ιδιότητες του υλικού (Arampatzis et al., 2007) ή/και αύξηση της περιοχής εγκάρσιας διατομής του τένοντα (Arampatzis et al., 2007; O'Brien et al., 2010), οπότε ο πρώτος μπορεί να θεωρηθεί ως πρώιμος μηχανισμός που οδηγεί σε αυξημένη σκληρότητα και ο δεύτερος, ως μια μάλλον μακροπρόθεσμη επίδραση της συστηματικής αυξημένης μηχανικής φόρτισης (Mersmann et al., 2014).

Η αλληλεπίδραση μυών και τενόντων που αποτυπώνεται μέσα από την λειτουργία της μυο-τενόντιας μονάδας (MTM) διέπεται από κοινούς παράγοντες που επηρεάζουν την μορφολογία, τη δομή και τις μηχανικές ιδιότητες αυτής και αφορούν μεταξύ άλλων κυρίως την ηλικία και την συστηματική άσκηση. Προηγούμενη μελέτη έδειξε ότι ο επιγονατιδικός τένοντας είναι μεγαλύτερος, πιο άκαμπτος και έχει υψηλότερο στοιχείο ελαστικότητας Young στους ενήλικες

συγκριτικά με τα παιδιά καθώς και ότι η σκληρότητα του επιγονατιδικού τένοντα και το στοιχείο ελαστικότητας Young δεν διαφέρουν μεταξύ ανδρών και γυναικών ή αγοριών και κοριτσιών, δηλώνοντας ότι, ανεξαρτήτως φύλου, η ανάπτυξη του επιγονατιδικού τένοντα κατά την ωρίμανση συνδέεται τόσο με ποσοτικές όσο και ποιοτικές αλλαγές (O'Brien et al., 2010a). Σημαντικός όγκος μελετών έχει τεκμηριώσει την ύπαρξη μη ισορροπημένης ανάπτυξης της μυϊκής δύναμης και των μηχανικών και μορφολογικών ιδιοτήτων μυών και τενόντων μεταξύ νέων αθλητών (προέφηβων και έφηβων) σε σύγκριση είτε με μη προπονημένους συνομήλικους είτε με μεσήλικες αθλητές ή πρώην αθλητές, με αποτέλεσμα να παρατηρείται έλλειμμα στη τενόντια υπερτροφία και υψηλότερη καταπόνηση αυτού, γεγονός που κατά την αναπτυξιακή περίοδο του ατόμου και σε συνδυασμό με τα υψηλά μηχανικά/προπονητικά φορτία αυξάνει τις πιθανότητες τραυματισμού υπέρχρησης του τένοντα (Chalatzoglidis et al., 2021; Charcharis et al., 2019; Mersmann et al., 2014, 2016, 2017a, 2017b, 2017c; Pentidis et al., 2020; Waugh et al., 2014). Επιπλέον, η εφηβεία σχετίζεται με αύξηση των σεξουαλικών ορμονών στο αίμα και όσον αφορά τους αθλητές, αυτές παίζουν ρόλο στην αύξηση ανισορροπιών μεταξύ της ανάπτυξης της μυϊκής δύναμης και των μηχανικών ιδιοτήτων των τενόντων (Mersmann et al., 2017b). Επίσης, υπάρχουν ενδείξεις ότι η χρονική πορεία των πλαστικών αλλαγών των μυών και τενόντων ως απόκριση στη φόρτιση και αποφόρτιση είναι διαφορετική και ότι τα αποτελεσματικά μηχανικά ερεθίσματα που προκαλούν προσαρμοστικές αποκρίσεις στους μυς και τένοντες μπορεί να διαφέρουν επίσης (Arampatzis et al., 2007) και συνεπώς, οι έφηβοι αθλητές δύνανται να αναπτύσσουν ανισορροπίες μεταξύ μυών και τενόντων. Ενώ η διαδικασία της ωρίμανσης συνοδεύεται από μια γενική αύξηση της περιοχής εγκάρσιας διατομής του τένοντα (O'Brien et al., 2010), η επιμήκυνση της MTM κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης μπορεί να συνοδεύεται από επεισόδια μείωσης της περιοχής εγκάρσιας διατομής και συνακόλουθης αύξησης της τάσης του τένοντα (Mersmann et al., 2014).

Σημαντικό ζήτημα αποτελεί η διαφοροποιημένη απόκριση μυών και τενόντων σε μηχανικά ερεθίσματα και σε σχέση με την ωρίμανση. Οι υπάρχουσες ερευνητικές ενδείξεις προτείνουν ότι κρίσιμο ερέθισμα για *in vivo* προσαρμογές

στον τένοντα είναι η υψηλής έντασης κυκλική καταπόνηση σε μεγέθη παραμορφώσεων μεταξύ 4.5 έως 6.5%, που αντιστοιχούν συνήθως στο 90% μιας μέγιστης εκούσιας ισομετρικής συστολής (ΜΕΙΣ) με ρυθμό εφελκυστικής παραμόρφωσης 3 δευτερολέπτων φόρτισης και 3 δευτερολέπτων χαλάρωσης για 5 σειρές των 4 επαναλήψεων ανεξαρτήτως του είδους μυϊκής συστολής (Arampatzis et al., 2007, 2010; Bohm et al., 2014, 2015; Kubo et al., 2007). Εστιάζοντας στον παράγοντα της ωρίμανσης, τα αποτελέσματα μελετών που διερεύνησαν τις πιθανές αποκρίσεις του επιγονατιδικού και αχίλλειου τένοντα και σε συνάρτηση με το φύλο, τη διαφορετική αναπτυξιακή ηλικία και την επίδραση της άσκησης υποδεικνύουν παρόμοιο τρόπο ανάπτυξης των ιδιοτήτων της MTM των εκτεινόντων του γόνατος μεταξύ αθλητών και μη-αθλητών από την πρόωμη εφηβεία έως την ενήλικη ζωή (Charcharis et al., 2019), παρόμοιες μορφολογικές και μηχανικές προσαρμογές (δηλ., γωνία πρόσφυσης, πάχος και μήκος μυϊκού νηματίου, σκληρότητα αχίλλειου τένοντα) μεταξύ αθλητών και μη αθλητών (Pentidis et al., 2020). Ωστόσο, υψηλότερες διακυμάνσεις σε παραμέτρους όπως μυϊκή δύναμη και γωνία πρόσφυσης του αχίλλειου τένοντα έχουν βρεθεί σε νεαρούς αθλητές συγκριτικά με συνομήλικους μη-αθλητές κατά την διάρκεια ενός έτους (Pentidis et al., 2021), κατά την εφηβεία (Mersmann et al., 2016) ή λαμβάνοντας υπόψη το ιστορικό της συστηματικής προπόνησης μέσω της σύγκρισης εφήβων ελίτ αθλητών και μεσήλικων πρώην ελίτ αθλητών (Mersmann et al., 2014).

Συνοψίζοντας, η παρούσα εργασία επικεντρώθηκε στις προσαρμογές της MTM των εκτεινόντων του γόνατος και των πελματιαίων καμπτήρων με δείγμα ατόμων ηλικίας 8 ετών και άνω προκειμένου να αναδείξει αφενός την κρίσιμη σημασία των ιδιοτήτων του τένοντα στη μυϊκή λειτουργία και απόδοση, και αφετέρου να παράσχει πρόσφατες ερευνητικές ενδείξεις και αποτελέσματα σχετικά με την προσαρμογή του τένοντα στη μηχανική φόρτιση λόγω παραγόντων, όπως η αναπτυξιακή διαδικασία ή η συστηματική άσκηση, και πώς αυτές οι προσαρμογές διαφοροποιούνται από τις αντίστοιχες προσαρμογές του μυός καταλήγοντας σε αρκετές περιπτώσεις σε μια ανομοιόμορφη προσαρμογή μυ και τένοντα ειδικά κατά την περίοδο της εφηβείας.

## **1.2. Σημασία της μελέτης**

Η σημασία της παρούσας μελέτης έγκειται στην παράθεση γνώσης της υπάρχουσας βιβλιογραφίας σχετικά με τις προσαρμογές της MTM λόγω συστηματικής φόρτισης και η σχέση της με την μυϊκή λειτουργία με εστίαση σε νεαρά άτομα. Επιπρόσθετα, θα αποπειραθεί μια αναφορά μηχανισμούς προσαρμογής της MTM με έμφαση στη χρονική πορεία αυτών σε σχέση με το επίπεδο ωρίμανσης ατόμων που υπόκεινται σε συστηματική φόρτιση μέσω άσκησης. Σε πρακτικό επίπεδο, το περιεχόμενο της συγκεκριμένης μελέτης δυνητικά βρίσκει αντίκρισμα σε επιστήμονες υγείας, προπονητές, καθηγητές Φ.Α. έως και ασκούμενους που επιθυμούν να διευρύνουν τις θεωρητικές τους γνώσεις σχετικά με τις προσαρμογές των μυών και τενόντων λόγω της συστηματικής φυσικής δραστηριότητας και άσκησης, αλλά και πώς επηρεάζονται οι μηχανικές ιδιότητες αυτών των δομών αναλόγως με την ανάπτυξη και την ωρίμανση των ατόμων. Τέλος, τα ευρήματα της μελέτης μπορούν να αξιοποιηθούν από επαγγελματίες της άσκησης ώστε να είναι σε θέση να σχεδιάσουν και να εφαρμόσουν αποτελεσματικότερα προγράμματα παρέμβασης με στόχο τον βέλτιστο τρόπο ενδυνάμωσης των μυών και τενόντων καθώς επίσης και την πρόληψη ή αποκατάσταση τραυματισμών υπέρχρησης της MTM.

## **1.3 Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις**

Βασικός σκοπός της μελέτης ήταν να διερευνηθούν οι προσαρμογές μυών και τενόντων λόγω συστηματικής φόρτισης μέσω άσκησης και η σχέση τους με την μυϊκή λειτουργία. Δευτερεύων στόχος της μελέτης υπήρξε η διερεύνηση της διαφοροποίησης της επίδρασης λόγω ωρίμανσης (νεαρά εν. ενήλικα άτομα) στις προσαρμογές της MTM σε συστηματική φόρτιση.

Κατά την διεξαγωγή της μελέτης τέθηκαν τα ακόλουθα ερευνητικά ερωτήματα:

- α) απαντώνται προσαρμογές της MTM σε μηχανικά ερεθίσματα και συγκεκριμένα σε συστηματική φόρτιση λόγω άσκησης;



β) διαφοροποιούνται οι πιθανές προσαρμογές της MTM σε μηχανικά ερεθίσματα (συστηματική άσκηση) λόγω της ωρίμανσης σε άτομα νεαρής ηλικίας συγκριτικά με ενήλικα άτομα;

Παράλληλα, διατυπώθηκαν οι ακόλουθες ερευνητικές υποθέσεις (H):

H<sub>1</sub>) Η συστηματική μηχανική φόρτιση λόγω άσκησης επιδρά θετικά στην λειτουργία της MTM και κατ'επέκταση στην απόδοση,

H<sub>2</sub>) Οι θετικές προσαρμογές στη λειτουργία της MTM λόγω συστηματικής μηχανικής φόρτισης διαφέρουν μεταξύ νεαρών και ενήλικων ατόμων.

Ως ανεξάρτητες μεταβλητές της παρούσας μελέτης ορίστηκαν οι βιολογικοί (ηλικία) και εξωγενείς παράγοντες (άσκηση) και ως εξαρτημένη μεταβλητή ορίστηκε η λειτουργία και απόδοση της MTM.

#### **1.4 Οριοθετήσεις και περιορισμοί της έρευνας**

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης πρέπει να μελετώνται υπό το φως ορισμένων οριοθετήσεων και περιορισμών. Λόγω της ανασκοπικής φύσης της εργασίας δεν εφαρμόστηκε στατιστική ανάλυση και ο προαναφερόμενος καθορισμός των ανεξάρτητων και εξαρτημένων μεταβλητών έγινε χάριν διευκόλυνσης της παράθεσης δεδομένων των εξεταζόμενων μελετών, όπου κρίθηκε αναγκαίο. Οι επιλεγθείσες μελέτες της παρούσας ανασκόπησης είχαν σχετική ετερογένεια κάνοντας δύσκολη την εξαγωγή ομοιογενών συμπερασμάτων.

#### **1.5. Διευκρίνιση όρων**

**Αρχιτεκτονική σκελετικών μυών:** Ορίζεται ως «η διάταξη των μυϊκών ινών εντός ενός μυός σε σχέση με τον άξονα παραγωγής δύναμης» (Lieber & Fridén, 2000). Οι λειτουργικές ιδιότητες ενός ολόκληρου μυός εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από την αρχιτεκτονική του, της οποίας η επίδραση μπορεί να διατυπωθεί ως εξής: η μυϊκή δύναμη είναι ανάλογη της περιοχής φυσιολογικής εγκάρσιας διατομής και η μυϊκή ταχύτητα είναι ανάλογη του μήκους των μυϊκών ινών.

**Μηχανική μεταγωγή (μηχανομεταγωγή):** Η διαδικασία μέσω της οποίας τα κύτταρα αντιδρούν σε μηχανικά ερεθίσματα και είναι ένας πολύπλοκος μηχανισμός που αποτελεί άλλο ένα σημαντικό βιοφυσικό ερέθισμα στη μυογένεση (Geoffrey et al., 2018).

**Στοιχείο Ελαστικότητας Young:** Ο συντελεστής Young ή το στοιχείο ελαστικότητας σε τάση ή συμπίεση είναι μια μηχανική ιδιότητα που μετράει την σκληρότητα εφελκυστικής τάσης ή συμπίεσης ενός στέρεου υλικού όταν εφαρμόζεται σε αυτό δύναμη κατά μήκος της επιφάνειάς του. Περιγράφεται από την εξίσωση  $E = \frac{\sigma}{\epsilon}$ , όπου  $\sigma$ : μονοαξονική δύναμη τάσης ανά μονάδα επιφάνειας σε GPa, και  $\epsilon$  = παραμόρφωση (οριζόμενη ως την μεταβολή στο μήκος προς το αρχικό μήκος (μήκος ηρεμίας) (χωρίς μονάδες μέτρησης)). Στους ανθρώπινους τένοντες το στοιχείο ελαστικότητας του Young κατά την παραγωγή μέγιστης ισομετρικής δύναμης ανέρχεται στη μέγιστη τιμή των 1.2 GPa (Zajac, 1989). Το μέτρο ελαστικότητας του Young μπορεί να προσδιοριστεί από την αναλογία της εφελκυστικής τάσης προς την εφελκυστική επιμήκυνση (Mersmann et al., 2014), όπου ως εφελκυστική επιμήκυνση προσδιορίζεται η ευκολία διάτασης και παραμόρφωσης μιας ελαστικής δομής (Arampatzis et al., 2007).

**Μέγιστη ισομετρική δύναμη:** Η μεγαλύτερη δυνατή συσταλή δύναμη που μπορεί να αναπτύξει το νευρομυϊκό σύστημα σε μία μέγιστη εκούσια ισομετρική συστολή (Bigland-Ritchie, 1981).

**Ηλεκτρομυογραφία (ΗΜΓ):** Η επιφανειακή ΗΜΓ (εΗΜΓ) είναι μια μέθοδος καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας των ενεργοποιημένων κινητικών μονάδων μέσω της επιφάνειας του δέρματος και παρόλο που δεν ανιχνεύει την αυθόρμητη δραστηριότητα μεμονωμένων μυϊκών ινών, με την εΗΜΓ μπορεί να καταγραφεί μη παρεμβατικά για μεγάλες χρονικές περιόδους η ενσωματωμένη δραστηριότητα ξεχωριστών κινητικών μονάδων ή/και ολόκληρου του μυός (Stålberg et al., 2019).

**Παιδική Ηλικία:** Τυπικά ορίζεται η ηλικιακή περίοδος μεταξύ 2 και 12 ετών και χαρακτηρίζεται από εμφανή ανάπτυξη και ωρίμανση των βασικών συστημάτων και εκτελεστικών λειτουργιών του ανθρώπου.

**Εφηβική Ηλικία:** Η εφηβική ηλικία χαρακτηρίζεται από ραγδαίες αλλαγές στη βιολογική και συναισθηματική ανάπτυξη του ατόμου και αποτυπώνεται μεταξύ των 12 και 21 ετών της ζωής του ανθρώπου (Chalatzoglidis et al., 2021)

## II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

### 2.1. Σύντομη ανατομική και μορφολογική περιγραφή δύο εκ των βασικών τενόντων του σώματος

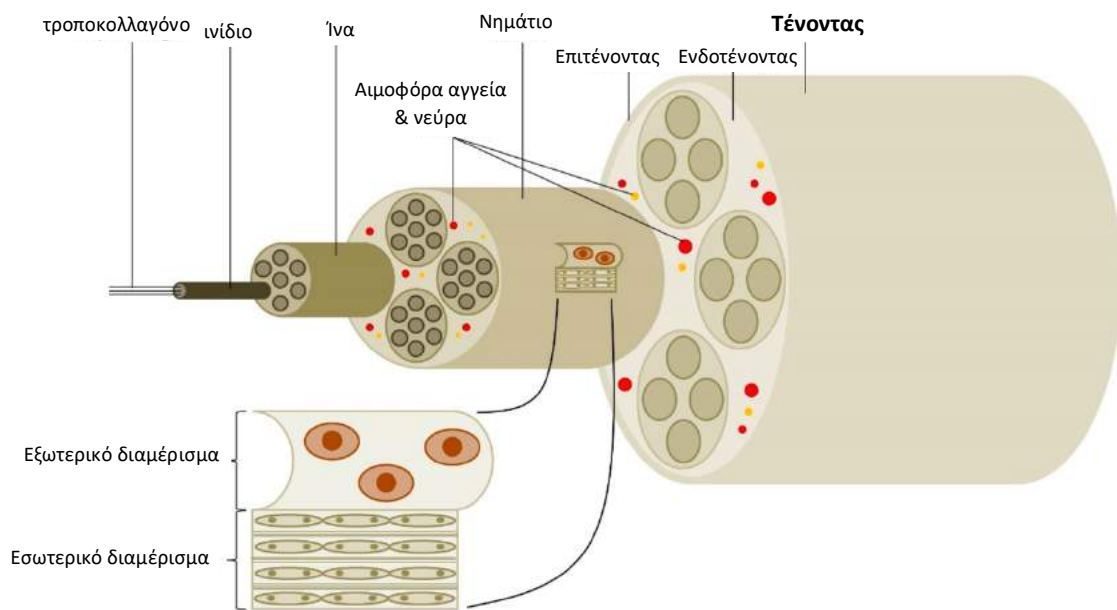
Ως γνωστόν, οι μύες προσφύονται στα οστά μέσω των σε σειρά ελαστικών μη συσταλών στοιχείων που εκτείνονται πέρα από τη μυϊκή γαστέρα με τη μορφή τενόντων. Ο τένοντας και τα περιβλήματά του αποτελούν ινοελαστικές κατασκευές, που επηρεάζουν τα μηχανικά χαρακτηριστικά του μυός κατά την ενεργητική σύσπαση και την παθητική διάταση, προκειμένου οι δυνάμεις και ροπές που παράγονται και προκαλούνται αντιστοίχως από τους συστελλόμενους μύες να μεταφερθούν στα οστά μέσω των τενόντων έτσι ώστε να υπάρξει κίνηση. Ο τένοντας είναι μία ελαστική κατασκευή από συνδετικό ιστό τοποθετημένη εν σειρά με τους συσταλτούς παράγοντες του μυός. Πιο συγκεκριμένα, οι τένοντες αποτελούνται από 55–70% νερό και η εξωκυτταρική μήτρα συντίθεται κυρίως από ευθυγραμμισμένες ίνες κολλαγόνου (65–80% ξηρό βάρος) με δευτερεύοντα συστατικά εξωκυττάριας μήτρας όπως ελαστίνη, ντεκορίνη, διγλυκάνη και ινομοντουλίνη 9 (Leong et al., 2020). Το κολλαγόνο είναι κατά 97-98% τύπου I με μικρές ποσότητες από τους υπόλοιπους τύπους κολλαγόνου. Οι ίνες κολλαγόνου ενώνονται σε ομάδες, σχηματίζουν δεσμίδες με μήκος περίπου 10mm και διάμετρο 50-300μm και τελικά σχηματίζουν την τενόντια ίνα με διάμετρο 100500μm. Οι δεσμίδες περιβάλλονται καθεμία από ξεχωριστό τενόντιο έλυτρο και από περιτενόντιο περίβλημα, σχηματίζοντας στο σύνολό τους τον τένοντα (Σχήμα 2.1). Τα αγγεία των τενόντων εντοπίζονται στην θεμέλια ουσία τους, διατεταγμένα παράλληλα με τις ίνες του κολλαγόνου με αναστομώσεις σε διάφορα σημεία, ενώ δεν απαντώνται νευρικές ίνες στη θεμέλια ουσία του τένοντα. Εντοπίζονται όμως νεύρα στο επιτενόντιο και περιτενόντιο έλυτρο, ενώ στο σημείο ένωσης του τένοντα με το μυ απαντώνται σωματίδια του Golgi (Vasiliadis & Katakalos, 2020). Το τελικό μήκος ενός τένοντα είναι γενετικά προκαθορισμένο και σταθερό, αλλά ποικίλλει από άτομο σε άτομο. Ο μεγαλύτερος τένοντας του

ανθρώπινου σώματος είναι ο Αχίλλειος με μέσο μήκος περίπου 16 εκατοστά (Mescher, 2021).

Δύο σημαντικοί τένοντες για την μυϊκή λειτουργία είναι ο επιγονατιδικός και ο αχίλλειος τένοντας. Ο επιγονατιδικός τένοντας (ET) συνδέει την επιγονατίδα με τον κνημιαίο κόνδυλο και έχει περίπου 30 χιλ. πλάτος επί 50 χιλ. μήκος, με πάχος από 5 έως 7 χιλ. Η προέλευση στον κατώτερο πόλο της επιγονατίδας εφάπτεται στον αρθρικό χόνδρο στην εν τω βάθει πλευρά και συγκλίνει με το περίοστεο της επιγονατίδας προς τα εμπρός. Η κνημιαία έκφυση είναι στενότερη και επενδύει το σύνολο του κνημιαίου κονδύλου, συνδέοντας τους τετρακέφαλους μύες με το κάτω μέρος του κάτω άκρου. Η επιγονατίδα είναι ένα σησαμοειδές οστό και λειτουργεί για την αύξηση του βραχίονα μυϊκής ροπής σε σχέση με τον άξονα της άρθρωσης του γόνατος, αυξάνοντας έτσι το μηχανικό πλεονέκτημα και την έλξη του τετρακέφαλου κατά την έκταση (Hunter Hsu et al., 2022), ενώ μέσω του ET συνεισφέρει στην μετάδοση των φορτίων κατά την επαφή του κάτω άκρου με την επιφάνεια στήριξης (π.χ. μετά από προσγείωση από άλμα) (Decker et al., 2003) και στην κατανομή της κινητικής ενέργειας στις αρθρώσεις των κάτω άκρων (Devita et al., 1992). Αναφέρεται ότι η επιγονατιδική τενοντοπάθεια έχει συνολικό επιπολασμό περίπου 14% όλων των τραυματισμών σε ελίτ αθλητές, ενώ σε αθλήματα με σημαντικό όγκο αλτικών ενεργειών όπως η πετοσφαίριση και καλαθοσφαίριση, έχει 32% και 45% αντίστοιχα (Lian et al., 2005).

Ο Αχίλλειος τένοντας (AT) είναι ο πιο παχύς και ισχυρός τένοντας στο ανθρώπινο σώμα. Η έκφυση του βρίσκεται κοντά στη μέση της κνήμης και συγχωνεύεται στο κεντρικό του μέρος με τον γαστροκνήμιο μυ (DeI Buono et al., 2013). Ο γαστροκνήμιος είναι ένας μυς που σχηματίζεται από δύο κεφαλές, την έσω και την έξω πλάγια, η οποία κάθε μία ξεχωριστά διασχίζει την άρθρωση του γόνατος. Σε εν τω βάθει επίπεδο, υπάρχει ο υποκνημίδιος, ένας μεγάλος πλατύς, πτερυγοειδής μυς, που μαζί με τον γαστροκνήμιο σχηματίζουν τον τρικέφαλο κνημιαίο, ο οποίος ενεργεί για την πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης μέσω του κοινού τένοντά του, δηλαδή του αχίλλειου τένοντα. Τέλος, ο πελματιαίος μυς είναι ένας μικρός και λεπτός μυς, ο οποίος προέρχεται από την ποδοκνημική επιφάνεια του κνημιαίου οστού. Ο

τένοντάς του εισχωρεί στην έσω πλευρά του πέλματος, μπροστά από τον ΑΤ και έχει βρεθεί ότι δύναται να απουσιάζει σε ποσοστό έως και 8% των ατόμων (O'Brien et al., 2005). Η αιμάτωση του τένοντα, από τη μυοτενόντια ένωση, τους γύρω συνδετικούς ιστούς και την οστεοτενόντια ένωση (Ahmed et al., 1998) εξαρτάται από την ηλικία ενώ μειώνεται με την πάροδο αυτής (Hastad et al., 1959). Ο ΑΤ παρουσιάζει τρεις κύριες αγγειακές περιοχές: η περνιαία αρτηρία τροφοδοτεί το μέσο τμήμα, ενώ η οπίσθια κνημιαία αρτηρία τροφοδοτεί το εγγύς και το άπω τμήμα. Η σχετικά φτωχή αγγείωση του μέσου τμήματος του τένοντα θα μπορούσε να εξηγήσει τη συχνή εμφάνιση παθολογίας σε αυτή την περιοχή (Benjamin et al., 2001).



**Σχήμα 2.1.** Ανατομική δομή τένοντα (απόδοση σχήματος από Vasiliadis & Katakalos, 2020).

## 2.2. Συνεισφορά των ελαστικών δομών σε σειρά (τένοντες) στη μυϊκή λειτουργία

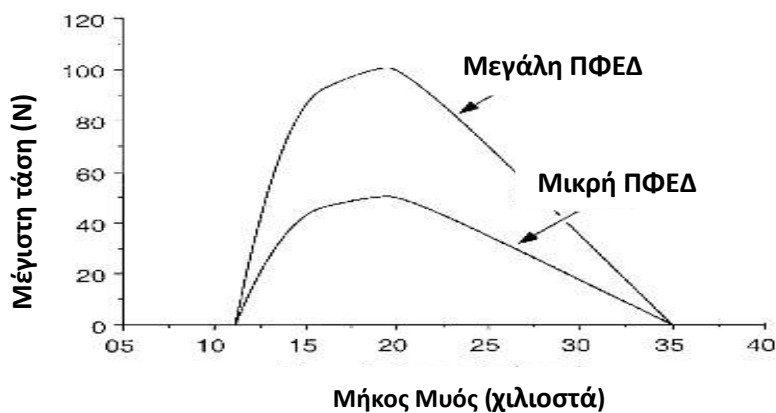
Για την κατανόηση του ρόλου των τενόντων στη μυϊκή λειτουργία, κρίνεται απαραίτητο να δοθεί πρώτα μια σύντομη αναφορά στις αρχιτεκτονικές ιδιότητες του

μυός, που καθορίζουν την ικανότητα παραγωγής δύναμης και εν τέλει την απόδοση του μυός στην εκάστοτε απαιτούμενη λειτουργία αυτού.

Η αρχιτεκτονική ενός συγκεκριμένου μυός είναι εξαιρετικά ομοιόμορφη μεταξύ ατόμων του ίδιου είδους, γεγονός που οδηγεί στην ιδέα ότι υπάρχουν ορισμένοι περιορισμοί που καθορίζουν τις αρχιτεκτονικές ιδιότητες των μυών, ενώ οι αρχιτεκτονικές διαφορές μεταξύ των μυών είναι οι καλύτεροι παράγοντες πρόβλεψης της παραγωγής δύναμης. Η αρχιτεκτονική των σκελετικών μυών μπορεί να οριστεί ως «η διάταξη των μυϊκών ινών εντός ενός μυός σε σχέση με τον άξονα παραγωγής δύναμης» (Lieber & Fridén, 2000). Οι μυϊκές ίνες συχνά απεικονίζονται να προβάλλονται σε δεσμίδες από μια έκφυση μιας εγγύς τενόντιας πλάκας σε μια κατάφυση πιο απομακρυσμένα και παρά το γεγονός ότι η κατανομή των διαφόρων τύπων μυϊκών ινών καθορίζει τη μυϊκή λειτουργία, αυτή καθορίζεται επίσης σε μεγάλο βαθμό και από την μυϊκή αρχιτεκτονική.

Σύμφωνα με τους Lieber και Fridén (2000), η αρχιτεκτονική των ανθρώπινων σκελετικών μυών προσδιορίζεται από τις παραμέτρους της περιοχής φυσιολογικής εγκάρσιας διατομής (ΠΦΕΔ), που είναι ανάλογη της μέγιστης μυϊκής δύναμης, και του μήκους των μυϊκών ινών, που είναι ανάλογο της μέγιστης μυϊκής διέγερσης. Αναφορικά με τους μύες των κάτω άκρων, οι μύες με υψηλές γωνίες πρόσφυσης, μεγάλες ΠΦΕΔ και βραχείες ίνες φαίνονται κατάλληλοι για την παραγωγή μεγάλων δυνάμεων (π.χ. εκτείνοντες του γονάτου). Οι μύες με μεγάλο μήκος ινών και ενδιάμεσες ΠΦΕΔ φαίνεται να είναι ακατάλληλοι για μεγάλες ταλαντώσεις (π.χ. οπίσθιοι μηριαίοι), οι εκτείνοντες κατά της βαρύτητας φαίνεται να είναι σχεδιασμένοι περισσότερο προς την παραγωγή δύναμης, ενώ οι καμπτήρες για μεγάλες μετατοπίσεις σε σχέση με το αρθρικό εύρος κίνησης (Lieber & Fridén, 2000). Ένα παράδειγμα τέτοιου σχεδιασμού είναι ο υποκνημίδιος μυς, που έχει υψηλή ΠΦΕΔ και μικρό μήκος ινών και είναι κατάλληλος για την παραγωγή μεγάλης δύναμης με μικρή μετατόπιση, λειτουργία που ταιριάζει καλά με το ρόλο που κατέχει ως σταθεροποιητής της στάσης. Για τους μύες των άνω άκρων, οι επιφανειακοί και οι εν τω βάθει καμπτήρες είναι παρόμοιοι μεταξύ τους, αλλά διαφέρουν από τους εκτείνοντες μύες. Οι καμπτήρες

προβλέπεται να παράγουν σχεδόν τη διπλάσια δύναμη από τους εκτεινότες και με ελαφρώς μεγαλύτερο εύρος δράσης. Η λειτουργική διαφορά μεταξύ δύο μυών με πανομοιότυπη κατανομή του τύπου μυϊκών ινών, επομένως και ίδια παραγωγή δύναμης ανά μονάδα επιφάνειας (ειδική τάση) καθώς και με πανομοιότυπα μήκη ινών και γωνίες πρόσφυσης, αλλά με τον έναν μυ να έχει διπλάσια μάζα από τον άλλον (ισοδύναμη του διπλάσιου αριθμού ινών και επομένως διπλάσιας ΠΦΕΔ) απεικονίζεται στο Σχήμα 2.2. Ο μυς με τη διπλάσια ΠΦΕΔ έχει καμπύλη μήκους-τάσης ίδιου σχήματος με τον άλλο μυ αλλά ενισχυμένη προς τα πάνω κατά δύο φορές και κατά συνέπεια, η μέγιστη τετανική τάση του μυός με τη μεγαλύτερη ΠΦΕΔ θα είναι διπλάσια από εκείνη του μυός με την κατά το ήμισυ ΠΦΕΔ (Lieber & Fridén, 2000).

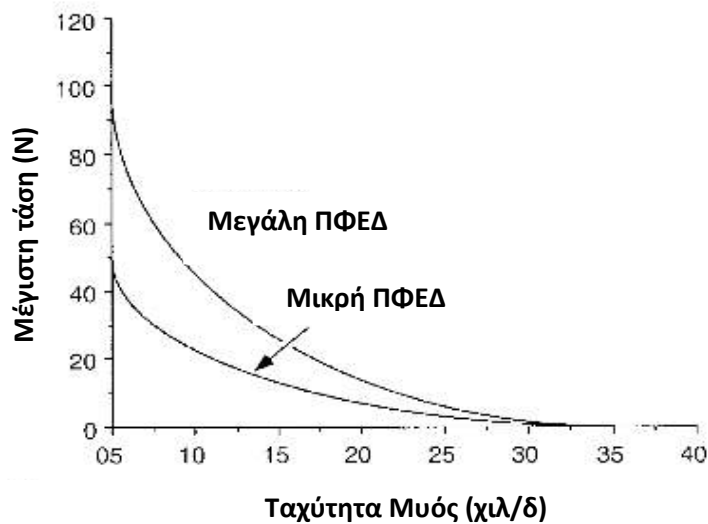


**Σχήμα 2.2.** Σχηματική απεικόνιση δύο μυών με διαφορετικές ΠΦΕΔ αλλά ίδια μάζα και σύγκριση των ιδιοτήτων ισομετρικού μήκους-τάσης μυός (απόδοση σχήματος από Lieber & Fridén, 2000).

Ομοίως, η σύγκριση της μορφής των καμπυλών δύναμης-ταχύτητας βράχυνσης δείχνει ότι οι διαφορές μεταξύ των μυών αντιστοιχούν στο μέγεθος της μιας μετατόπισης προς τα πάνω της βέλτιστης ισχύος για τον μυ με τη μεγαλύτερη ΠΦΕΔ, ωστόσο η καμπύλη διατηρεί το ίδιο σχήμα (Σχήμα 2.3). Εάν και οι δύο καμπύλες απεικονίζονταν σε σχετικές κλίμακες (δηλ. ποσοστό μέγιστης τάσης αντί για απόλυτη



τάση), οι δύο μύες θα εμφανίζονταν να έχουν ταυτόσημες ιδιότητες. Αυτό αποδεικνύει ότι παρόλο που οι αρχιτεκτονικές ιδιότητες επηρεάζουν βαθιά τις εξωγενείς ιδιότητες του μυός (δηλαδή τις ιδιότητες που μεταβάλλονται με το απόλυτο μυϊκό μέγεθος, όπως η ΠΦΕΔ, η μυϊκή μάζα, η βέλτιστη ισχύς), δεν έχουν καμία επίδραση στις ενδογενείς ιδιότητες αυτού (δηλαδή εκείνες τις ιδιότητες που είναι ανεξάρτητες από το απόλυτο μέγεθος του μυός, όπως το σχήμα των καμπυλών μήκους-τάσης ή δύναμης-ταχύτητας ή ο λόγος μήκους ινών/μήκος μυός) (Lieber & Fridén, 2000).



**Σχήμα 2.3.** Σχηματική απεικόνιση δύο μυών με διαφορετικές ΠΦΕΔ αλλά ίδια μάζα και σύγκριση των ιδιοτήτων ισομετρικού τάσης – ταχύτητας βράχυνσης (απόδοση σχήματος από Lieber & Fridén, 2000).

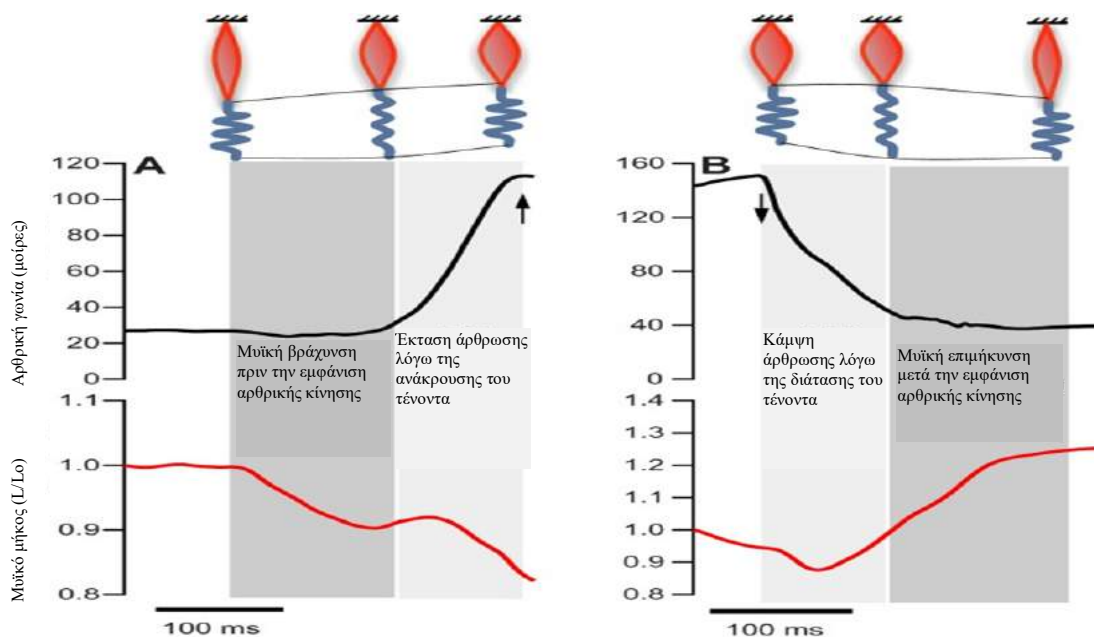
Η μηχανική λειτουργία του τένοντα παίζει σπουδαίο ρόλο στο κινητικό σύστημα του ανθρώπου για την παραγωγή δυνάμεων και την ενεργοποίηση της κίνησης. Οι τένοντες δεν δύνανται να συνεισφέρουν ενεργώς στην παραγωγή δύναμης της μυοτενόντιας μονάδας (MTM) λόγω της δομής τους των ινών κολλαγόνου, ωστόσο λόγω των μηχανικών τους ιδιοτήτων, δύνανται να επηρεάζουν σημαντικά την παραγωγή μυϊκής δύναμης, και επομένως αποτελούν σημαντικές συνιστώσες του ανθρώπινου μυοσκελετικού συστήματος για αποτελεσματική κίνηση (Roberts, 1997). Η αυξημένη

μηχανική αντοχή και ελαστικότητα των τενόντων τους επιτρέπει να μεταφέρουν και να μεταδίδουν μεγάλα μηχανικά φορτία (δυνάμεις) αποτελεσματικά. Επιπλέον, έχουν την ικανότητα να προσαρμόζουν τη δομή και λειτουργία τους ανάλογα με τη μηχανική φόρτιση που δέχονται, γι' αυτό και οι Roberts και Azizi (2010) τους χαρακτηρίζουν ως «μηχανικούς ρυθμιστές». Συγκεκριμένα, στις μηχανικές λειτουργίες των τενόντων εντάσσεται ο περιορισμός των μέγιστων μυϊκών δυνάμεων, των ρυθμών επιμήκυνσης και των εισροών ισχύος κατά τις συσπάσεις που απορροφούν ενέργεια. Ο μέγιστος ρυθμός παραγωγής ενέργειας στους μυς έχει αποτελέσει το επίκεντρο πολλών μελετών (Roberts et al., 2010; 2013; 2016), καθώς θεωρείται καθοριστική συστατική ιδιότητα και βασικός καθοριστικός παράγοντας της κινητικής απόδοσης. Οι μύες διαχέουν ενέργεια όταν επιμηκύνονται ενεργά και απαιτείται διασπορά ενέργειας για οποιαδήποτε δραστηριότητα που περιλαμβάνει την επιβράδυνση του σώματος ή των άκρων, συμπεριλαμβανομένων των γρήγορων ελιγμών, της μείωσης της ταχύτητας κατά τη βάδιση ή το τρέξιμο ή κατά την προσγείωση μετά από άλμα (Roberts et al., 2013). Οι τένοντες συνεισφέρουν στην καθυστέρηση της απορρόφησης ενέργειας από τα μυϊκά νημάτια κατά την επιμήκυνση της MTM, λόγω της γρήγορης μεν διάτασης αλλά της πολύ βραδύτερης επαναφοράς της ελαστικής τους ενέργειας, που έχει ως αποτέλεσμα την επιβράδυνση του ρυθμού επιμήκυνσης του μυϊκού νηματίου συνεπώς και την μείωση του ρυθμού απορρόφησης ενέργειας, μετρούμενης ως παραγόμενη μυϊκής ισχύος στα ενεργά μυϊκά νημάτια (Roberts et al., 2010; 2016). Η αποδοχή ύπαρξης προστατευτικού μηχανισμού της MTM απέναντι στα υψηλά μεγέθη κορυφαίων δυνάμεων σε έκκεντρες συσπάσεις λόγω των ελαστικών ιδιοτήτων του τένοντα (διάταση και επαναφορά ελαστικής ενέργειας) ισχύει αν γίνει δεκτή η ερμηνεία ότι η αύξηση του ρυθμού επιμήκυνσης σε μια έκκεντρη συστολή προκαθορισμένου μεγέθους δύναμης τάσης αυξάνει τη βλάβη σε απομονωμένους μύες (Roberts et al., 2010; 2013).

Ο τένοντας επομένως συμπεριφέρεται ως ελατήριο και μάλιστα με μεγάλη ανθεκτικότητα καθώς επιστρέφει το 90-97% της όποιας ενέργειας απορροφά (Roberts et al., 2013). Κατά τη διάρκεια μιας κίνησης όπως η βάδιση ή ο δρομικός

διασκελισμός, η ενέργεια που αποθηκεύεται στον τένοντα μπορεί να χρησιμοποιηθεί στη συνέχεια για να δώσει ώθηση στην αρθρική κίνηση και το παραγόμενο έργο, αλλά σε μια δραστηριότητα που απαιτεί διάχυση ενέργειας, η ανάκρουση (*recoil*) πρέπει να δώσει ώθηση στην ενεργό επιμήκυνση των μυών. Σύμφωνα με τη μελέτη του Griffiths και συν. (1991), ο οποίος διαπίστωσε ότι ο τένοντας «δρα ως μηχανικό αμορτισέρ», εφαρμόστηκε σύσπαση επιμήκυνσης με προοδευτική αύξηση του μήκους στη μυο-τενόντια μονάδα ταυτόχρονα με την έναρξη της μυϊκής ενεργοποίησης, και υπήρξε μικρή, έως καθόλου, επιμήκυνση των μυϊκών νηματίων. Στην πραγματικότητα, κατά τη διάρκεια όλων των δοκιμασιών επιμήκυνσης εκτός από εκείνες με μεγαλύτερη ταχύτητα συστολής, τα μυϊκά νημάτια μειώνονταν ανεξάρτητα από την σύγχρονη επιμήκυνση της MTM. Στη μελέτη αυτή προτείνεται ότι η μείωση της επιμήκυνσης των μυών λόγω της ελαστικότητας του τένοντα μπορεί να λειτουργήσει ως προστατευτικό αποτέλεσμα, δεδομένης της τάσης των μυών να τραυματίζονται κατά την επιμήκυνση (Griffiths et al., 1991).

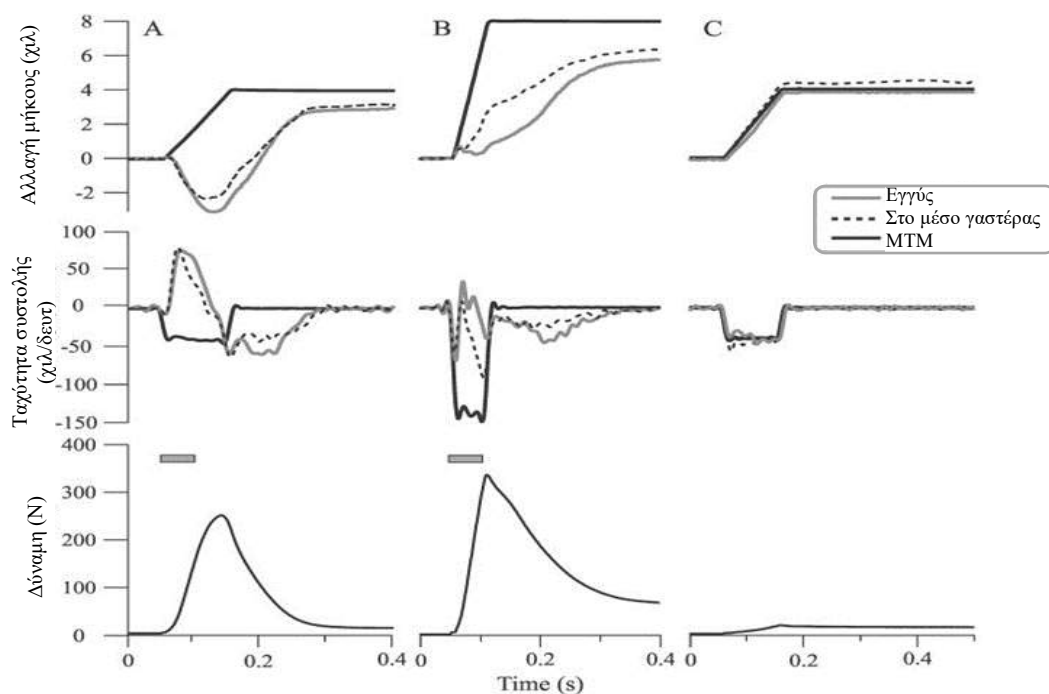
Έχει υποστηριχτεί ότι η ελαστική συμπεριφορά από τις εγκάρσιες γέφυρες προς ολόκληρο τον μυ και τον σχετιζόμενο τένοντα δύναται να επηρεάσει τα πάντα, από την ενεργητική έως τη μηχανική έως τον νευροκινητικό έλεγχο των μυών (Roberts et al., 2016). Διαφαίνεται επομένως ότι οι ελαστικές δομές, όπως οι τένοντες που χαρακτηρίζονται από την αποθήκευση και ανάκτηση της ελαστικής ενέργειας, επιφέρουν σημαντική επίδραση στη δύναμη, την ισχύ και την ταχύτητα της παραγόμενης κίνησης. Επηρεάζοντας την ταχύτητα βράχυνσης των συσταλών στοιχείων, οι ελαστικές δομές μπορούν να έχουν σημαντική επίδραση στο μυϊκό έργο, δύναμη και ισχύς. Σε πολύ γρήγορες κινήσεις, οι ελαστικοί μηχανισμοί θα ενισχύσουν τη μυϊκή δύναμη αποθηκεύοντας με αργό και απελευθερώνοντάς με γρήγορο ρυθμό το έργο της μυϊκής συστολής. Ωστόσο, όταν η ενέργεια πρέπει να διαχέεται γρήγορα, όπως κατά την προσγείωση από ένα άλμα, η αποθηκευμένη ενέργεια θα απελευθερωθεί πιο αργά για να διατείνει τα συσταλτά στοιχεία των μυών, μειώνοντας την εισροή ισχύος και πιθανώς προστατεύοντάς τους μύες από βλάβη (Σχήμα 2.4).



**Σχήμα 2.4.** (A) Κατά την προσγείωση μετά από άλμα, το εξωτερικό φορτίο στη MTM προκύπτει από τη δύναμη κρούσης και την συνακόλουθη κάμψη της άρθρωσης. Ο μυς ενεργοποιείται και, καθώς αυξάνεται η δύναμη, ο τένοντας διατείνεται και αποθηκεύει ενέργεια. Η επιμήκυνση της MTM επιτυγχάνεται εξ' ολοκλήρου από τη διάταση του τένοντα, ενώ ο μυς παραμένει ισομετρικός ως προς το μήκος του. Το γεγονός αυτό συμβαίνει γρήγορα και η αποτελεσματική μεταφορά κινητικής ενέργειας από τον μυ στον τένοντα και από τον τένοντα πίσω στον μυ, αντί για την διάταση των μυϊκών ινών, βασίζεται σε δύο φυσιολογικές ιδιότητες του μυός, την ταχεία ενεργοποίηση και τη σχέση δύναμης-ταχύτητας. Η ταχεία ενεργοποίηση αφορά στην ταχεία αύξηση της δύναμης που οδηγεί σε ταχεία διάταση του τένοντα, λόγω του ότι η έναρξη της μυϊκής ενεργοποίησης είναι σχεδόν ταυτόχρονη με την έναρξη της επιμήκυνσης της MTM. (B) Αναφορικά με τη σχέση μυϊκής δύναμης-ταχύτητας, αυτή επηρεάζει τη σχετική συνεισφορά του μυϊκού νηματίου έναντι εκείνης του τένοντα σε μια επιμήκυνση της MTM, καθώς οποιαδήποτε τάση επιμήκυνσης των μυϊκών νηματίων θα οδηγήσει σε αύξηση στην παραγόμενη δύναμη και οι αυξήσεις στη δύναμη αυξάνουν το βαθμό διάτασης του τένοντα. Έτσι, οι πιο γρήγορες διατατικές μυϊκές δράσεις θα οδηγήσουν σε υψηλότερες δυνάμεις (λόγω των επιδράσεων της ταχο-δυναμικής σχέσης) και οι υψηλότερες δυνάμεις θα οδηγήσουν σε μεγαλύτερη διάταση του τένοντα, σε αντίθεση με την σχετικά αδύναμη επίδραση της αύξησης του ρυθμού επιμήκυνσης όλης της MTM που θα τείνει να μειώσει το ρυθμό βράχυνσης του μυϊκού νηματίου. Μόλις αποθηκευτεί η ενέργεια στον τένοντα, μπορεί να απελευθερωθεί για να παράξει χρήσιμο έργο, όπως στην επαν-επιτάχυνση του σώματος σε ένα βηματισμό στη βάδιση ή στο τρέξιμο, ή εάν πρόκειται να διαχυθεί, μπορεί να επιμηκύνει τις ενεργές μυϊκές ίνες. Η ακριβής χρονική πορεία

αυτού του γεγονότος θα εξαρτηθεί από τη χρονική πορεία της μυϊκής διέγερσης, αλλά οι εγγενείς μυϊκές ιδιότητες, ειδικότερα ο σχετικά αργός ρυθμός χαλάρωσης σε σχέση με την ενεργοποίηση, πιθανότατα διευκολύνουν τον αργό ρυθμό απελευθέρωσης ενέργειας από τον τένοντα στον μυ (Απόδοση σχήματος από Roberts και συν., 2013).

Ο βραδύτερος ρυθμός μυϊκής χαλάρωσης σε σύγκριση με την ενεργοποίηση είναι εμφανής στις διαφορές μεταξύ των κλίσεων της παραγόμενης δύναμης που αυξάνονται και μειώνονται στο Σχήμα 2.5 (Roberts et al., 2013). Στο σχήμα 2.5 απεικονίζεται η μηχανική συμπεριφορά μέγιστα ενεργοποιημένων μυών όταν έχουν να παράξουν έργο ενάντια σε εξωτερικό φορτίο. Επειδή η απελευθέρωση της ενέργειας του τένοντα προς τους μύς είναι πιο αργή από τον ρυθμό αποθήκευσής της, η εισερχόμενη στις μυϊκές ίνες ισχύς μειώνεται σε σχέση με την εισερχόμενη στον τένοντα ισχύ, που συμβαίνει κατά την αρχική αποθήκευση ενέργειας. Έτσι, αυτός ο μηχανισμός λειτουργεί όπως η γνωστή δράση του ενισχυτή ισχύος του τένοντα κατά τη διάρκεια βαλλιστικών δραστηριοτήτων όπως το άλμα, αλλά και αντίστροφα. Συνεπώς, οι παράγοντες που το επηρεάζουν είναι η ταχεία μυϊκή ενεργοποίηση καθώς και η αναλογία δύναμης και ταχύτητας του μύος. Επίσης, οι αλλαγές στην γωνία μυϊκής πρόσφυσης, καθώς μύες με μεγάλους τένοντες είναι συνήθως πτερυγοειδείς, παίζουν καταλυτικό ρόλο στην προστασία των μυϊκών ινών από πιθανή επιβλαβή επιμήκυνση (Roberts et al., 2013).



**Σχήμα 2.5.** Μήκος και δύναμη στα μυϊκά νημάτια του γαστροκνήμιου μυός γαλοπούλας και ολόκληρης της MTM κατά τη διάρκεια μιας μέτριας (Α), ταχείας (Β) και παθητικής (Γ) επιμήκυνσης. Τα μυϊκά νημάτια βραχύνονται κατά τη διάρκεια μιας μέτριας επιμήκυνσης. Στις ενεργές συσπάσεις, το μεγαλύτερο μέρος της επιμήκυνσης των μυών συμβαίνει όταν η MTM είναι ισομετρική, ενώ κατά τη διάρκεια μιας παθητικής επιμήκυνσης οι δυνάμεις είναι χαμηλές και οι μεταβολές του μήκους του μυϊκού νηματίου αντιστοιχούν σε αλλαγές μήκους ολόκληρης της MTM (Απόδοση σχήματος από Roberts και συν., 2013).

### **2.3. Παράγοντες που επηρεάζουν την μορφολογία, τη δομή και τις μηχανικές ιδιότητες της MTM**

Η μυϊκή δύναμη και σκληρότητα των τενόντων επηρεάζουν την απόδοση τόσο σε δραστηριότητες της καθημερινής ζωής, όπως η βάρδια (Karamanidis and Arampatzis, 2007) και η χρήση σκαλοπατιών, όσο και κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων, όπως το τρέξιμο, το σπριντ και τα άλματα. Σύμφωνα τους Kruse και συν. (2018), η ικανότητα παραγωγής δύναμης ενός μυός εξαρτάται, μεταξύ άλλων, από τις μορφολογικές και αρχιτεκτονικές του ιδιότητες αλλά και από τη μορφολογία και συμπεριφορά του αντίστοιχου τένοντα. Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενη ενότητα, το ανώτατο όριο παραγωγής δύναμης ενός μυός εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη ΠΦΕΔ, ενώ το εύρος έκτασης και η μέγιστη ταχύτητα βράχυνσης εξαρτώνται από το μήκος των νημάτων. Στην πραγματικότητα, ο λόγος μεταξύ ΠΦΕΔ και μήκους των ινών μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να δώσει μια εικόνα για το ποια από αυτές τις εργασίες είναι καλύτερα "σχεδιασμένη" για τον μυ (Lieber & Fridén, 2000). Επιπλέον, το μήκος των ινών παίζει σημαντικό ρόλο στον καθορισμό των ιδιοτήτων δύναμης-μήκους ενός μυός. Εντός μιας δεδομένης MTM, ένας μακρύτερος τένοντας (μειωμένος λόγος μήκους νηματίου και τένοντα) θα μειώσει την ενεργό δυσκαμψία της MTM, καθιστώντας αναγκαία ένα μεγαλύτερο μήκος MTM για να επιτευχθεί παρόμοιος βαθμός επικάλυψης των μυοϊνιδίων σε σύγκριση με μια MTM με βραχύτερο τένοντα (O'Brien et al., 2010a). Επιπλέον, μια MTM με τένοντα συγκεκριμένου μήκους αλλά με κοντές μυϊκές ίνες (μικρός λόγος μήκους περιτονίας και τένοντα) θα έχει μικρό

μήκος MTM ηρεμίας σε σύγκριση με έναν μυ με μακρύτερες ίνες. Αυτό θα αυξήσει το μήκος των σαρκομερίων σε κάθε δεδομένο μήκος MTM και θα αυξήσει το εύρος έκτασης των σαρκομερίων σε σειρά που αποτελούν τη μυϊκή ίνα (O'Brien et al., 2010a).

### 2.3.1. Ηλικία

Κατά τη διάρκεια της ωρίμανσης από την παιδική ηλικία έως την ενηλικίωση παρατηρούνται εμφανείς, μεγάλες αυξήσεις στο μέγεθος των μυών, οι οποίες συνοδεύονται από αυξήσεις στο μήκος των νηματίων και στη γωνία πρόσφυσης σε ορισμένους αλλά όχι σε όλους τους μυς (Kubo et al., 2001). Ως αποτέλεσμα αυτών των αλλαγών στο μέγεθος και την αρχιτεκτονική των μυών, είναι πιθανό ο λόγος μήκους μυϊκών νηματίων και τένοντα, καθώς και η ΠΦΕΔ του μύος, να μεταβάλλονται με την ωρίμανση. Όσο αφορά τον επιγονατιδικό τένοντα, οι O'Brien και συν. (2010a) συμπεραίνουν ότι ο επιγονατιδικός τένοντας στους ενήλικες είναι μεγαλύτερος, πιο άκαμπτος και έχει υψηλότερο στοιχείο ελαστικότητας Young από ό,τι στα παιδιά. Συγκεκριμένα, σε μελέτη τους (O'Brien et al., 2010a) εξέτασαν εάν υπάρχουν διαφορές στη μυοτενόντια αρχιτεκτονική μεταξύ ενηλίκων ανδρών (N=10) και γυναικών (N=10) καθώς και αγοριών (N=9) και κοριτσιών (N=10) και βρήκαν σημαντικές διαφορές στο μέσο μήκος των μυϊκών νηματίων του έξω, έσω και διάμεσου πλατύ καθώς και του ορθού μηριαίου μύος μεταξύ ενηλίκων ανδρών και γυναικών και αγοριών και κοριτσιών (Πίνακας 2.1).

**Πίνακας 2.1.** Μέσο μήκος (χιλιοστά) μυϊκού νηματίου των εκτεινόντων του γόνατος (μέση τιμή±τ.α.).

	Έξω πλατύς	Ορθός Μηριαίος	Έσω πλατύς	Μέσος πλατύς
Άνδρες	85.9 (2.5)	70.4 (2.1)	85.4 (3.1)	69.7 (1.9)
Γυναίκες	77.7 (1.9)	57.3 (2.1)	72.5 (3.1)	66.9 (1.5)
Αγόρια	62.6 (2)	51.5 (2.6)	60.7 (1.3)	52.4 (2.4)
Κορίτσια	66.4 (2.5)	55.2 (1.6)	67.1 (1.4)	59.2 (1.9)

Σημείωση: Τα δεδομένα προέρχονται από την μελέτη του O'Brien και συν. (2010)

Παρομοίως, ο λόγος του μέσου μήκους μυός προς το μήκος του μυϊκού νηματίου των προαναφερθέντων εκτεινόντων μυών του γόνατος διέφερε σημαντικά μεταξύ των ενήλικων και νεαρών ατόμων (Πίνακας 2.2).

**Πίνακας 2.2.** Λόγος μέσου μήκους μυός προς μήκος νηματίου των εκτεινόντων του γόνατος (μέση τιμή±τ.α.).

	Έξω πλατύς	Ορθός Μηριαίος	Έσω πλατύς	Μέσος πλατύς
Άνδρες	0.25 (0.01)	0.21 (0.01)	0.25 (0.01)	0.19 (0.01)
Γυναίκες	0.24 (0.01)	0.18 (0.01)	0.23 (0.01)	0.21 (0.01)
Αγόρια	0.24 (0.01)	0.2 (0.01)	0.24 (0.01)	0.19 (0.005)
Κορίτσια	0.24 (0.01)	0.21 (0.01)	0.25 (0.01)	0.21 (0.01)

Σημείωση: Τα δεδομένα προέρχονται από την μελέτη του *O'Brien* και συν. (2010).

Επίσης, το βέλτιστο μήκος του μυϊκού νηματίου, ο όγκος και η ΠΦΕΔ κάθε ενός εκ των εκτεινόντων μυών του γόνατου ήταν μεγαλύτερα στους ενήλικες από ό,τι στα παιδιά (Πίνακας 2.3).

**Πίνακας 2.3.** Χαρακτηριστικά μυϊκής αρχιτεκτονικής των τεσσάρων κεφαλών των εκτεινόντων του γόνατος (μέση τιμή±τ.α.).

	Έξω πλατύς			Έσω πλατύς			Μέσος πλατύς			Ορθός μηριαίος		
	Όγκος (εκ <sup>3</sup> )	f <sub>0</sub> (χιλ)	ΠΦΕΔ (εκ <sup>2</sup> )	Όγκος (εκ <sup>3</sup> )	f <sub>0</sub> (χιλ)	ΠΦΕΔ (εκ <sup>2</sup> )	Όγκος (εκ <sup>3</sup> )	f <sub>0</sub> (χιλ)	ΠΦΕΔ (εκ <sup>2</sup> )	Όγκος (εκ <sup>3</sup> )	f <sub>0</sub> (χιλ)	ΠΦΕΔ (εκ <sup>2</sup> )
Άνδρες	691.2 (46.8)	108.3 (3.2)	64.0 (4.5)	523.2 (42.3)	102.9 (3.8)	50.7 (3.7)	557.6 (45.3)	86.8 (2.4)	64.2 (4.9)	280.7 (20.9)	78.5 (2.3)	35.7 (2.3)
Γυναίκες	455.9 (34.3)	98.0 (2.3)	46.6 (3.4)	350.7 (27.8)	87.4 (3.7)	40.5 (3.4)	373.7 (25.6)	82.3 (1.7)	45.5 (3.1)	178.8 (10.4)	64.0 (2.3)	28.3 (2.1)
Αγόρια	237.3 (13.3)	79.0 (2.4)	30.7 (1.5)	157.4 (9.6)	73.2 (1.5)	22.2 (1.4)	198.1 (15.2)	65.2 (2.8)	31.5 (1.0)	116.0 (7.5)	57.5 (2.8)	20.6 (1.2)
Κορίτσια	267.1 (16.3)	83.8 (3.1)	32.0 (2.0)	182.3 (13.0)	80.9 (1.7)	22.7 (1.8)	228.8 (14.6)	73.7 (2.3)	30.8 (1.3)	111.1 (7.3)	61.6 (1.7)	18.0 (1.1)

Σημείωση: f<sub>0</sub>: βέλτιστο μήκος μυϊκού νηματίου, ΠΦΕΔ: περιοχή φυσιολογικής εγκάρσιας διατομής μυός. Τα δεδομένα προέρχονται από την μελέτη του *O'Brien* και συν. (2010).

Ωστόσο, η σχετική αναλογία κάθε μυός στο συνολικό όγκο και ΠΦΕΔ του τετρακέφαλου μυός ήταν παρόμοια μεταξύ των ομάδων. Επιπλέον, διαπιστώθηκε ότι η σκληρότητα του τένοντα και το στοιχείο ελαστικότητας Young δεν διαφέρουν μεταξύ ανδρών και γυναικών ή αγοριών και κοριτσιών (*O'Brien et al.*, 2010a). Τα



αποτελέσματα αυτά δείχνουν ότι, ανεξαρτήτως φύλου, η ανάπτυξη του τένοντα με την ωρίμανση συνδέεται τόσο με ποσοτικές όσο και με ποιοτικές αλλαγές. Στη μελέτη αυτή, διαπιστώνεται ότι το μήκος του τένοντα και η επιφάνεια διατομής ήταν σημαντικά μεγαλύτερα στους ενήλικες από ό,τι στα παιδιά. Η αύξηση του μήκους θα μείωνε τη δυσκαμψία, ενώ η αύξηση της επιφάνειας διατομής θα αύξανε τη δυσκαμψία. Στους άνδρες, η σχετική αύξηση του μήκους και της επιφάνειας διατομής ήταν περίπου ίση (58% και 53%, αντίστοιχα). Κατά συνέπεια, οι δύο διαστάσεις της αύξησης θα αναιρούσαν η μία την άλλη και η σκληρότητα του τένοντα δεν θα μεταβαλλόταν ως αποτέλεσμα της υπερτροφίας του τένοντα, υποδεικνύοντας ότι στους άνδρες η αυξημένη σκληρότητα του τένοντα εξηγείται εξ ολοκλήρου από ένα αυξημένο στοιχείο ελαστικότητας του Young (O'Brien et al., 2010a). Από την άλλη μεριά, στις γυναίκες, το μήκος του τένοντα αυξήθηκε κατά 17% και η επιφάνεια εγκάρσιας διατομής αυξήθηκε κατά 29%. Δεδομένου ότι η αύξηση της διατομής ήταν μεγαλύτερη από την αύξηση του μήκους, τόσο η υπερτροφία του τένοντα όσο και το στοιχείο ελαστικότητας του Young συνέβαλαν στην αύξηση της δυσκαμψίας του τένοντα στις γυναίκες σε σύγκριση με τα κορίτσια. Η μεγαλύτερη σκελετική ανάπτυξη των ανδρών σε σύγκριση με τις γυναίκες θα επέτρεπε μεγαλύτερη επιμήκυνση του τένοντα στους άνδρες από ό,τι στις γυναίκες και μπορεί να εξηγήσει γιατί ο λόγος μήκους προς ΦΠΕΔ είναι σταθερός στους άνδρες και στα αγόρια αλλά διαφέρει μεταξύ γυναικών και κοριτσιών (O'Brien et al., 2010a).

### **2.3.2. Συστηματική άσκηση**

Η συστηματική αθλητική προπόνηση επιβαρύνει το μυοσκελετικό σύστημα και προκαλεί προσαρμογή στους μύες, στους τένοντες και στα οστά. Είναι αποδεδειγμένο ότι το μέγεθος των μυών, η μυϊκή δύναμη και η σκληρότητα των τενόντων είναι μεγαλύτερα σε έφηβους αθλητές σε σύγκριση με μη προπονημένους συνομήλικους (Pentidis et al., 2020). Λόγω των σημαντικών αλλαγών στις μυϊκές αναβολικές ορμόνες από την πρώιμη στην προχωρημένη εφηβεία, η μυϊκή δύναμη αυξάνεται

γρήγορα με ανάλογη ανάπτυξη του μυϊκού μεγέθους (Pentidis et al., 2020). Στην προεφηβεία όμως, με το βασικό επίπεδο των αναβολικών ορμονών του φύλου να είναι χαμηλό και τους ενδοκρινείς αδένες να ανταποκρίνονται πιθανώς λιγότερο στη φόρτιση λόγω άσκησης, οι πιθανές επιδράσεις της άσκησης στη μυϊκή υπερτροφία φαίνονται να είναι περιορισμένες (Pentidis et al., 2020).

Οι μηχανικές και μορφολογικές ιδιότητες των μυών και τενόντων έχει αποδειχθεί ότι επηρεάζουν την αθλητική απόδοση και σχετίζονται με την πιθανότητα τραυματισμού (Mershmann et al., 2014). Σύμφωνα με τη συγκεκριμένη μελέτη, στην οποία συγκρίθηκαν οι μακροπρόθεσμες μυο-τενόντιες προσαρμογές ανάμεσα σε έφηβους αθλητές και αθλητές μέσης ηλικίας βρέθηκε ότι υπάρχει μια μη ισορροπημένη ανάπτυξη της μυϊκής δύναμης και των μηχανικών και μορφολογικών ιδιοτήτων στους έφηβους αθλητές, γεγονός που πιθανόν αυξάνει τις πιθανότητες τραυματισμών λόγω υπέρχρησης του επιγονατιδικού τένοντα. Παρόλο που η μυϊκή δύναμη ήταν παρόμοια στους μεσήλικες αθλητές, η τενόντια υπερτροφία, ως αποτέλεσμα της μακροχρόνιας μηχανικής φόρτισης, δεν ήταν παρόμοια αναπτυγμένη και ως εκ τούτου προκαλούσε παραγωγή μεγαλύτερης τάσης στον τένοντα στους έφηβους αθλητές. Συνεπώς, οι έφηβοι αθλητές χαρακτηρίζονται από χαμηλότερη περιοχή εγκάρσιας διατομής του τένοντα και συνεπώς, υψηλότερη καταπόνηση αυτού. Επίσης, η καταπόνηση στον τένοντα ήταν σημαντικά μεγαλύτερη στις γυναίκες σε σχέση με τους άνδρες αθλητές, ενώ είναι επίσης γνωστό ότι υπάρχει μεγαλύτερη μυϊκή δύναμη, όγκος και εγκάρσια διατομή μύος και επιγονατιδικού τένοντα στους άνδρες συγκριτικά με τις γυναίκες (Mershmann et al., 2014).

Υπάρχουν περιορισμένες ενδείξεις σχετικά με τις μηχανικές και μορφολογικές ιδιότητες του τένοντα σε έφηβους αθλητές, στους οποίους πιθανές ανισορροπίες μεταξύ μυϊκής δύναμης και ικανότητας φόρτισης του τένοντα μπορεί να αυξήσουν το κίνδυνο τραυματισμού σε αυτήν την περίοδο ανάπτυξης. Οι νεαροί αθλητές βρίσκονται σε μια κρίσιμη φάση μυϊκής και τενόντιας πλαστικότητας, καθώς υπόκεινται σε υψηλά μηχανικά φορτία λόγω των περιβαλλοντικών παραγόντων και της ωρίμανσης, η οποία περιέχει τη φυσική ανάπτυξη που συνοδεύει την εφηβεία.

Συνεπώς, είναι σημαντική η αναγνώριση των διαφορών μεταξύ των πρώιμων και ύστερων φάσεων της αθλητικής καριέρας όσον αφορά τις διαδικασίες προσαρμογής που σχετίζονται με την μακροπρόθεσμη ενασχόληση με τον αθλητισμό και τη σύνθεση των ιδιοτήτων της MTM που είναι κρίσιμες για την υγεία και την απόδοση σε μια δυναμική φάση της ανάπτυξης του τένοντα, όπως είναι η εφηβεία (O'Brien et al., 2010a).

Έχει βρεθεί σημαντική μεταβολή των μηχανικών ιδιοτήτων του αχίλλειου τένοντα κατά τη διάρκεια της περιόδου του μέγιστου ρυθμού αύξησης του ύψους (MPAY). Είναι γνωστό ότι η σωματική μάζα και η μυϊκή δύναμη αυξάνονται ραγδαία κατά τη διάρκεια της εφηβικής περιόδου ανάπτυξης, προκαλώντας μεγαλύτερο μηχανικό φορτίο στον αχίλλειο τένοντα (Chalatzoglidis et al., 2021). Κατά συνέπεια, η διάμετρος των ινιδίων κολλαγόνου, η πυκνότητα και η ενδο-ϊνιδιακή διασύνδεση μπορεί να επηρεαστούν και να αλλάξουν τις υλικές ιδιότητες του τένοντα. Αυτές οι αλλαγές έχουν σχετιστεί με αυξημένη σκληρότητα ( $k$ ) και στοιχείο ελαστικότητας Young ( $E$ ), ενώ η κορυφαία τάση ( $\epsilon_{peak}$ ) παραμένει αμετάβλητη. Οι Chalatzoglidis και συν. (2021) βρήκαν ότι η σκληρότητα του AT και το στοιχείο ελαστικότητας Young αυξήθηκαν με μεγαλύτερο ρυθμό σε συνάρτηση με το επίπεδο ωρίμανσης αθλητών συγκριτικά με μη αθλητές όταν σχετικοποιήθηκαν προς τη μέγιστη σχετική δύναμη. Διαπιστώθηκε δηλαδή ότι ο ρυθμός αύξησης της κανονικοποιημένης σκληρότητας ( $k_{FM}$ ) και του στοιχείου ελαστικότητας Young με συνάρτηση με την ωρίμανση ήταν μεγαλύτερος για τους αθλητές, και η αυξημένη σκληρότητα σε αυτούς σχετιζόταν με μεγαλύτερη μέγιστη τάση ωστόσο όχι με αντίστοιχη μέγιστη παραμόρφωση (Chalatzoglidis et al., 2021). Αυτό το εύρημα είναι σύμφωνο με προηγούμενες αναφορές όπου προπονημένα παιδιά προεφηβικής ηλικίας είχαν μεγαλύτερη σκληρότητα του AT από την ομάδα ελέγχου μετά από 10 εβδομάδες ανθεκτικής προπόνησης (Waugh et al., 2014), ενώ αθλητές όψιμης εφηβείας είχαν μεγαλύτερη σκληρότητα του επιγονατιδικού τένοντα από έφηβους αθλητές μετά από 2 χρόνια προπόνησης (Mersmann et al., 2017a). Τέλος, σύμφωνα με παλαιότερη μελέτη (Kubo et al., 2001) με σκοπό την εξέταση των επιδράσεων της ισομετρικής

προπόνησης στην ελαστικότητα των ανθρώπινων τενόντιων δομών σε *in vivo* μετρήσεις, βρέθηκε ότι η ισομετρική προπόνηση 12 εβδομάδων με μονόπλευρες ισομετρικές εκτάσεις γόνατος στο 70% της ΜΕΙΣ οδήγησε σε σημαντική αύξηση της σκληρότητας ( $67.5 \pm 21.3$  εν.  $106.2 \pm 33.4$  N/mm) και του στοιχείου ελαστικότητας του Young ( $288 \pm 26$  εν.  $433 \pm 35$  MPa), καθώς και στον όγκο και τη μυϊκή δύναμη ( $219 \pm 37$  εν.  $310 \pm 45$  Nm). Επιπλέον, ο ρυθμός ανάπτυξης της ροπής, που εξαρτάται τόσο από τη σκληρότητα του τένοντα όσο και από τα χαρακτηριστικά της σχέσης δύναμης-ταχύτητας της συσταλής συνιστώσας, βελτιώθηκε σημαντικά μετά την προπόνηση 12 εβδομάδων. Οι πιο δύσκαμπτες δομές των τενόντων είναι κατάλληλες για την αποτελεσματικότερη μετάδοση της δύναμης στον τένοντα, και έτσι η αύξηση της σκληρότητας της MTM μονάδας θα πρέπει να οδηγήσει σε υψηλότερη δύναμη και να βελτιώσει το ρυθμό ανάπτυξης της δύναμης (Kubo et al., 2001).

#### **2.4. Μηχανισμοί προσαρμογής της MTM**

Ο μυϊκός καθώς και ο τενόντιος ιστός προσαρμόζονται σε αυξημένη μηχανική φόρτιση από το υποκυτταρικό έως το μακροσκοπικό επίπεδο, όπως χαρακτηριστικά αναφέρεται στην ανασκοπική μελέτη του Mersmann και συν. (2017a). Για να συμβεί οποιαδήποτε αλλαγή ή/και προσαρμογή, θα πρέπει να τεθεί σε λειτουργία ο μηχανισμός της μηχανομεταγωγής. Μηχανική μεταγωγή ή μηχανομεταγωγή είναι η διαδικασία μέσω της οποίας τα κύτταρα αντιδρούν σε μηχανικά ερεθίσματα και είναι ένας πολύπλοκος μηχανισμός που αποτελεί άλλο ένα σημαντικό βιοφυσικό ερέθισμα στη μυογένεση (Cardozo et al., 2020). Επιπλέον, η μηχανομεταγωγή προσδιορίζεται ως τη διαδικασία μέσω της οποίας φυσικές δυνάμεις γίνονται αισθητές και μετατρέπονται σε βιοχημικά και ηλεκτρικά σήματα που στη συνέχεια καταλήγουν σε κυτταρικές αποκρίσεις (Ogawa, 2016).

Όσον αφορά τις μυϊκές προσαρμογές που επηρεάζουν την ικανότητα παραγωγής δύναμης, αυτές διακρίνονται σε προσαρμογές σχετικά με τη διάμετρο της μυϊκής ίνας, κατά τις οποίες τροποποιείται ο αριθμός των σαρκομερίων σε παράλληλη διάταξη. Η

προσαρμογή αυτή αντικατοπτρίζεται ουσιαστικά στις μεταβολές της ΠΦΕΔ ενός μυός, δηλαδή εκείνη την περιοχή του μυός που λαμβάνεται κάθετα στον προσανατολισμό των μυϊκών ινών. Επίσης, η αύξηση της γωνίας πρόσφυσης θεωρείται ότι είναι ένας ρυθμιστικός παράγοντας της ΠΦΕΔ που επιτρέπει την υπερτροφία των ινών με αποτέλεσμα η αύξηση σε σχέση με την ΠΦΕΔ του μυός (*radial muscle growth*) να υπερβαίνει τις μεταβολές της ανατομικής εγκάρσιας διατομής του μυός (Mersmann et al., 2017a). Η αύξηση του εμβαδού της φυσιολογικής εγκάρσιας διατομής των μεμονωμένων μυϊκών ινών που διέπει τις σχετιζόμενες με την ΠΦΕΔ μυϊκές προσαρμογές είναι ο κύριος παράγοντας που συμβάλλει στην αύξηση της δυνατότητας παραγωγής μυϊκής δύναμης και αποδίδεται με τη σειρά του στην αυξημένη ανάπτυξη και πολλαπλασιασμό των μυοϊνιδίων. Συνεπώς, με την αύξηση της γωνίας πρόσφυσης, θα επέλθει μυϊκή υπερτροφία και αύξηση της δύναμης. Ακόμη ένας μηχανισμός είναι η κατά μήκος προσαρμογή των μυών, όπου τροποποιείται ο αριθμός των σαρκομερίων σε σειρά, το οποίο έχει θετική συσχέτιση με τη μηχανική ισχύ της μυϊκής ίνας και τη μέγιστη ταχύτητα βράχυνσής της (Goldspink, 1985). Έμμεσες ενδείξεις από *in vivo* μελέτες σε ανθρώπους αλλά και σε ζώα υποστηρίζουν την άποψη ότι η έκκεντρη φόρτιση μπορεί να προκαλέσει διαμήκη μυϊκή πλαστικότητα (Mersmann et al., 2017a). Τέλος, η συγκεκριμένη τάση ή δύναμη αναφέρεται στην ενδογενή ικανότητα παραγωγής δύναμης του μυϊκού ιστού, δηλαδή στην ενεργό δύναμη κανονικοποιημένη προς την ΠΦΕΔ υπό μέγιστη ενεργοποίηση. Ωστόσο, δεν είναι ακόμη σαφές εάν η διαφοροποίηση της συγκεκριμένης τάσης αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την αύξηση της δύναμης ως απόκριση στην άσκηση (Mersmann et al., 2017a).

Όσο αφορά τις τενόντιες προσαρμογές γνωρίζουμε ότι οι τένοντες προσαρμόζονται στο μηχανικό τους περιβάλλον (Mersmann et al., 2017a). Όταν η ΜΤΜ εκτίθεται επανειλημμένα σε αυξημένη μηχανική φόρτιση, για παράδειγμα μέσω άσκησης με αντιστάσεις, παρατηρείται συνήθως ότι η σχετική αύξηση της μυϊκής δύναμης συνοδεύεται από αύξηση της σκληρότητας του τένοντα (Kubo et al., 2001). Η υπερτροφία του τένοντα θεωρείται σήμερα ότι συμβάλλει στην αυξημένη σκληρότητα του τένοντα μετά από μακροχρόνια μηχανική φόρτιση (Mersmann et al., 2017a). Όταν

η βράχυνση του τένοντα αποκλείεται ως παράγοντας που πιθανόν να συνεισφέρει στην προσαρμογή, δύο είναι οι υποψήφιοι μηχανισμοί που μπορούν να δικαιολογήσουν τις ασκησιακά-προκληθείσες αυξήσεις της σκληρότητας του τένοντα. Ο πρώτος αφορά στις μεταβολές των υλικών ιδιοτήτων του τένοντα και συγκεκριμένα στο στοιχείο ελαστικότητάς του (*elastic modulus*) που αφορά στη μονάδα μέτρησης της αντίστασης ενός υλικού σε ελαστική παραμόρφωση λόγω καταπόνησης ή φόρτισης. Αρκετές μελέτες παρέμβασης με άσκηση σε ενήλικες ανθρώπους που ανέφεραν σχεδόν αποκλειστική αύξηση της σκληρότητας του τένοντα διαπίστωσαν επίσης αύξηση του στοιχείου ελαστικότητας του τένοντα κατά 17-77% (Bohm et al., 2014; Kubo et al., 2001). Ο δεύτερος μηχανισμός αφορά στην υπερτροφία της περιοχής εγκάρσιας διατομής του τένοντα ως απόκριση στην αυξημένη μηχανική καταπόνηση με περιορισμένες ενδείξεις μέτριας αύξησης της περιοχής εγκάρσιας διατομής κατά 4-10% (Arampatzis et al., 2007; Bohm et al., 2014), ωστόσο συγκρίσεις μεταξύ αθλητών και μη ασκούμενων ενήλικων ατόμων προτείνουν ότι είναι δυνατές τιμές τενόντιας υπερτροφίας των 20 έως 35%.

## **2.5. Η δυναμική πορεία των χρονικών προσαρμογών της MTM**

Ο μεταβολισμός των τενόντων έχει σχεδιαστεί για να ανταποκρίνεται στις λειτουργικές απαιτήσεις της μεταφοράς φορτίων για μεγάλη διάρκεια και, επομένως, ο τενόντιος ιστός πρέπει να ανέχεται χαμηλή τάση οξυγόνου. Ως εκ τούτου, ο τενόντιος ιστός χαρακτηρίζεται από χαμηλότερη αναλογία κυττάρων προς συνολική ξηρή μάζα, αγγείωση και μεταβολισμό σε σύγκριση με τον μυϊκό ιστό. Ο μισός χρόνος ζωής του κολλαγόνου των τενόντων εκτιμάται ότι είναι σχεδόν δεκαπλάσιος σε σύγκριση με τις μυϊκές πρωτεΐνες ακτίνης και μυοσίνης (Mersmann et al., 2017b). Παρόλο που η σύνθεση των ινών κολλαγόνου του τενόντιου ιστού αυξάνεται ταχέως μετά την άσκηση, ο αποτελεσματικός ρυθμός αντικατάστασης του ιστού είναι σημαντικά χαμηλότερος σε σχέση με τον μυϊκό ιστό προτείνοντας ότι μια σημαντική ποσότητα των συντιθέμενων μορίων κολλαγόνου δεν συγχωνεύεται μόνιμα στη δομή του ιστού

αλλά αποσυντίθεται σχετικά γρήγορα (Mersmann et al., 2017b). Έχει αποδειχθεί ότι αλλαγές στη μορφολογία και την αρχιτεκτονική των μυών σε ενήλικες μπορούν να συμβούν ήδη μετά από 3 έως 4 εβδομάδες σε μια παρέμβαση προπόνησης με μεγάλη αντίσταση (Mersmann et al., 2017b), ενώ δεν υπάρχουν αναφορές για τόσο γρήγορες προσαρμογές των μορφολογικών ή μηχανικών ιδιοτήτων των τενόντων. Επιπλέον, η νευρική προσαρμογή επιτρέπει τη σημαντική αύξηση της μυϊκής δύναμης ακόμη και πριν από την εμφάνιση σημαντικών μορφολογικών αλλαγών (Mersmann et al., 2017b). Από την άλλη πλευρά, η αύξηση της σκληρότητας του τένοντα βασίζεται στη διαφοροποίηση του μεταβολισμού των ιστών και στις επακόλουθες προσαρμοστικές αλλαγές της δομής του ιστού και της μορφολογίας του τένοντα.

## **2.6. Αποκρίσεις μυών και τενόντων**

### **2.6.1. Σε μηχανικά ερεθίσματα**

Έχει προαναφερθεί ότι η μηχανομεταγωγή είναι η διαδικασία μέσω της οποίας τα κύτταρα ανταποκρίνονται σε μηχανικά ερεθίσματα και αφορά σε έναν πολύπλοκο μηχανισμό που επηρεάζει πολλά διαφορετικά όργανα, συστήματα και ιστούς. Σχετικά με τη μυοτενόντια μονάδα, είναι γνωστό ότι οι μύες και οι τένοντες παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές όσον αφορά τα μηχανικά ερεθίσματα που προκαλούν αποτελεσματικά προσαρμοστικές αλλαγές και ανταποκρίνονται διαφορετικά σε συγκεκριμένα μηχανικά ερεθίσματα (Mersmann et al., 2017b). Όσον αφορά τη μηχανομεταγωγή εντός του μυός, υπάρχουν δύο διαφορετικοί τρόποι όπου παρέχουν ξεχωριστά αλλά αλληλοεπιδρόμενα ερεθίσματα που πυροδοτούν την προσαρμογή και ανάπτυξη των μυών. Ο ένας τρόπος είναι η μηχανική τάση (*mechanical stress*) και ο άλλος, το μεταβολικό στρες, δηλαδή μια φυσιολογική διεργασία που λαμβάνει χώρα κατά τη διάρκεια της άσκησης ως απόκριση σε χαμηλή ενέργεια και οδηγεί σε συσσώρευση μεταβολιτών [γαλακτικό, φωσφορικό ανόργανο (Pi) και ιόντα υδρογόνου

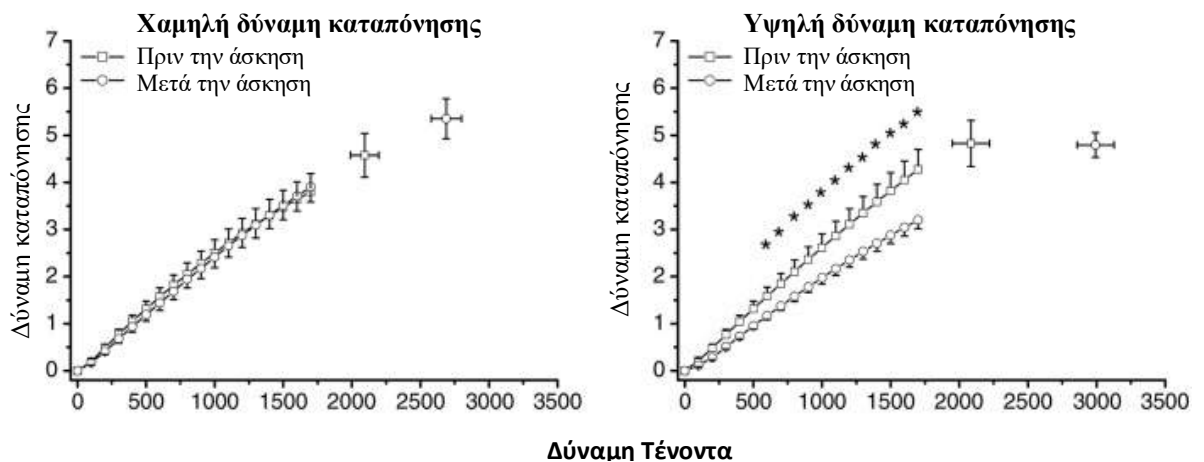
(H<sup>+</sup>)] στα μυϊκά κύτταρα. Εν συντομία, η μηχανική τάση στην οποία υποβάλλεται ο μυϊκός ιστός οδηγεί στην ενεργοποίηση μηχανοευαίσθητων διαύλων ασβεστίου και ενδοκυτταρικών ενζύμων και διεγείρει την απελευθέρωση του ινσουλινομιμητικού αυξητικού παράγοντα I (IGF-I) από τα μυϊκά κύτταρα. Αυτό έχει ως επακόλουθο την αύξηση της ικανότητας πρωτεϊνοσύνθεσης, η οποία διαμεσολαβείται από την αύξηση του αριθμού των πυρήνων των μυϊκών ινών, υποδηλώνοντας μυϊκή υπερτροφία (Mersmann et al., 2017b). Η ενεργοποίηση των μεταβολικών διεργασιών λόγω της καταπόνησης ή μεταβολικό στρες αναφέρεται στη σχετιζόμενη με την άσκηση συσσώρευση μεταβολιτών (συγκεκριμένα ιόντων γαλακτικού και υδρογόνου). Ο ρόλος του μεταβολικού στρες για τη μυϊκή ανάπτυξη ως απόκριση στην άσκηση έχει αποδοθεί στη σχετιζόμενη συστηματική αύξηση του αναβολικού ρυθμού απόκρισης των αναπτυξιακά-σχετιζόμενων ορμονών και της τοπικής μυοκίνης καθώς και/ή με την αυξημένη επιστράτευση μυϊκών ινών λόγω μυϊκής κόπωσης (Mersmann et al., 2017b). Κατά συνέπεια, έχει προταθεί ότι η μυϊκή υπερτροφία καθοδηγείται από την αλληλεπίδραση της μηχανικής και μεταβολικής καταπόνησης και ότι ο βαθμός συμβολής εξαρτάται από τον τρόπο άσκησης, υπό την έννοια μεγαλύτερη μηχανική καταπόνηση σε υψηλές εντάσεις και μεγαλύτερη ενεργοποίηση των μεταβολικών διεργασιών σε μέτριες εντάσεις. Από αυτή την υπόθεση μπορεί να συναχθεί το συμπέρασμα ότι, δεδομένου ενός επαρκούς συνολικού όγκου προπόνησης, ένα ευρύ φάσμα εντάσεων άσκησης προκαλεί αποτελεσματικά μυϊκή υπερτροφία (Mersmann et al., 2017b).

Όσον αφορά την μηχανομεταγωγή του τενόντιου ιστού, η προκληθείσα λόγω φόρτισης δύναμη τάσης της εξωκυτταρικής μήτρας μεταδίδεται στον κυτταροσκελετό του ενσωματωμένου ινοβλάστη μέσω ειδικών μεμβρανικών διαπερατών πρωτεϊνών (Mersmann et al., 2017b). Από μια μηχανοβιολογική οπτική, η παραμόρφωση των ινοβλαστικών κυττάρων και η διατμητική τάση που προκαλείται από τη ροή του υγρού (*fluid flow induced shear stress*) είναι σημαντικοί καθοριστικοί παράγοντες της μηχανικής μεταγωγής και, ως εκ τούτου, της προσαρμοστικής απόκρισης των τενόντων (Mersmann et al., 2017b).



Ενδείξεις από *in vivo* μελέτες έδειξαν παρόμοια αποτελέσματα από *in vitro* παρατηρήσεις σχετικά με την επίδραση της κυκλικής εφαρμογής καταπόνησης στον τένοντα ως προς το μέγεθος της δύναμης καταπόνησης. Ο Arampatzis και συν. (2007) συνέκριναν τις επιδράσεις δύο προπονητικών προγραμμάτων ίσου όγκου επιβάρυνσης και βρήκαν σημαντικές μεταβολές της σκληρότητας και του στοιχείου ελαστικότητας του ΑΤ μόνο ως απόκριση στα πρωτόκολλα υψηλής καταπόνησης, που αντιστοιχούσαν στο 90% της μέγιστης εκούσιας ισομετρικής συστολή (ΜΕΙΣ) και σε μέγεθος καταπόνησης του τένοντα της τάξεως του 4,6% αντίστοιχα, ενώ δεν προκλήθηκαν σημαντικές μεταβολές από την προπόνηση μέτριου μεγέθους δύναμης καταπόνησης και συγκεκριμένα στο 55% της ΜΕΙΣ και κατά αντιστοιχία σε μέγεθος καταπόνησης του 2,9% στον τένοντα. Παρόμοια αποτελέσματα από πειραματικές μελέτες στον επιγονατιδικό τένοντα (Bohm et al., 2015) ενισχύουν το συμπέρασμα ότι η υψηλής έντασης φόρτιση αποτελεί κρίσιμο ερέθισμα για *in vivo* προσαρμογές του τένοντα. Από την άλλη, ο τύπος της μυϊκής συστολής (ισομετρική, σύγκεντρη ή έκκεντρη για την εφαρμογή της καταπόνησης δεν φαίνεται να έχει ιδιαίτερη σημασία για την προσαρμοστική απόκριση (Bohm et al., 2015). Έχει υποστηριχθεί ότι η σύντομη διάρκειας εφαρμογή της δύναμης τάσης, όπως για παράδειγμα οι κύκλοι φορτίου υψηλής συχνότητας-χαλάρωσης ή η πλειομετρική επιβάρυνση μπορεί να μειώσουν την αποτελεσματικότητα των διαδικασιών μηχανομεταγωγής (Bohm et al., 2014). Ο Bohm και συν. (2014) σε μια συστηματική πειραματική διαφοροποίηση της διάρκειας της δύναμης τάσης σε *in vivo* εφαρμογή υψηλού μεγέθους δύναμης τάσης, παρατηρήθηκε ότι μια αύξηση έως και 3 δευτερόλεπτα διευκόλυνε την προσαρμογή του τένοντα, σε αντίθεση με περαιτέρω αύξηση της διάρκειας καταπόνησης σε 12 δευτερόλεπτα ανά κύκλο φόρτισης δεν προκάλεσε μεγαλύτερες προσαρμογές. Οι συγκεκριμένοι ερευνητές οδηγήθηκαν στο συμπέρασμα ότι μακρύτερες χρονικές περίοδοι καταπόνησης του τένοντα γίνονται λιγότερο αποτελεσματικές εάν η διάρκεια της καταπόνησης αυξάνεται εις βάρος του αριθμού των κύκλων φόρτισης (Bohm et al., 2014).

Συνοψίζοντας, συγκρίνοντας τους τύπους μηχανικής διέγερσης που προκαλούν αποτελεσματικά μυϊκές προσαρμογές σε σύγκριση με προσαρμογές σε επίπεδο τενόντων, φαίνεται ότι η προπόνηση εξάντλησης με μέτρια φορτία μπορεί να προκαλέσει αύξηση της μυϊκής δύναμης και μεγέθους, αλλά δεν παρέχει επαρκές ερέθισμα για την προσαρμογή των τενόντων (Arampatzis et al., 2007; Mersmann et al., 2017b). Κατά αυτόν τον τρόπο, μια αύξηση της μυϊκής δύναμης χωρίς συνακόλουθη τροποποίηση της σκληρότητας του τένοντα μετά από καταπόνηση μέτριας έντασης μπορεί να οδηγήσει σε υψηλότερη δύναμη τάσης του τένοντα κατά τη διάρκεια μέγιστων εκούσιων συστολών, γεγονός που συνεπάγεται αύξηση της μηχανικής απαίτησης που τίθεται στον τένοντα από τον εργαζόμενο μυ (Arampatzis et al., 2007; Σχήμα 2.6).



**Σχήμα 2.6.** Σχέση δύναμης αχίλλειου τένοντα-απονευρώσεων και καταπόνησης πριν και μετά από δύο πρωτόκολλα ισομετρικής άσκησης μέτριας (55% της ΜΕΣ) ή υψηλής επιβάρυνσης (90% της ΜΕΣ) διάρκειας 14 εβδομάδων. Και τα δύο πρωτόκολλα άσκησης προκάλεσαν αύξηση της δύναμης του τένοντα, ωστόσο η σκληρότητα του τένοντα δεν διέφερε σημαντικά μετά την καταπόνηση μέτριας έντασης και άρα υπήρξε σημαντική αύξηση της δύναμης τάσης του τένοντα κατά τις ΜΕΣ, που υποδηλώνει αύξηση της μηχανικής απαίτησης στον τένοντα. Δεν παρατηρήθηκε καμία αλλαγή στην ομάδα ελέγχου (τα δεδομένα δεν παρουσιάζονται). \*Σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών πριν και μετά την άσκηση (Απόδοση σχήματος από Arampatzis και συν. (2007), προσαρμοσμένο για την ανασκοπική μελέτη του Mersmann και συν. (2017b)).

Αντίστοιχα, ο Kubo και συν. (2007) ανέφεραν αυξημένη επιμήκυνση του τένοντα και, συνεπώς, τενόντια παραμόρφωση, δεδομένου ότι το μήκος ηρεμίας δεν μεταβλήθηκε κατά τη διάρκεια μέγιστων μυϊκών συστολών μετά την παρέμβασή τους με πλειομετρική προπόνηση. Τέτοιες διαφορές στην απόκριση των μυών και τενόντων σε πλειομετρική φόρτιση και οι μηχανικές επιπτώσεις της θα μπορούσαν να έχουν ιδιαίτερη σημασία υπό το πρίσμα του υψηλού επιπολασμού των τραυματισμών υπέρχρησης των τενόντων σε αθλήματα με προφίλ πλειομετρικής φόρτισης, όπως η πετοσφαίριση, η καλαθοσφαίριση ή τα αλτικά αγωνίσματα του κλασσικού αθλητισμού. Συμπερασματικά, τόσο ο μυς όσο και ο τένοντας είναι σε θέση να προσαρμόζονται σε μια αλλαγή του μηχανικού τους περιβάλλοντος. Τα μεταβολικά χαρακτηριστικά και οι μηχανισμοί προσαρμογής διαφέρουν μεταξύ μυών και τενόντων με τον μυ να χαρακτηρίζεται από μεγαλύτερο ρυθμό αποτελεσματικής αναγέννησης των ιστών σε σύγκριση με τον τένοντα, ενώ οι συνακόλουθες νευρικές προσαρμογές αυξάνουν περαιτέρω την πλαστικότητα για μεγαλύτερη ικανότητα παραγωγής δύναμης από το νευρομυϊκό σύστημα (Mersmann et al., 2017b).

### **2.6.2. Σε σχέση με την ωρίμανση**

Η ανθρώπινη ωρίμανση περιγράφει το ρυθμό και το χρονοδιάγραμμα της προόδου προς την ώριμη κατάσταση κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης (Mirwald et al., 2002). Είναι γνωστό ότι κατά τη διάρκεια της ωρίμανσης η MTM υφίσταται μορφολογικές και μηχανικές μεταβολές μέχρι και την ενηλικίωση (O'Brien et al., 2010, Kubo et al., 2014b), καθώς η μυϊκή δύναμη αυξάνεται παράλληλα με την αύξηση της σωματικής μάζας και του αναστήματος, με την ραγδαία αύξηση να παρατηρείται στις ηλικίες μεταξύ 13 και 15 ετών και για τα δύο φύλα (Kanehisa et al., 1995a). Ειδικότερα, οι ιδιότητες του τένοντα που επηρεάζονται λόγω της ωρίμανσης αφορούν την επιφάνεια διατομής, το στοιχείο ελαστικότητας του Young (ως μέτρο των υλικών ιδιοτήτων του με βάση τη σχέση τάσης-παραμόρφωσης) και τη σκληρότητα (ως μέτρο της μηχανικής του ελαστικότητας με βάση τη σχέση δύναμης-επιμήκυνσης) (O'Brien et al., 2009;

Kubo et al., 2014b) θέτοντας τους νεαρούς αθλητές σε μια κρίσιμη φάση τόσο μυϊκής όσο και τενόντιας πλαστικότητας λόγω των υψηλών μηχανικών φορτίων στα οποία εκτίθενται λόγω περιβαλλοντικών παραγόντων (όπως, π.χ. προπονητική διαδικασία) και της ωρίμανσης (O'Brien et al., 2010).

Οι Charcharis και συν. (2019) διερευνήσαν την ανάπτυξη της MTM του έξω πλατύ μυ σε αθλητές και μη-αθλητές πρώιμης (AE=12-14 ετών) και όψιμης εφηβείας (TE=16-18 ετών) και νεαρής ενήλικης ζωής (EN=20-35 ετών) ώστε να εξετάσουν την επίδραση της προπόνησης στις αποκρίσεις της MTM. Βρέθηκε ότι οι αθλητές σε σύγκριση με τους μη-αθλητές παρουσίασαν σημαντικά μεγαλύτερη απόλυτη μυϊκή δύναμη, πάχος του έξω πλατύ μυ και σκληρότητα καθώς και μέγιστη δύναμη του επιγονατιδικού τένοντα. Επίσης, υπήρξε σημαντική επίδραση της ηλικίας στη μέγιστη τάση και γωνία πρόσφυσης του επιγονατιδικού τένοντα καθώς τόσο οι AE όσο και οι TE αθλητές και μη-αθλητές και είχαν χαμηλότερες γωνίες πρόσφυσης σε σύγκριση με τους EN αθλητές και μη-αθλητές αντίστοιχα ( $\sim 10^\circ$  εν.  $\sim 15^\circ$ ), ενώ αντίθετως το σχετικοποιημένο (ως προς το μήκος του μηρού) μήκος νηματίου δεν παρουσίασε καμία σημαντική διαφορά λόγω ηλικίας ή προπονητικής δραστηριότητας (Charcharis et al., 2019). Επιπλέον, οι αθλητές ήταν πιο πιθανό να φτάσουν σε υψηλά μεγέθη παραμόρφωσης σε σύγκριση με τους μη αθλητές (AE: 28 έναντι 15%, TE: 46 έναντι 16% και EN: 66 έναντι 33%) υποδεικνύοντας αυξημένη μηχανική απαίτηση για τον τένοντα λόγω του ότι επαναλαμβανόμενα μεγέθη παραμόρφωσης  $>9\%$  μπορεί να προκαλέσουν καταβολικές βλάβες στον τένοντα. Συμπεραίνεται ότι οι ιδιότητες της MTM των εκτεινόντων του γόνατος αναπτύσσονται με παρόμοιο τρόπο σε αθλητές και μη-αθλητές από την πρώιμη εφηβεία έως την ενήλικη ζωή, ωστόσο οι σημαντικότερες μεταβολές συμβαίνουν μεταξύ της πρώιμης και προχωρημένης εφηβείας, οι οποίες σε συνδυασμό με την αθλητική προπόνηση προκαλούν αυξημένη συχνότητα εμφάνισης ανισορροπιών στη MTM καταλήγοντας σε αυξημένη μηχανική απαίτηση για τον επιγονατιδικό τένοντα (Charcharis et al., 2019).

Παρομοίως, οι Pentidis και συν. (2020) διερεύνησαν το πάχος και τη γωνία πρόσφυσης της έσω κεφαλής του γαστροκνήμιου μυός σε αθλητές ενόργανης

γυμναστικής και μη-αθλητές προεφηβικής ηλικίας ως δείκτες της πιθανής μακροχρόνιας μυϊκής υπερτροφίας λόγω προπόνησης καθώς και τη συσχέτιση της σκληρότητας του ΑΤ και της μυϊκής δύναμης των πελματιαίων-ραχιαίων καμπτήρων με το ύψος κατακόρυφου άλματος τύπου CMJ και SJ. Τα αποτελέσματα δεν ανέδειξαν σημαντικές διαφορές στο πάχος, στη γωνία πρόσφυσης και στη σκληρότητα του ΑΤ μεταξύ των δύο ομάδων, ενώ το μέσο ύψος άλματος ήταν 7.3% υψηλότερο στο CMJ έναντι του SJ σε αμφότερες τις ομάδες παρά την υψηλότερη μυϊκή δύναμη υπέρ των προέφηβων αθλητών. Σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ της κανονικοποιημένης προς τη σωματική μάζα ροπής της ποδοκνημικής άρθρωσης και της σκληρότητας του ΑΤ με το ύψος άλματος βρέθηκαν προτείνοντας ότι η μακροχρόνια προπόνηση ενόργανης γυμναστικής κατά την προεφηβική ηλικία φαίνεται να σχετίζεται με αυξημένη μυϊκή δύναμη και απόδοση στο άλμα, αλλά όχι με μυϊκή υπερτροφία ή μεταβολή της σκληρότητας των τενόντων στους πελματιαίους καμπτήρες, με τους προέφηβους αθλητές να επωφελούνται περισσότερο από τη σκληρότητα των τενόντων και τους μη-αθλητές από τη μυϊκή δύναμη αντίστοιχα για αυξημένη απόδοση στο κατακόρυφο άλμα (Pentidis et al., 2020). Σε επόμενη μελέτη που βασίστηκε στο ίδιο δείγμα, εξετάστηκαν οι επιδράσεις της μακροχρόνιας αθλητικής προπόνησης στην ανάπτυξη της MTM του τρικέφαλου κνημιαίου στη προεφηβική ηλικία σε διάρκεια 12 μηνών (Πίνακας 2.4) και δεν βρέθηκε καμία διαφορά στη σκληρότητα του ΑΤ, ωστόσο μεγαλύτερη μυϊκή δύναμη στους αθλητές σε σύγκριση με τους μη-αθλητές (Pentidis et al., 2021). Παρόλο που η γωνία πρόσφυσης, το πάχος και το μήκος του μυϊκού νηματίου δεν διέφεραν μεταξύ των ομάδων, διαπιστώθηκαν υψηλότερες διακυμάνσεις στη γωνία πρόσφυσης και στη μυϊκή δύναμη κατά τη διάρκεια των 12 μηνών στους αθλητές, υποδεικνύοντας μια προπονητικά επαγόμενη ανισόρροπη προσαρμογή της μυϊκής δύναμης και σκληρότητας του τένοντα σε προεφήβους αθλητές με συνακόλουθες επιπτώσεις για κίνδυνο τραυματισμού.

**Πίνακας 2.4.** Μεταβολή της μέγιστης ροπής της ποδοκνημικής άρθρωσης, συν-ενεργοποίησης των ανταγωνιστών μυών, μήκος μοχλοβραχίονα και μήκος ηρεμίας του ΑΤ προέφηβων αθλητών ενόργανης γυμναστικής και μη-αθλητών μετρούμενα ανά διαστήματα 3 μηνών κατά τη διάρκεια ενός έτους (Προσαρμοσμένο από Pentidis και συν., 2021).

	Μέτρηση				
	Αρχική	3-μήνες	6-μήνες	9-μήνες	12-μήνες
<b>Μέγιστη ροπή</b> ((N·m)·kg <sup>-1</sup> )*,**					
Αθλητές	1.75 ± 0.32	1.80 ± 0.40	1.82 ± 0.33	1.90 ± 0.31	1.99 ± 0.30
Μη-αθλητές	1.27 ± 0.27	1.36 ± 0.33	1.38 ± 0.33	1.39 ± 0.26	1.49 ± 0.22
<b>Συν-ενεργοποίηση ανταγωνιστή</b> n (%)*					
Αθλητές	4.02 ± 2.17	4.36 ± 1.65	5.07 ± 1.82	5.06 ± 1.59	4.79 ± 2.25
Μη-αθλητές	7.12 ± 4.51	7.44 ± 3.71	7.16 ± 3.40	8.02 ± 5.43	7.26 ± 4.07
<b>Μοχλοβραχ. τένοντα</b> (cm)**					
Αθλητές	4.26 ± 0.41	4.30 ± 0.43	4.33 ± 0.42	4.38 ± 0.41	4.41 ± 0.40
Μη-αθλητές	4.15 ± 0.86	4.21 ± 0.82	4.24 ± 0.87	4.29 ± 0.89	4.33 ± 0.86
<b>Μήκος ηρεμίας τένοντα</b> (cm)**					
Αθλητές	12.7 ± 2.2	12.8 ± 2.2	12.8 ± 2.2	12.9 ± 2.3	13.0 ± 2.3
Μη-αθλητές	12.4 ± 2.6	12.4 ± 2.8	12.6 ± 2.6	12.7 ± 2.5	12.7 ± 2.6

\*Σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων ( $P < 0.05$ ); \*\*Σημαντική μεταβολή λόγω χρονικής περιόδου μέτρησης ( $P < 0.05$ ).

Επιπλέον, στην μακροπρόθεσμη μελέτη των Mersmann και συν. (2016), σχετικά με τον τρόπο με τον οποίο η αθλητική προπόνηση επηρεάζει τη χρονική πορεία προσαρμογής των μυών και τενόντων κατά την εφηβεία, βρέθηκε ότι η μυϊκή δύναμη και σκληρότητα του τένοντα αυξήθηκαν σημαντικά τόσο στους έφηβους ελίτ επιπέδου αθλητές όσο και σε συνομήλικα άτομα ελέγχου, ωστόσο οι αθλητές παρουσίασαν μεγαλύτερη μέγιστη τενόντια παραμόρφωση και διακυμάνσεις αυτής, συμπεραίνοντας ότι η αθλητική προπόνηση επηρεάζει την ομοιομορφία των προσαρμογής μυών και τενόντων κατά την εφηβεία, αυξάνοντας επομένως τις μηχανικές απαιτήσεις στον τένοντα με πιθανές συνέπειες για τραυματισμό. Στις πιθανές ανισοροπίες στη δύναμη των εκτεινόντων μυών του γόνατος και των μηχανικών και μορφολογικών ιδιοτήτων του επιγονατιδικού τένοντα σε εφήβους ελίτ αθλητές πετοσφαίρισης (15-16 ετών) συγκριτικά με πρώην μεσήλικες ελίτ αθλητές πετοσφαίρισης (46-47 ετών) αναφέρεται η μελέτη του Mersmann και συν. (2014). Τα αποτελέσματα έδειξαν μη σημαντικές

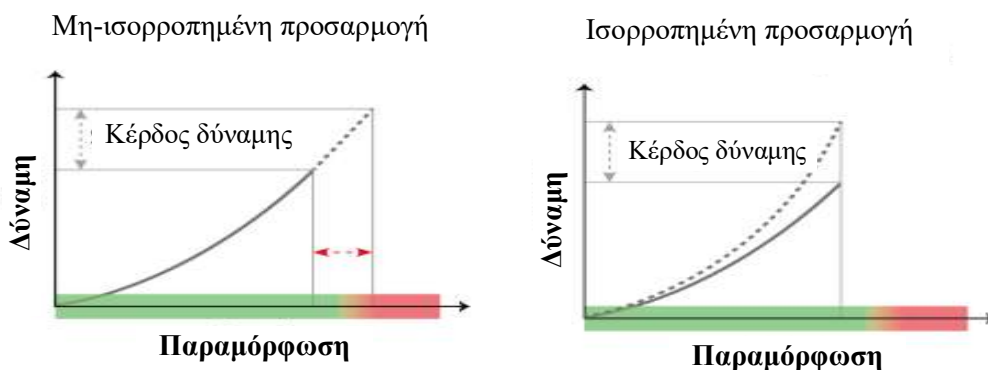
διαφορές λόγω ηλικίας στη μέγιστη ροπή εκτεινόντων του γόνατος, στο μήκος μοχλοβραχίονα του επιγονατιδικού τένοντα και στην ΠΦΕΔ του έξω πλατύ μυ, ωστόσο κατά τη διάρκεια ΜΕΙΣ έκτασης του γόνατος το στρες στον επιγονατιδικό τένοντα αυξήθηκε σημαντικά (~27%) στους εφήβους συγκριτικά με τους μεσήλικες αθλητές, δηλώνοντας ανισορροπία της MTM του τετρακέφαλου μυός. Επιπλέον βρέθηκε χαμηλότερη μέση εγκάρσια διατομή του επιγονατιδικού τένοντα και μέση τενόντια σκληρότητα στους εφήβους από τους μεσήλικες αθλητές, γεγονός που εξηγούσε τη μεγαλύτερη τάση στον τένοντα στους πρώτους, ενώ από την άλλη οι μεσήλικες αθλητές είχαν μεγαλύτερη τενόντια υπερτροφία λόγω της μακροχρόνιας μηχανικής φόρτισης. Σε συμφωνία με τις προαναφερόμενες μελέτες, η παρούσα μελέτη διαπιστώνει την ύπαρξη μη ισορροπημένης ανάπτυξης της μυϊκής δύναμης και των μηχανικών και μορφολογικών ιδιοτήτων της MTM σε εφήβους αθλητές, αυξάνοντας τις πιθανότητες για τραυματισμούς υπέρχρησης (Mersmann et al., 2014). Παρομοίως, σε μεταγενέστερη μελέτη σε ελίτ αθλητές και αθλήτριες πετοσφαίρισης και σε φυσικά δραστήρια άτομα εφηβικής ηλικίας (15-18 ετών) βρέθηκε μεγαλύτερη μυϊκή δύναμη του κυρίαρχου άκρου στους αθλητές και αθλήτριες σε σύγκριση με τους απροπόνητους εφήβους-ες, η οποία θα χαρακτηριζόταν από μεγαλύτερο μυϊκό πάχος και γωνίες πρόσφυσης των μυϊκών νηματίων αλλά μόνο μέτρια υψηλότερη σκληρότητα του επιγονατιδικού τένοντα, υποδεικνύοντας ότι ο τένοντας προσαρμόζεται στη μηχανική φόρτιση πριν από την πλήρη ωρίμανση του μυοσκελετικού συστήματος (ενηλικίωση) (Mersmann et al., 2017c). Ανεξαρτήτως φύλου και ανθρωπομετρικών διαφορών, οι μεσαίου μεγέθους σημαντικές επιδράσεις λόγω προπόνησης στην σκληρότητα του τένοντα σε σχέση με τις μεγάλου μεγέθους επιδράσεις στη δύναμή του υποδηλώνουν ανισορροπία στην προσαρμογή των μυών και του τένοντα των εφήβων αθλητών και αθλητριών πετοσφαίρισης και υψηλότερα επίπεδα καταπόνησης αυτού κατά τις μέγιστες μυϊκές προσπάθειες συγκριτικά με τα συνομήλικα τους μη προπονημένα άτομα (Mersmann et al., 2017c).

Τέλος, εξετάζοντας την μορφολογία και τις μηχανικές ιδιότητες του ενδιάμεσου, έξω και έσω πλατύ μυών αντίστοιχα και του επιγονατιδικού τένοντα σε ελίτ αθλητές πετοσφαίρισης που βρίσκονταν στη μέση (ME=15-17 ετών) και στο τέλος της εφηβείας (TE=17-19 ετών), διαπιστώθηκε για άλλη μια φορά η ύπαρξη μη ομοιόμορφης ανάπτυξης μεταξύ μυός και τένοντα (Mersmann et al., 2017a). Συγκεκριμένα, κατά το τέλος της εφηβείας, η σαφής υπερτροφία του επιγονατιδικού τένοντα (αύξηση στην τενόντια επιφάνεια εγκάρσιας διατομής ~27% χωρίς συνακόλουθη αλλαγή στις υλικές του ιδιότητες) οδήγησε σε αύξηση της σκληρότητας, μείωση της τάσης (-10%) και σε μηχανική ενδυνάμωση του τένοντα σε σχέση με τη λειτουργική και μορφολογική ανάπτυξη των μυών (5-7% αύξηση στο όγκο και στη μέγιστη ΠΦΕΔ) (Mersmann et al., 2017a). Πιο πρόσφατη μελέτη της ίδιας ομάδας (Mersmann et al., 2020), όπου αξιολογήθηκε η μυο-τενόντια μορφολογία σε αθλητές πρώιμης εφηβείας και μη προπονημένους συνομήλικες (12-14 ετών) βρέθηκε σημαντικά μεγαλύτερος όγκος του έξω πλατύ μυ, ΠΦΕΔ, γωνία πρόσφυσης και μέση εγκάρσια επιφάνεια διατομής του επιγονατιδικού τένοντα σε σύγκριση στους αθλητές από ότι στους μη προπονημένους. Ο λόγος της μέσης εγκάρσιας επιφάνειας διατομής του επιγονατιδικού τένοντα προς την ΠΦΕΔ του μυός ήταν σημαντικά χαμηλότερος στους αθλητές, υποδηλώνοντας ότι τόσο οι εκτείνοντες μύες του γόνατος όσο και ο τένοντας αυτών αποκρίνονται με προσαρμογές στη ΠΦΕΔ, με την επίδραση της προπόνησης να είναι ισχυρότερη στον μυ σε σύγκριση με τον τένοντα, καθώς η αύξηση της γωνίας πρόσφυσης συμβάλλει σε αξιοσημείωτη αύξηση της μυϊκής ΠΦΕΔ. Συνεπώς, μια δυσανάλογη απόκριση στην αθλητική προπόνηση μπορεί να σχετίζεται με ανισορροπίες της μυϊκής δύναμης και της τενόντιας σκληρότητας με πιθανές επιπτώσεις στην προδιάθεση για τραυματισμό του τένοντα λόγω υπέρχρησης (Mersmann et al., 2020).



## 2.7. Προπόνηση της MTM

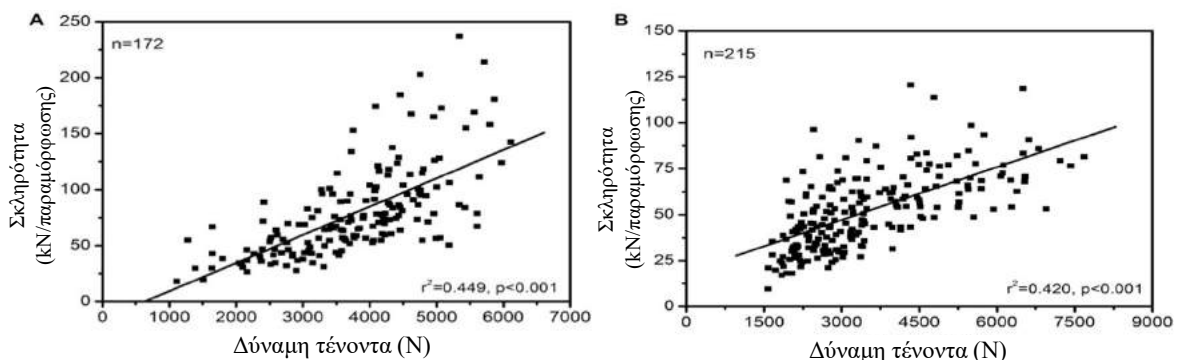
Είναι πλέον γνωστό ότι οι τένοντες προσαρμόζονται στη μηχανική φόρτιση (π.χ., προπόνηση) και το βασικό ερέθισμα είναι η επιμήκυνση (τάση) του τένοντα ως αποτέλεσμα των ισχυρών συσπάσεων του αντίστοιχου μυός. Έχει ήδη αναφερθεί ότι αυτή η παραμόρφωση επιδρά στα κύτταρα του τένοντα μέσω διαφόρων μονοπατιών μηχανομεταγωγής και είτε αναστέλλει τις διαδικασίες αποδόμησης του ιστού είτε προάγει τις διαδικασίες οικοδόμησης αυτού. Οι προσαρμογές εμφανίζονται με τη μορφή αλλαγής των ιδιοτήτων του υλικού (π.χ., περιεκτικότητα σε κολλαγόνο και μοριακή διασύνδεση) ή/και αύξησης της επιφάνειας εγκάρσιας διατομής (υπερτροφία), με την τελευταία να παρατηρείται κυρίως σε μακροχρόνιες διεργασίες. Ωστόσο αμφότεροι οι μηχανισμοί οδηγούν σε αυξημένη αντίσταση του τένοντα, δηλαδή σκληρότητα. Η αύξηση της σκληρότητας είναι λογική από φυσιολογική άποψη, δεδομένου ότι η αύξηση της μυϊκής δύναμης θα είχε διαφορετική αύξηση στην έκταση της παραμόρφωσης που ασκείται στον τένοντα κατά τη διάρκεια της μυϊκής συστολής σε τέτοιο βαθμό ώστε να προκληθεί βλάβη στον ιστό, η οποία θα μπορούσε να οδηγήσει σε φλεγμονή και τραυματισμό (Σχήμα 2.7.1). Συνεπώς, θα πρέπει να επιδιώκεται μια ισορροπημένη προσαρμογή μυών και τενόντων.



**Σχήμα 2.7.** Σχέση μυϊκής δύναμης και παραμόρφωσης του τένοντα. Εάν η εφαρμοζόμενη μυϊκή δύναμη στον τένοντα αυξηθεί χωρίς συνακόλουθες αυξήσεις της σκληρότητας αυτού, η μηχανική απαίτηση και επομένως ο κίνδυνος τραυματισμού θα αυξηθούν (αριστερό σχήμα). Με μια ισορροπημένη προσαρμογή αύξησης της μυϊκής δύναμης και τενόντιας σκληρότητας, η μηχανική

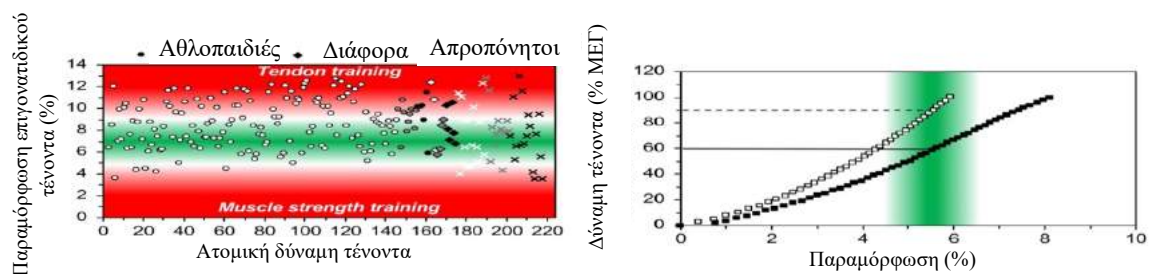
απαίτηση στην οποία υποβάλλεται ο τένοντας παραμένει σταθερή παρά την αύξηση του απόλυτου φορτίου (δεξί σχήμα) (απόδοση σχήματος από Arampatzis, Mersmann & Bohm, 2020).

Για τη βέλτιστη αλληλεπίδραση των μυών, απαιτείται προσαρμογή των επιπέδων μυϊκής δύναμης και τενόντιας σκληρότητας και έλεγχος μέσω μιας καλά ρυθμισμένης νευρικής κίνησης προς τον μυ. Η αρχική παραμόρφωση που προκαλείται σε έναν τένοντα σε δεδομένη φόρτιση καθορίζει το χρόνο μέχρι τη ρήξη τόσο κατά τη στατική όσο και κατά την κυκλική φόρτιση (Wren et al., 2003). Αποτελεσματικό προπονητικό ερέθισμα για τον τένοντα αναμένεται σε παραμορφώσεις μεταξύ 4.5 έως 6.5% (Arampatzis et al., 2007, 2010; Bohm et al., 2014), το οποίο ωστόσο δεν αντιστοιχεί στην ίδια ένταση μυϊκής συστολής για κάθε άτομο. Έχει βρεθεί ότι κυκλική φόρτιση του τένοντα με τιμές παραμόρφωσης μεταξύ 4.5 και 6.5% και διάρκεια 3 δευτ ανά επανάληψη (εφαρμοζόμενη με χαμηλή συχνότητα και ρυθμό παραμόρφωσης) ήταν το πιο αποτελεσματικό μηχανικό ερέθισμα για τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων του ανθρώπινου τένοντα *in vivo* (Arampatzis et al., 2007; Bohm et al., 2014). Αντιθέτως, η επιβάρυνση του τένοντα κατά την άσκηση με τιμές παραμόρφωσης  $\leq 3.0\%$  δεν βελτίωσε τις μηχανικές ιδιότητές του (Arampatzis et al., 2007), ενώ προκάλεσε μετάδοση σημάτων για την έναρξη της καταβολικής διαδικασίας και τη φθορά της εξωκυτταρικής μήτρας (Wang et al., 2013). Μεγέθη παραμόρφωσης μεταξύ 4.5 και 6.5% επιτυγχάνονται συνήθως περίπου στο 90% μιας μέγιστης εκούσιας ισομετρικής συστολής (Arampatzis et al., 2007, 2010; Bohm et al., 2014), χωρίς αυτό να είναι απόλυτα ακριβές σε ατομική βάση όπως απεικονίζεται στο παρακάτω σχήμα με τη σημαντική διασπορά των τιμών της δύναμης και σκληρότητας του τένοντα.



**Σχήμα 2.8.** Συσχέτιση μεταξύ της *in vivo* δύναμης του αχίλλειου (A) και του επιγονατιδικού (B) τένοντα και της σκληρότητάς του (κανονικοποιημένη ως προς το μήκος ηρεμίας) σε 172 και 215 αθλητές από διάφορα αθλήματα (τρέξιμο αντοχής, σπριντ, αθλοπαιδιές, διάφορα) και μη προπονημένα άτομα, συμπεριλαμβανομένων δεδομένων από εφήβους και ενήλικες (απόδοση σχήματος από Arampatzis, Mersmann & Bohm, 2020).

Η μυϊκή δύναμη και η σκληρότητα των τενόντων παρουσιάζουν συγχρονισμένη προσαρμογή και τα άτομα με υψηλότερη μυϊκή δύναμη έχουν επίσης πιο δύσκαμπτους τένοντες. Ωστόσο, μια σημαντική σχέση μεταξύ της μυϊκής δύναμης και της τενόντιας σκληρότητας δεν αποδεικνύει μια ισορροπημένη προσαρμογή εντός της MTM, διότι μια υψηλή ή χαμηλή συσχέτιση δεν παρέχει πληροφορίες σχετικά με το περιθώριο της ανεκτής μηχανικής φόρτισης του τένοντα κατά τη διάρκεια των ΜΕΣ. Όπως αναφέρθηκε στην ενότητα 2.6.2. (Αποκρίσεις μυών και τενόντων σε σχέση με την ωρίμανση) υπάρχουν πειραματικές ενδείξεις για ανισορροπίες μεταξύ μυϊκής δύναμης και τενόντιας σκληρότητας σε ανταγωνιστικούς αθλητές από την παιδική έως την ενήλικη ζωή, λόγω διαφορετικών μεταβολών των ιδιοτήτων των μυών και τενόντων, με αποτέλεσμα αξιολογούμενα υψηλές ή χαμηλές τιμές τενόντιων παραμορφώσεων (Charcharis et al., 2019; Mersmann et al., 2016). Συγκεκριμένα, εάν η μέγιστη τάση του τένοντα κατά τη διάρκεια μιας ΜΕΣ είναι πολύ υψηλή (>9.0%), η σκληρότητά του φαίνεται πολύ χαμηλή σε σύγκριση με την ικανότητα παραγωγής δύναμης του σχετικού μυός και τότε η σύσταση θα αφορούσε σε προπόνηση εστιασμένη στην προσαρμογή του τένοντα (δηλαδή, φόρτιση που προκαλεί παραμόρφωση μεγέθους μεταξύ 4.5 έως 6.5%, για 5 σετ x 4 επαναλήψεις, διάρκειας φόρτισης-αποφόρτισης 3 δευτ, διάλειμμα 2 λεπτών μεταξύ των σετ). Από την άλλη πλευρά, εάν η μέγιστη καταπόνηση είναι αρκετά χαμηλή (<4.5%), η παραγόμενη μυϊκή δύναμη φαίνεται πολύ χαμηλή σε σύγκριση με τη σκληρότητα του τένοντά της και ενδείκνυται μια προπόνηση που επικεντρώνεται στην ανάπτυξη της μυϊκής υπερτροφίας (Mersmann et al., 2017c).



**Σχήμα 2.9.** Αριστερά: *In vivo* καταπόνηση του επιγονατιδικού τένοντα κατά τη διάρκεια μέγιστων εκούσιων ισομετρικών συστολών σε 172 και 215 αθλητές διάφορων αθλημάτων (τρέξιμο αντοχής, σπριντ, αθλοπαιδιές, διάφορα) και μη προπονημένα άτομα από την παιδική έως την ενήλικη ζωή (λευκό: πρώιμη εφηβεία [12-15 ετών], γκρι: όψιμη εφηβεία [16-19 ετών], μαύρο: ενήλικες [ $\geq 20$  ετών]). Δεξιά: Απεικόνιση της ατομικής σχέσης της δύναμης του τένοντα (% μέγιστης δύναμης τένοντα) και παραμόρφωσης σε δύο αθλητές. Η πράσινη περιοχή υποδεικνύει το εύρος της παραμόρφωσης όπου αναμένεται βέλτιστη μηχανική διέγερση για προπόνηση και οι οριζόντιες γραμμές δείχνουν ότι η αντίστοιχη σχετική ένταση προπόνησης όσον αφορά την άσκηση δύναμης μπορεί να διαφέρει σημαντικά μεταξύ των ατόμων (απόδοση σχήματος από Arampatzis, Mersmann & Bohm, 2020).

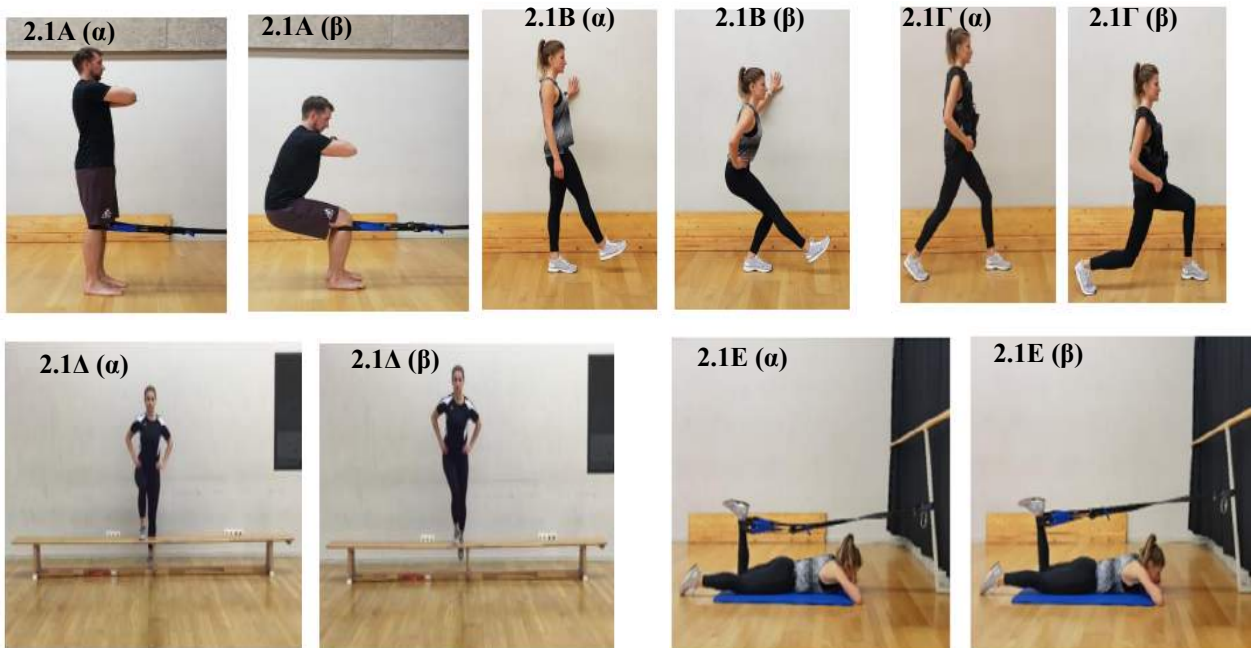
Όπως προκύπτει από το Σχήμα 2.9, σε αθλητές με μέγιστη παραμόρφωση του τένοντα  $>11.0\%$  η ειδική προπόνηση για την αύξηση της σκληρότητάς του φαίνεται να είναι ζωτικής σημασίας, ενώ σε άλλους αθλητές με τιμές παραμόρφωσης μεταξύ  $9.0-10.0\%$  μια μικρή διόρθωση στο περιεχόμενο της προπόνησης μπορεί να είναι αρκετή, ενώ υπάρχουν επίσης αθλητές που παρουσιάζουν τιμές μέγιστης παραμόρφωσης  $<4.5\%$ , γεγονός που υποδηλώνει ότι μια προσαρμοσμένη προπόνηση για μυϊκή υπερτροφία για την αύξηση της μυϊκής δύναμης θα μπορούσε να είναι ευεργετική.

Σύμφωνα με τα ερευνητικά αποτελέσματα πλείστων μελετών της ομάδας του Πανεπιστημίου του Βερολίνου, το πιο σημαντικό φορτίο για την προσαρμογή του τένοντα είναι ένα επαναλαμβανόμενο εφελκυστικό φορτίο προκαλούμενο από σύσπαση του αντίστοιχου μυός. Η προκύπτουσα επιμήκυνση (παραμόρφωση) του τένοντα χαρακτηρίζεται από τέσσερις παράγοντες και συγκεκριμένα: α) το μέγεθος της παραμόρφωσης, β) τη συχνότητα (αριθμός επαναλήψεων της φόρτισης ανά χρονικό διάστημα), γ) τη διάρκεια (χρόνος του μεμονωμένου ερεθίσματος) και δ) τον ρυθμό

(αύξηση της τάσης στη μονάδα του χρόνου). Σύμφωνα με τις συστάσεις της προαναφερόμενης ερευνητικής ομάδας, βάσει της «μεθόδου του Βερολίνου», τα πρωτόκολλα προπόνησης πρέπει να χαρακτηρίζονται από υψηλές μυϊκές δυνάμεις, δηλαδή τουλάχιστον  $\geq 85\%$  της μέγιστης ισομετρικής εκούσιας δύναμης, καθώς έτσι θα προκληθεί υψηλή επιμήκυνση του τένοντα που είναι απαραίτητη για την προσαρμογή. Η μορφή της μυϊκής συστολής (έκκεντρη, ισομετρική ή σύγκεντρη) δεν παίζει καθοριστικό ρόλο, ωστόσο η διάρκεια της μυϊκής συστολής και η αντίστοιχη επιμήκυνση του τένοντα, πρέπει να διατηρείται για περίπου 3 δευτερόλεπτα καθώς είναι απαραίτητη για την αποτελεσματική μεταφορά της παραμόρφωσης στα κύτταρα του τένοντα, τα οποία είναι υπεύθυνα για την προσαρμογή. Αυτό που έχει μεγάλη σημασία είναι τα παρεχόμενα στον τένοντα φορτία να είναι επαναλαμβανόμενα καθώς είναι πιο χρήσιμα από τα συνεχώς διατηρούμενα φορτία. Οι υψηλότεροι ρυθμοί επιμήκυνσης όπως χρησιμοποιούνται στην πλειομετρική προπόνηση είναι λιγότερο αποτελεσματικοί για την προσαρμογή των τενόντων. Ένα ακόμη στοιχείο που πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν είναι η γωνία της άρθρωσης προκειμένου να διατηρείται η βέλτιστη μηκο-δυναμική τάση του μυός. Για τον αχίλλειο τένοντα συνιστάται προπόνηση σε γωνία περίπου  $90^\circ$  στην ποδοκνημική άρθρωση με το γόνατο σε πλήρη έκταση, ενώ η προπόνηση του επιγονατιδικού τένοντα πρέπει να γίνεται σε γωνία περίπου  $70^\circ$  κάμψης στην άρθρωση του γόνατος. Υψηλή αποτελεσματικότητα της προπόνησης παρουσιάζεται με 5 σειρές των 4 επαναλήψεων με 3 δευτερόλεπτα φόρτισης και 3 δευτερόλεπτα χαλάρωσης. Μεταξύ των σειρών συνιστώνται 1 έως 2 λεπτά ανάπαυσης. Προκειμένου να επιτευχθούν σημαντικά αποτελέσματα στην ανθεκτικότητα του τένοντα, η προπόνηση πρέπει να εκτελείται για τουλάχιστον 3 μήνες. Μετά από μια φάση εξοικείωσης με δύο συνεδρίες την εβδομάδα, η συχνότητα μπορεί να αυξηθεί στις 4 φορές/εβδομάδα όπου και αναμένεται η μεγαλύτερη προπονητική επιτυχία.

Ακολουθούν προτεινόμενες ασκήσεις από την ερευνητική ομάδα του Βερολίνου για τον επιγονατιδικό τένοντα στο χώρο άσκησης του ασκούμενου:

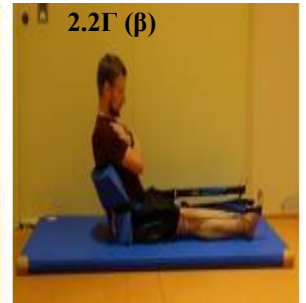
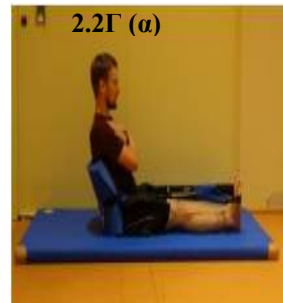
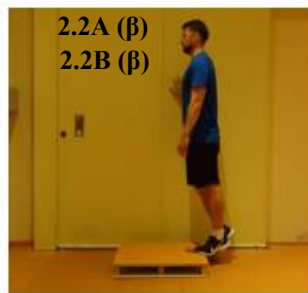
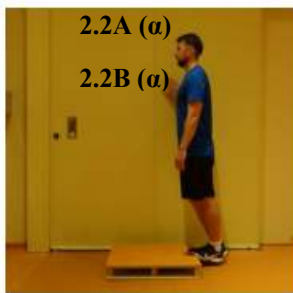
- α) Διποδικά βαθιά καθίσματα χωρίς ή με χρήση σταθερού σημείου αντίστασης μέσω ελαστικού ιμάντα (Εικόνα 2.1Α),
- β) μονοποδικά βαθιά καθίσματα (Εικόνα 2.1Β),
- γ) πρόσθιες προβολές (Εικόνα 2.1Γ)
- δ) μονοποδική στήριξη του κάτω άκρου σε πάγκο (Εικόνα 2.1Δ) (μετατόπιση του βάρους στο πόδι στήριξης στον πάγκο, με μικρή έκταση περίπου στις 70° έως το άλλο άκρο να ανυψωθεί από το έδαφος και διατήρηση της θέσης στατικά για 3 δευτ, στη συνέχεια επαναφορά οπίσθιου κάτω άκρου στο έδαφος).
- ε) εκτάσεις γόνατος από πρηνή κατάκλιση με ιμάντα με ισομετρική σύσπαση στις 90° κάμψης γόνατος (Εικόνα 2.1Ε).



Παρομοίως, κάποιες προτεινόμενες ασκήσεις για τον αχίλλειο τένοντα στο χώρο άσκησης του ασκούμενου είναι οι ακόλουθες:

- α) ισομετρική ανύψωση πτέρνας (στην άκρη σκαλοπατιού ή πάγκου) (Εικόνα 2.2Α),
- β) δυναμική ανύψωση πτέρνας (Εικόνα 2.2Β) (διάρκεια 6 δευτ μεταξύ αργής ανύψωσης πτέρνας και μετά επαναφοράς στο επίπεδο του εδάφους, ώστε να

εξασφαλιστεί επαρκής διάρκεια φόρτισης στην αρθρική γωνία της ποδοκνημικής που οι υψηλότερες παραγόμενες δυνάμεις δρουν στον τένοντα),  
γ) ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής από εδραία θέση με χρήση ιμάντα με την άρθρωση του γόνατος σε έκταση (Εικόνα 2.2Γ).



## III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

### 3.1. Σχεδιασμός

Για την διερεύνηση των προσαρμογών της MTM λόγω συστηματικής φόρτισης και της σχέσης αυτών με την μυϊκή λειτουργία με παράλληλη διερεύνηση της επίδρασης της ηλικίας και της άσκησης στις φυσιολογικές (μορφολογία, δομή) και μηχανικές ιδιότητες της MTM διεξήχθη ανασκόπηση της βιβλιογραφίας μαζί με περιγραφική αξιολόγηση των μελετών.

### 3.2. Βάση δεδομένων και στρατηγική αναζήτησης

Για την εξέταση του παραπάνω σκοπού, σχετικές έρευνες ταυτοποιήθηκαν μέσω ηλεκτρονικής αναζήτησης στην Αγγλική γλώσσα κατά την περίοδο Ιουνίου 2021 και Ιανουαρίου 2022 στην ηλεκτρονική βάση δεδομένων *PubMed* με τις ακόλουθες λέξεις κλειδιά: muscle, tendon, maturity, adaptation, adolescence, youth, athletes, mechanical loading, training. Πραγματοποιήθηκε επιλογή των καταλληλότερων μελετών μετά από αξιολόγηση των περιλήψεων τους.

#### 3.2.1. Κριτήρια επιλογής και αποκλεισμού των μελετών

Ο τίτλος, η περίληψη, οι λέξεις κλειδιά και το περιεχόμενο των επιλεγθέντων ερευνών ελέγχθηκαν για να καθοριστεί αν έρχονται σε συμφωνία με τα παρακάτω κριτήρια: α) το δείγμα να αποτελούνταν από υγιή, νεαρά άτομα παιδικής, εφηβικής και νεαρής ενήλικης ηλικίας, β) τουλάχιστον μία μεταβλητή αποτελέσματος να αφορά μηχανική ή υλική ιδιότητα του τενόντιου ιστού, γ) να υπάρχει λεπτομερή αναφορά για το προπονητικό πρωτόκολλο. Κριτήριο αποκλεισμού των μελετών ορίστηκε η αναφορά μυοσκελετικών ή/και ορθοπεδικών παθήσεων που επηρεάζουν την ικανότητα μηχανικής απόδοσης της MTM.

### 3.3. Εξαγωγή και ανάλυση δεδομένων

Η ανάλυση των δεδομένων υπήρξε περιγραφική ως προς τα χαρακτηριστικά των μελετών και ερμηνευτική προκειμένου να επιτευχθεί κατηγοριοποίηση των δεδομένων στο μέγιστο δυνατό βαθμό (Thomas & Nelson, 2003).



## IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εργασίας.

### 4.1. Μεθοδολογική περιγραφή μελετών

Στον Πίνακα 4.1. παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά και αποτελέσματα επιλεγμένων μελετών με πρωτόκολλα παρέμβασης και συνοδές προσαρμογές σε τενόντιο ιστό.

### 4.2. Χαρακτηριστικά των εξεταζόμενων μελετών

Όλες οι συμπεριληφθείσες μελέτες είχαν ως σκοπό την εξέταση της επίδρασης ενός συγκεκριμένου προγράμματος παρέμβασης ως προς την ένταση, διάρκεια και όγκο φορτίου στα μηχανικά χαρακτηριστικά και στις ιδιότητες των τενόντων και συγκεκριμένα, στην τενόντια σκληρότητα, στο στοιχείο ελαστικότητας Young και στην ΠΦΕΔ. Οι δοκιμαζόμενοι αφορούσαν μεσήλικα άτομα ενώ υπήρχαν ορισμένες έρευνες που συνεξέταζαν και άτομα εφηβικής ηλικίας (Charcharis et al., 2019; Chalatzoglidis et al., 2021; Mersmann et al., 2014, 2016, 2017a, 2017c, 2020) καθώς και μικρότερος αριθμός μελετών εξέτασε παιδιά με συμπληρωμένο το 9ο έτος της ηλικίας τους (Pentidis et al., 2020, 2021; Waugh et al., 2014). Για την εξέταση των μηχανικών χαρακτηριστικών του τενόντιου ιστού και της MTM, οι περισσότερες από τις μελέτες χρησιμοποίησαν μαγνητική απεικονιστική τομογραφία για την καταγραφή της μορφολογίας (ΠΦΕΔ) των μυών και τενόντων (Mersmann et al., 2017a), αλλά και υπερηχοτομογραφία και δυναμομετρία για να αξιολογηθούν η μυϊκή δύναμη και άλλες μηχανικές ιδιότητες των τενόντων, όπως π.χ. η σκληρότητα ή το στοιχείο ελαστικότητας Young (O'Brien et al., 2010; Pentidis et al., 2020). Τα περισσότερα πρωτόκολλα των εξεταζόμενων μελετών περιλάμβαναν προσπάθειες ΜΕΙΣ (Mersmann et al., 2017c) ή προσπάθειες ισομετρικής σύσπασης προοδευτικής αύξησης της δύναμης (Charcharis et al., 2019) σε κινήσεις όπως έκταση του γόνατος και πελματιαία κάμψη της

ποδοκνημικής άρθρωσης για να προκληθεί κυκλική καταπόνηση στον επιγονατιδικό και στον αχίλλειο τένοντα, αντίστοιχα (Bohm et al., 2014). Η παρέμβαση είχε διάρκεια 1 μόνο συνεδρία για τις περισσότερες μελέτες (Charcharis et al., 2019; Mersmann et al., 2014, 2017c, Pentidis et al., 2020; Wang et al., 2013; Wren et al., 2003), έως και αρκετές εβδομάδες για κάποιες άλλες (Arampatzis et al., 2007, 2010; Bohm et al., 2014; Kubo et al., 2001; Waugh et al., 2014). Υπήρχαν, ωστόσο, και ορισμένες μελέτες που είχαν διάρκεια μεγαλύτερη από ένα έτος (Chalatzoglidis et al., 2021; Mersmann et al., 2016; Pentidis et al., 2020, 2021), ενώ σε μία μακροπρόθεσμη μελέτη η διάρκεια της παρακολούθησης των δοκιμαζόμενων ήταν 2 έτη (Mersmann et al., 2017a).

Το συνολικό δείγμα των ερευνών ανέρχεται στα 430 άτομα, εκ των οποίων τα 279 ήταν νεαρά άτομα μικρότερα ή ίσα των 18 ετών και 112 ενήλικα άτομα άνω των 18 ετών. Επιπλέον, εξετάστηκαν συνολικά 510 επιγονατιδικοί τένοντες και 419 αχίλλειοι τένοντες, εκ των οποίων οι 43 τένοντες είχαν απομονωθεί από τη MTM τους (Wren et al., 2003) και 24 τένοντες προέρχονταν από τα κάτω άκρα 12 λαγών (Wang et al., 2013). Το ηλικιακό εύρος των συμμετεχόντων κυμαίνεται από 7 έως 53 έτη με την μέση ηλικία των νεαρών ατόμων να είναι τα 13 έτη και την αντίστοιχη των ενηλίκων στα 30 έτη. Αναλυτικότερα, ο συνολικός αριθμός παιδιών ηλικίας 7 έως 11 ετών ανέρχεται σε 74 άτομα, σε εφήβους ηλικίας 12 έως 18 χρονών ανέρχεται στα 204 άτομα και σε ενήλικα άτομα ηλικίας 19 έως 53 ετών σε 113 δοκιμαζόμενους/ες, αντίστοιχα. Επιπλέον, ο συνολικός αριθμός των αγοριών και κοριτσιών ανέρχεται σε 382 και 112 αντίστοιχα. Συγκεντρωτικά, τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά των δοκιμαζόμενων ηλικίας 7 έως 11 ετών κυμαινόταν για το σωματικό ανάστημα μεταξύ 122 και 152 εκ. και για τη σωματική μάζα μεταξύ 22.1 έως 40.1 κιλών. Για τους δοκιμαζόμενους μεταξύ 12 και 18 ετών οι αντίστοιχες τιμές αναστήματος και μάζας κυμαίνονταν μεταξύ 148 και 200,4 εκ και μεταξύ 26 και 93,6 κιλών, ενώ στους ενήλικες δοκιμαζόμενους μεταξύ 165,4 και 197,2εκ και 34,4 και 112,3 κιλών αντίστοιχα. Οι δοκιμαζόμενοι χαρακτηρίζονταν ως φυσικά δραστήρια άτομα ή μέλη αθλητικών συλλόγων σε 9 μελέτες (Chalatzoglidis et al., 2021; Charcharis et al., 2019; Mersmann al., 2014, 2016, 2017a, 2017c, 2020; Pentidis et al., 2020, 2021), ενώ οι υπόλοιποι

συγγραφείς δεν χαρακτηρίζουν με λεπτομέρεια την φυσική κατάσταση των δοκιμαζόμενων.

### **4.3. Ποιοτική ανάλυση των εξεταζόμενων μελετών**

#### **4.3.1. Προσαρμογές στις ιδιότητες των τενόντων**

##### **4.3.1.1. Προσαρμογές μετά από προπόνηση κατά την παιδική ηλικία**

Πρωταρχικό κομμάτι της εξέτασης της επίδρασης των προπονητικών προγραμμάτων είναι η προπονησιμότητα ως προς την ηλικιακή περίοδο. Οι πιο πρόσφατες είναι οι μελέτες των Pentidis και συν. (2020, 2021), οι οποίες είχαν ως συμμετέχοντες προέφηβους αθλητές ρυθμικής γυμναστικής 7-10 ετών. Η μία εργασία είχε διάρκεια ενός έτους (Pentidis et al., 2021) ενώ η άλλη περιλάμβανε μόνο μια συνεδρία (Pentidis et al., 2020). Σε αμφότερες τις μελέτες, οι συμμετέχοντες υποβλήθηκαν σ' ένα πρωτόκολλο μέγιστων αλλά και προοδευτικά αυξανόμενων εκούσιων ισομετρικών συσπάσεων των πελματιαίων καμπτήρων και τα αποτελέσματα δεν έδειξαν κάποια αξιοσημείωτη διαφορά στις μετρούμενες ιδιότητες του αχίλλειου τένοντα. Σε αντίθετα αποτελέσματα οδηγήθηκε η μελέτη των Waugh και συν. (2014) που εξέτασε προέφηβα παιδιά ηλικίας 9 ετών, καθώς βρέθηκε σημαντική αύξηση στην τενόντια σκληρότητα ( $138.4 \pm 36.7$  έναντι  $177.8 \pm 31.9$  N/mm) της πειραματικής ομάδας καθώς και στο στοιχείο ελαστικότητας Young τόσο στην πειραματική ( $642.0 \pm 171.2$  έναντι  $799.1 \pm 149.8$  MPa) όσο και στην ομάδα ελέγχου ( $639.0 \pm 249.4$  έναντι  $798.8 \pm 173.3$  MPa) μετά από προπόνηση μεταβαλλόμενης έντασης και όγκου, χωρίς ωστόσο καμία διαφορά στην περιοχή εγκάρσιας διατομής του τένοντα μεταξύ των ομάδων.

##### **4.3.1.2. Προσαρμογές μετά από προπόνηση σε άτομα εφηβικής περιόδου ανάπτυξης**

Η πιο πρόσφατη μελέτη των Chalatzoglidis και συν. (2021) που παρατίθεται στην παρούσα εργασία και ασχολείται με την επίδραση της προπόνησης κατά την εφηβική αναπτυξιακή περίοδο, παρακολούθησε μια ομάδα αθλητών για 1 έτος και

ανά εξάμηνο τους υπέβαλε σε δοκιμασία ΜΕΙΣ των πελματιαίων καμπτήρων με σταθερή προοδευτική αύξηση της έντασης ανά 2 δευτ. και συνολικής διάρκειας συστολής τα 10 δευτ. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική αύξηση στη τενόντια σκληρότητα του αχίλλειου τένοντα από την αρχή της μέτρησης, δηλαδή 6 μήνες πριν την ηλικία επίτευξης του μέγιστου ρυθμού αύξησης του ύψους (MPAY) μέχρι και την ηλικία του MPAY ( $311.9 \pm 151.7$  έναντι  $372.2 \pm 153.9$  N/mm), ενώ καμία σημαντική διαφορά δεν βρέθηκε για το στοιχείο ελαστικότητας Young και την ΠΕΔ (Chalatzoglidis et al., 2021). Με σκοπό την αξιολόγηση της συστηματικής προπονητικής επιβάρυνσης σε αθλητές που μόλις είχαν «εισέρθει» στην εφηβεία (12-14 ετών) και μέσω ενός πειραματικού πρωτοκόλλου που περιλάμβανε μαγνητική απεικονιστική τομογραφία και υπερηχοτομογραφία για την μορφολογική ανακατασκευή του όγκου και της ΠΕΔ του έξω πλατύ μυός και του επιγονατιδικού τένοντα, βρέθηκε σημαντική διαφορά στην ΠΕΔ του τένοντα μεταξύ αθλητών και συνομήλικων μη-αθλητών, που ανέρχονταν περίπου σε  $1.25 \pm 0.25 \text{ cm}^2$  ανά διαστήματα των 10% του 100% του μήκους του επιγονατιδικού τένοντα (Mersmann et al., 2020). Νωρίτερα, οι ίδιοι ερευνητές διεξήγαν μια μακροπροθέσμη μελέτη ενός έτους με σκοπό την διερεύνηση της απόκρισης της MTM στη συστηματική άσκηση κατά την εφηβεία (Mersmann et al., 2016). Ανά 3 μήνες αξιολογήθηκε μέσω ΜΕΙΣ η μυϊκή δύναμη των εκτεινόντων του γόνατος και οι μηχανικές ιδιότητες του επιγονατιδικού τένοντα και τα αποτελέσματα δεν ανέδειξαν καμία σημαντική διαφορά μεταξύ των αθλητών και της ομάδας ελέγχου όσον αφορά τις ιδιότητες των τενόντων και τις εξεταζόμενες μυϊκές παραμέτρους (δύναμη, όγκος, κλπ) (Mersmann et al., 2016). Σε επόμενη μελέτη, συγκρίνοντας ελίτ αθλητές και αθλήτριες πετοσφαίρισης που βρίσκονταν στη μέση (15-17 ετών) και στο τέλος της εφηβείας (17-19 ετών) και με το ίδιο πειραματικό πρωτόκολλο με τριμηνιαία συχνότητα εξέτασης αλλά σε διάρκεια 2 ετών, βρήκαν υψηλότερες τιμές σκληρότητας του επιγονατιδικού τένοντα για τους αθλητές που βρίσκονταν στο τέλος της εφηβείας ( $1.445 \pm 369$  N/mm) συγκριτικά με συναθλητές τους που βρίσκονταν στη μέση της εφηβείας ( $1.154 \pm 428$  N/mm) αντίστοιχα (Mersmann et al., 2017a). Η ίδια ερευνητική ομάδα, με την ίδια πειραματική ομάδα ελίτ αθλητών και αθλητριών πετοσφαίρισης και κατά την ίδια χρονολογική περίοδο

παρακολούθησης διεξήγαγε μια επόμενη μελέτη που αξιολογούσε τη δύναμη των εκτεινόντων του γόνατος και τις μηχανικές ιδιότητες του επιγονατιδικού τένοντα μέσω ενός πρωτοκόλλου προοδευτικά αυξανόμενων ΜΕΙΣ στις 60° κάμψης του γόνατος και παρατήρησε σημαντική διαφορά μεταξύ αθλητών και ομάδας ελέγχου στην τενόντια σκληρότητα ως προς την προκαλούμενη δύναμη παραμόρφωσης ( $86.0 \pm 27.1$  εν.  $70.2 \pm 18.8$  kN) (Mersmann et al., 2017c). Παρομοίως, σε προγενέστερη μελέτη εξετάστηκε η απόκριση των τενόντων στη συστηματική προπονητική επιβάρυνση σε ελίτ έφηβους αθλητές πετοσφαίρισης συγκριτικά με μια ομάδα φυσικά δραστήριων μεσήλικων πρώην ελίτ αθλητών πετοσφαίρισης (Mersmann et al., 2014). Το πειραματικό πρωτόκολλο περιείχε μόνο μια συνεδρία, όπου οι πειραματικές ομάδες εκτέλεσαν ΜΕΙΣ προοδευτικά αυξανόμενης έντασης με τους εκτεινόντες γόνατος και τα ευρήματα δεν έδειξαν σημαντική διαφορά στην τενόντια σκληρότητα και στο στοιχείο ελαστικότητας Young, ωστόσο οι μεσήλικες πρώην αθλητές είχαν σημαντικά υψηλότερη ΠΕΔ του επιγονατιδικού τένοντα από τους έφηβους αθλητές ( $121.7 \pm 39.8$  εν.  $107.4 \pm 27.5$  mm<sup>2</sup>) ενώ οι έφηβοι αθλητές είχαν μεγαλύτερη καταπόνηση τένοντα συγκριτικά με τους μεσήλικες πρώην αθλητές κατά τις ΜΕΙΣ ( $50.0 \pm 10.1$  εν.  $40.0 \pm 9.5$  MPa) (Mersmann et al., 2014).

#### 4.3.1.3. Προσαρμογές μετά από προπόνηση σε μεσήλικα άτομα

Εντοπίζονται δύο μελέτες που εξέτασαν την επιδραση της προπόνησης στις τενόντιες ιδιότητες σε μεσήλικα άτομα. Συγκεκριμένα, μεσήλικες άνδρες υποβλήθησαν σε πειραματικό πρωτόκολλο ισομετρικών προπονήσεων 4 φορές τη βδομάδα για 12 εβδομάδες και στη συνέχεια αξιολογήθηκε *in vivo* η επιμήκυνση και ελαστικότητα του επιγονατιδικού τένοντα μέσω υπερηχογραφήματος καθώς και η σχέση δύναμης-ισχύος των εκτεινόντων γόνατος στο 70% της έντασης της ΜΕΙΣ (Kubo et al., 2001). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι στην αρχή της μελέτης η τενόντια σκληρότητα βρισκόταν σε τιμές  $67.5 \pm 21.3$  N/mm και μετά την προπόνηση έφτασε σε τιμές  $106.2 \pm 33.4$  N/mm, και το στοιχείο ελαστικότητας Young αντίστοιχα αρχικά ήταν  $288 \pm 26$  MPa και στο τέλος της προπόνησης  $433 \pm 35$  MPa. Ωστόσο, δεν διαπιστώθηκε σημαντική διαφορά στην περιοχή εγκάρσιας διατομής του τένοντα πριν και μετά την προπόνηση στην παρούσα μελέτη (Kubo

et al., 2001). Επιπλέον, στην μελέτη των Charcharis και συν. (2019) συγκρίθηκε η παραγωγή μυϊκής δύναμης και οι μηχανικές ιδιότητες της MTM των εκτεινόντων του γόνατος σε άνδρες πρώιμης νεαρής ηλικίας (12-14 ετών), ύστερης νεαρής ηλικίας (16-18 ετών) και ενήλικα νεαρά άτομα (20-35 ετών) μέσω ΜΕΙΣ και ισομετρικών συστολών προοδευτικά αυξανόμενης έντασης και βρέθηκε ότι ενώ δεν υπήρξε καμία σημαντική διαφορά στην σκληρότητα του επιγονατιδικού τένοντα μεταξύ της κάθε ομάδας και της αντίστοιχης ηλικιακής ομάδας ελέγχου, εντούτοις υπήρξε σημαντική διαφορά μεταξύ των ατόμων πρώιμης και ύστερης νεαρής ηλικίας, τόσο στους αθλητές ( $990 \pm 317$  εν.  $1.266 \pm 275$  N/mm) όσο και στους συνομήλικους τους μη-αθλητές ( $814 \pm 299$  εν.  $1.110 \pm 255$  N/mm) (Charcharis et al., 2019).

#### 4.3.1.4. Προσαρμογές των τενόντων μετά από προπονητικό ερέθισμα παραμόρφωσης σε μεσήλικα άτομα

Η παραμόρφωση (τροπή) των τενόντων αποτέλεσε κύριο θέμα της παρούσας μελέτης, ιδίως σε μεσήλικα άτομα (>18 ετών). Έμφαση δόθηκε στις διάφορες παραμέτρους που καθορίζουν την παραμόρφωση των τενόντων και συγκεκριμένα τη συχνότητα ή/και ρυθμό, την ένταση ή/και δύναμη καθώς και την διάρκεια της παραμόρφωσης. Αφετηρία αποτέλεσε η μελέτη των Arampatzis και συν. (2007) που εξέτασαν την απόκριση του αχίλλειου τένοντα σε συνθήκες χαμηλής ή/και υψηλής δύναμης καταπόνησης-παραμόρφωσης. Το πρωτόκολλο της συγκεκριμένης μελέτης είχε διάρκεια 14 εβδομάδες και αφορούσε την εκτέλεση 5 σετ επαναλαμβανόμενης ισομετρικής σύσπασης πελματιαίας κάμψης της ποδοκνημικής με 1:1 όγκο φόρτισης (3 δευτ. σύσπασης - 3 δευτ. χαλάρωσης) για 4 φορές την εβδομάδα. Οι δοκιμαζόμενοι εκτελούσαν στο ένα κάτω άκρο με χαμηλή δύναμη παραμόρφωσης ( $2.85 \pm 0.99\%$  της ΜΕΙΣ) και στο ετερόπλευρο κάτω άκρο με υψηλή δύναμη παραμόρφωσης ( $4.55 \pm 1.38\%$  της ΜΕΙΣ) με την ίδια συχνότητα (0.17 Hz). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η τενόντια σκληρότητα του αχίλλειου τένοντα δεν διέφερε σημαντικά στην ομάδα της χαμηλής δύναμης παραμόρφωσης ( $186.7 \pm 38.3$  έναντι  $201.4 \pm 41.2$  N/mm), ενώ υπήρξε σημαντική διαφορά για την ομάδα της υψηλής δύναμης παραμόρφωσης ( $167.7 \pm 36.8$  έναντι  $228.1 \pm 39.7$  N/mm)

(Arampatzis et al., 2007). Η ίδια ερευνητική ομάδα, τρία χρόνια αργότερα (2010) εκτέλεσε παρόμοιο πρωτόκολλο προπόνησης (διάρκεια 14 εβδομάδες με 4 προπονήσεις την εβδομάδα των 5 σετ), με τη διαφορά ότι η ομάδα χαμηλής δύναμης παραμόρφωσης προπονήθηκε με ένταση στο  $2.97 \pm 0.47\%$  της ΜΕΙΣ, ενώ η ομάδα υψηλής δύναμης παραμόρφωσης με ένταση στο  $4.72 \pm 1.08\%$  αντίστοιχα με την υψηλότερη συχνότητα φόρτισης (0.5 Hz) και μικρότερης διάρκειας όγκο άσκησης (1 δευτ. φόρτιση - 1 δευτ. χαλάρωση). Παρομοίως, τα αποτελέσματα έδειξαν απουσία σημαντικής διαφοράς στην τενόντια σκληρότητα για την προπονούμενη σε χαμηλή δύναμη παραμόρφωσης ομάδα και σημαντική διαφορά για την προπονούμενη σε υψηλή δύναμη παραμόρφωσης ομάδα αντίστοιχα ( $257.8 \pm 50.7$  έναντι  $301.9 \pm 56.8$  N/mm) μεταξύ αρχικής και τελικής μέτρησης (Arampatzis et al., 2010), ενώ δεν βρέθηκε καμία σημαντική διαφορά στο στοιχείο ελαστικότητας Young και στην ΠΕΔ του αχίλλειου τένοντα και στις δύο έρευνες (Arampatzis et al., 2007, 2010).

Η μελέτη του Bohm και συν. (2014) ήρθε να προσθέσει δύο ακόμη παραμέτρους στη προπόνηση των τενόντων, αυτή της διάρκειας και του ρυθμού παραμόρφωσης. Συγκεκριμένα, σχεδιάστηκε μια μελέτη διάρκειας 14 εβδομάδων που περιείχε ένα πρωτόκολλο αναφοράς, που αφορούσε την εκτέλεση 4 σετ υψηλής δύναμης παραμόρφωσης έντασεως αντίστοιχης με 90% της ΜΕΙΣ που αντιστοιχούσε σε  $\sim 6.5\%$  δύναμη παραμόρφωσης με χαμηλή συχνότητα (0.17 Hz) και 3 δευτ. φόρτιση και 3 δευτ. χαλάρωση. Σύμφωνα με το συγκεκριμένο πρωτόκολλο αναφοράς έγιναν δύο παρεμβάσεις και ειδικότερα στην 1<sup>η</sup> παρέμβαση, η ομάδα υψηλού ρυθμού παραμόρφωσης εκτέλεσε 72 μονοποδικά άλματα χωρίς να υπάρξει κάποια αλλαγή στην δύναμη και στην συχνότητα της παραμόρφωσης και στην 2<sup>η</sup> παρέμβαση, η δύναμη και η συχνότητα της παραμόρφωσης παρέμειναν οι ίδιες, αλλά η διάρκεια παραμόρφωσης ήταν μεγαλύτερη. Αξιοσημείωτα ήταν τα ευρήματα σε όλες τις μετρούμενες ιδιότητες του Αχίλλειου τένοντα. Όσον αφορά την τενόντια σκληρότητα, υπήρξε σημαντική διαφορά σε όλα τα πρωτόκολλα, εκτός από το πρωτόκολλο υψηλού ρυθμού καταπόνησης. Στο πρωτόκολλο αναφοράς, υπήρξε σημαντική διαφορά και στις δύο παρεμβάσεις και συγκεκριμένα στην 1<sup>η</sup> παρέμβαση, η διαφορά ανερχόταν στο  $\sim 61\%$  ( $330$  N/mm εν.  $530$  N/mm) και στην

2<sup>η</sup> παρέμβαση στο ~55% (380 N/mm εν. 590 N/mm) αντίστοιχα ενώ κατά την ίδια παρέμβαση, το πρωτόκολλο μακράς διάρκειας παραμόρφωσης είχε διαφορά ~18.5% (380N/mm εν. 450N/mm). Όσον αφορά το στοιχείο ελαστικότητας του Young, στην 1<sup>η</sup> παρέμβαση, υπήρξε αύξηση 57% (0.91±0.07 MPa εν. 1.43±0.17 MPa), ενώ στη 2<sup>η</sup> παρέμβαση η αύξηση ήταν 45% αντίστοιχα (0.97±0.08 MPa εν. 1.41±0.11 MPa). Στην ίδια παρέμβαση (2<sup>η</sup>) και στο πρωτόκολλο μακράς διάρκειας παραμόρφωσης, οι τιμές του Young modulus αυξήθηκαν από 0.89±0.08 MPa σε 1.05±0.08 MPa. Τέλος, όσον αφορά την ΠΕΔ του Αχίλλειου τένοντα, βρέθηκε σημαντική αύξηση στη διάμετρο του τένοντα από 79.9±3.4mm<sup>2</sup> σε 83.0±3.7mm<sup>2</sup> με στο πρωτόκολλο αναφοράς στην 1<sup>η</sup> παρέμβαση, ενώ στη 2<sup>η</sup> παρέμβαση υπήρξε σημαντική αύξηση με το πρωτόκολλο αναφοράς από 75.4±2.6mm<sup>2</sup> σε 78.8±3.0mm<sup>2</sup> καθώς και στο πρωτόκολλο μακράς διάρκειας παραμόρφωσης από 78.1±3.1mm<sup>2</sup> σε 82.4±3.6mm<sup>2</sup> (Bohm et al., 2014). Τέλος, δύο μελέτες ασχολήθηκαν με την παραμόρφωση των τενόντων, ωστόσο η μία μελέτη αφορούσε δείγμα 12 λαγών (Wang et al., 2013) και η άλλη μελέτη 43 ιατρικά απομονωμένους τένοντες ατόμων ηλικίας 50-90 ετών (Wren et al., 2003). Στην πρώτη μελέτη, το δείγμα διακρίθηκε σε 2 ομάδες, όπου η μία ομάδα εκτελούσε προπόνηση κυκλικής παραμόρφωσης ενώ η δεύτερη ομάδα προπόνηση μη-κυκλικής παραμόρφωσης αντίστοιχα, για 6 ημέρες μέσω προσομοιωμένης μηχανικής φόρτισης δύναμης εφελκυστικής παραμόρφωσης 0, 3%, 6%, 9% με ρυθμό 0.25Hz σε βιοαντιδραστήρα επί 8 ώρες και τα αποτελέσματα δεν ανέδειξαν σημαντική επίδραση των παραπάνω πρωτοκόλλων φόρτισης στις μετρούμενες ιδιότητες του αχίλλειου τένοντα (Wang et al., 2013). Σε παρόμοια αποτελέσματα, δηλαδή απουσία σημαντικών διαφορών στις μηχανικές ιδιότητες του αχίλλειου τένοντα οδηγήθηκε η έρευνα του Wren και συν. (2003), ο οποίος χώρισε τους τένοντες σε δύο ομάδες, με την μία ομάδα (N=18 τένοντες) να υποβάλλεται σε συνεχή εφελκυστική παραμόρφωση με σταθερή δύναμη τάσης 35-75 MPa ενώ η άλλη ομάδα (N=35 τένοντες) να υποβάλλεται σε κυκλική περιοδική (ημιτονοειδούς) εφελκυστική παραμόρφωση δύναμης τάσης 30-80 MPa και συχνότητας 1Hz αντίστοιχα.



**Πίνακας 4.1.** Χαρακτηριστικά και αποτελέσματα μελετών μετά από ασκησιογενής ή μηχανικής φόρτισης παρέμβαση και προσαρμογές σε τενόντιο ιστό

Βιβλ.αν αφορά	Συμμετέχοντες		Παρέμβαση		Μετρούμενες ιδιότητες Τένοντα			
	Ομάδα	Διάρκεια (εβδ)	Συχνότητα (αρ. x πρ/εβδ)	Συνιστώσες άσκησης (ένταση, όγκος, είδος άσκησης ή μυϊκής συστολής)	Σκληρότητα	Μέτρο ελαστικότητας Young	ΠΕΔ	Ιστός
Kubo et al., 2001	1 ομάδα ισομετρικής προπόνησης	12βδ	4/βδ x 4 σετ των 20δευτ	70% έντασης ΜΕΙΣ	APX: 67.5 ± -21.3* N/mm TEΛ: 106.2 ± -33.4* N/mm	APX: 288 ± 26* MPa TEΛ: 433 ± 35* MPa	APX: 212 ± 18mm <sup>2</sup> TEΛ: 215 ± 21mm <sup>2</sup>	ΕΤ, απονε ύρωσ η ΕΠ
Wren et al., 2003	Ομάδα συνεχούς παραμόρφωσης (N=18 τένοντες) εν. ομάδας ημιτονοειδούς παραμόρφωσης (N=35 τένοντες)	1 συνεδρία	Συνεχής εφελκυστική παραμόρφωση εν. κυκλικής περιοδικής	Συνεχή εφελκυστική παραμόρφωση με σταθερή δύναμη τάσης 35-75 MPa εν. κυκλικής περιοδικής (ημιτονοειδούς) εφελκυστικής παραμόρφωσης δύναμης τάσης 30-80 MPa και συχνότητας 1Hz	-	-	-	ΑΤ
Arampatz is et al., 2007	Κάτω άκρο χαμηλής & υψηλής καταπόνησης (παραμόρφωση ς)	14βδ	4/βδ x 5 σετ	Χαμηλή δύναμη παραμόρφωσης (2.85 ± 0.99%) εν. υψηλής δύναμης παραμόρφωσης (4.55 ± -1.38%) με ίδια συχνότητα (0.17 Hz) & όγκο άσκησης (3 δευτ φόρτιση – 3 δευτ χαλάρωση)	<u>Ομάδα ΧΑΜ δύναμης παραμόρφωσης</u> APX: 186.7 ± 38.3 N/mm TEΛ: 201.4 ± 41.2 N/mm  <u>Ομάδα ΥΨΗΛ δύναμης παραμόρφωσης</u> APX: 167.7 ± 36.8 N/mm TEΛ: 228.1 ± 39.7* N/mm  <u>ΕΛΕΓΧΟΥ</u> APX: 180.2 ± 42.5 N/mm TEΛ: 184.1 ± 39.7 N/mm	-	-	ΑΤ

**Σημείωση:** N: αριθμός συμμετεχόντων, Α/Γ: άνδρες /γυναίκες, Δ/Α: δεν αναφέρεται, ΠΕΔ: περιοχή εγκάρσιας διατομής, ΑΤ: αχίλλειος τένοντας, ΕΤ: επιγονατιδικός τένοντας, ΑΡΧ: αρχική μέτρηση, ΤΕΛ: τελική μέτρηση, ΜΕΙΣ: μέγιστη (εξ) εκούσια ισομετρική συστολή, ΡΔ: ροπή δύναμης, Α: αγόρια, Κ: κορίτσια, ΜRΙ: μαγνητική απεικονιστική τομογραφία, ΜΡΑΥ= ηλικία μέγιστου ρυθμού αύξησης του ύψους (PHV), @: κατά την χρονική στιγμή επίτευξης.  
\*Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05). #Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05).

**Πίνακας 4.1.** Χαρακτηριστικά και αποτελέσματα μελετών μετά από ασκησιογενής ή μηχανικής φόρτισης παρέμβαση και προσαρμογές σε τενόντιο ιστό

Arampatz is et al., 2010	Κάτω άκρο χαμηλής & υψηλής δύναμης καταπόνησης (παραμόρφωση)	14βδ	4/βδ x 5 σετ	Χαμηλή δύναμη παραμόρφωσης (2.97 ± 0.47%) εν. υψηλής δύναμης παραμόρφωσης (4.72 ± 1.08%) με ίδια συχνότητα (0.5 Hz) & όγκο άσκησης (1 δευτ φόρτιση – 1 δευτ χαλάρωση)	<u>Ομάδα ΧΑΜ δύναμης παραμόρφωσης</u> APX: 275.5 ± 53.0 N/mm TEΛ: 261.1 ± 55.8 N/mm  <u>Ομάδα ΥΨΗΛ δύναμης παραμόρφωσης</u> APX: 257.8 ± 50.7 N/mm TEΛ: 301.9 ± 56.8* N/mm	Χαμηλή συχνότητα καταπόνησης: APX: ~1 GPa TEΛ: ~0.98 GPa  Υψηλή συχνότητα καταπόνησης: APX: ~0.982 GPa TEΛ: ~1.15 GPa	Αναλογία ΤΕΛ προς APX μέτρησης: Χαμηλή συχνότητα καταπόνησης: 1.1 εν. υψηλής συχνότητας καταπόνησης: ~1, p<0.05.	AT
Wang et al., 2013	Ομάδα κυκλικής παραμόρφωσης εν. ομάδα μη-κυκλικής παραμόρφωσης	6 ημέρες	8 ώρες/μέρα σε προσομοιωμένη μηχανική φόρτιση μέσω βιο-αντιδραστήρα	Δύναμη εφελκυστικής παραμόρφωσης 0, 3%, 6%, 9% με ρυθμό 0.25Hz με κυκλική ή μη-κυκλική παραμόρφωση	-	-	-	AT
Bohm et al., 2014	Ομάδα υψηλής δύναμης καταπόνησης (ομ. αναφοράς) εν. ομάδας α) υψηλού ρυθμού παραμόρφωσης, β) μεγαλύτερης διάρκειας παραμόρφωσης στο άλλο κάτω άκρο	14βδ	4/βδ x 4 σετ με παρόμοιο όγκο φόρτισης και σε α) ομάδα υψηλού ρυθμού παραμόρφωσης (72 μονοποδικά άλματα), β) ομάδα μεγαλύτερης διάρκειας παραμόρφωσης (ένα κάτω άκρο: 4 σετ x 3 δευτ φόρτιση –3 δευτ χαλάρωση, άλλο κάτω άκρο: 4 σετ x 1 ΜΕΙΣ των 12 δευτ)	<b>2 παρεμβάσεις:</b> <b>1η</b> υψηλή δύναμη παραμόρφωσης (έντασης 90% ΜΕΙΣ που αντιστοιχούσε με ~6.5% παραμόρφωση) με χαμηλή συχνότητα (0.17 Hz, 3 δευτ φόρτιση –3 δευτ χαλάρωση) (πρωτόκολλο αναφοράς) εν. ίδιας παραμόρφωσης και συχνότητας αλλά υψηλού ρυθμού παραμόρφωσης (μονοποδικά άλματα) <b>2η</b> όπως στην 1η (πρωτόκολλο αναφοράς) εν. ίδιας δύναμης παραμόρφωσης και συχνότητας αλλά μεγαλύτερης διάρκειας παραμόρφωσης	<u>Παρέμβαση 1η:</u> <u>Πρωτόκολλο Αναφοράς</u> APX: 330 N/mm TEΛ: 530 N/mm*  <u>Πρωτόκολλο Υψηλού Ρυθμού</u> APX: 330 N/mm TEΛ: 480 N/mm  <u>ΕΛΕΓΧΟΥ</u> APX: 330 N/mm TEΛ: 340 N/mm  <u>Παρέμβαση 2η:</u> <u>Πρωτόκολλο Αναφοράς</u> APX: 380 N/mm TEΛ: 590 N/mm*	<u>Παρέμβαση 1η:</u> <u>Πρωτόκολλο Αναφοράς</u> APX: 0.91±0.07 MPa TEΛ: 1.43±0.17 MPa*  <u>Πρωτόκολλο Υψηλού Ρυθμού</u> APX: 0.92±0.08 MPa TEΛ: 1.14±0.13 MPa  <u>Παρέμβαση 2η:</u> <u>Πρωτόκολλο Αναφοράς</u> APX: 0.97±0.08 MPa TEΛ: 1.41±0.11 MPa*	<u>Παρέμβαση 1η:</u> <u>Πρωτόκολλο Αναφοράς</u> APX : 79.9±3.4 mm <sup>2</sup> TEΛ : 83.0±3.7 mm <sup>2</sup> *  <u>Πρωτόκολλο Υψηλού Ρυθμού</u> APX : 80.5±3.9 mm <sup>2</sup> TEΛ : 82.5±3.6 mm <sup>2</sup>  <u>Παρέμβαση 2η:</u> <u>Πρωτόκολλο Αναφοράς</u> APX: 75.4±2.6 mm <sup>2</sup> TEΛ: 78.8±3.0 mm <sup>2</sup> *	AT

**Σημείωση:** N: αριθμός συμμετεχόντων, A/Γ: άνδρες /γυναίκες, Δ/Α: δεν αναφέρεται, ΠΕΔ: περιοχή εγκάρσιας διατομής, AT: αχίλλειος τένοντας, ET: επιγονατιδικός τένοντας, APX: αρχική μέτρηση, ΤΕΛ: τελική μέτρηση, ΜΕΙΣ: μέγιστη (εξ) εκούσια ισομετρική συστολή, ΡΔ: ροπή δύναμης, Α: αγόρια, Κ: κορίτσια, MRI: μαγνητική απεικονιστική τομογραφία, ΜΡΑΥ= ηλικία μέγιστου ρυθμού αύξησης του ύψους (PHV), @: κατά την χρονική στιγμή επίτευξης.  
\*Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05). #Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05).

**Πίνακας 4.1.** Χαρακτηριστικά και αποτελέσματα μελετών μετά από ασκησιογενής ή μηχανικής φόρτισης παρέμβαση και προσαρμογές σε τενόντιο ιστό

					<u>Πρωτόκολλο μακράς διάρκειας παραμόρφωσης</u> APX: 380 N/mm TEΛ:450 N/mm*	<u>Πρωτόκολλο μακράς διάρκειας παραμόρφωσης</u> APX: 0.89±0.08 MPa TEΛ: 1.05±0.08 MPa*	<u>Πρωτόκολλο μακράς διάρκειας παραμόρφωσης</u> APX: 78.1±3.1 mm <sup>2</sup> TEΛ: 82.4±3.6 mm <sup>2</sup> *		
Waugh et al., 2014	ΠΕΙΡ ομάδα προ-έφηβων ατόμων εν. ομάδας ΕΛΕΓΧΟΥ	10βδ προπόνηση αντιστάσεων	2/βδ x 2-3 σετ	Μεταβαλλόμενη ένταση, μεταβαλλόμενος όγκος	<u>ΕΛΕΓΧΟΥ</u> APX: 330 N/mm Μετά: 340 N/mm	<u>ΠΕΙΡ</u> APX: 170.9 ± 32.1 N/mm TEΛ: 177.8 ± 31.9* N/mm	<u>ΠΕΙΡ</u> APX: 642.0 ± 171.2 MPa TEΛ: 799.1 ± 149.8 MPa*	<u>ΠΕΙΡ</u> APX: 35.8 ± 6.3 mm <sup>2</sup> TEΛ: 36.7 ± 5.9 mm <sup>2</sup>	AT
					<u>ΕΛΕΓΧΟΥ</u> APX: 164.8 ± 31.4 N/mm TEΛ: 167.4 ± 36.0 N/mm	<u>ΕΛΕΓΧΟΥ</u> APX: 639.0 ± 249.4 MPa TEΛ: 798.8 ± 173.3 MPa*	<u>ΕΛΕΓΧΟΥ</u> APX: 40.7 ± 7.2 mm <sup>2</sup> TEΛ: 41.8 ± 7.9 mm <sup>2</sup>		
Mersman n et al., 2014	Ομάδα έφηβων ελιτ αθλητών βόλλευ εν. ομάδας μεσήλικων ενεργών πρόην ελιτ αθλητών βόλλευ	1 συνεδρία	-	ΜΕΙΣ προοδευτικά αυξανόμενες των εκτεινόντων γόνατος, ΡΔ εκτεινόντων γόνατος, θ_ πρόσφυσης έξω πλατύ μυός, μήκος νηματίου έξω πλατύ, μηχανικές & μορφολογικές ιδιότητες ET	<u>Αθλητές</u> Αγόρια: 1.258±463 N/mm Κορίτσια:1.031±285 N/mm  <u>Μεσήλικες ενεργοί πρόην αθλητές</u> Άνδρες: 1.345±480 N/mm Γυναίκες: 1.370±540 N/mm	<u>Αθλητές</u> Αγόρια: 0.59±0.25 GPa Κορίτσια: 0.64±0.18 GPa  <u>Μεσήλικες ενεργοί πρόην αθλητές</u> Άνδρες: 0.54±0.24 GPa Γυναίκες: 0.69±0.23 GPa	<u>Αθλητές</u> 107.4±27.5mm <sup>2</sup>  <u>Μεσήλικες ενεργοί πρόην αθλητές</u> 121.7±39.8mm <sup>2</sup> *  <u>Στρες στον τένοντα κατά τις ΜΕΙΣ</u> <u>Αθλητές:</u> 50.0 ± 10.1* MPa <u>Μεσήλικες ενεργοί πρόην αθλητές:</u> 40.0 ± 9.5 MPa	ET	

**Σημείωση:** N: αριθμός συμμετεχόντων, Α/Γ: άνδρες /γυναίκες, Δ/Α: δεν αναφέρεται, ΠΕΔ: περιοχή εγκάρσιας διατομής, AT: αχίλλειος τένοντας, ET: επιγονατιδικός τένοντας, APX: αρχική μέτρηση, TEΛ: τελική μέτρηση, ΜΕΙΣ: μέγιστη (εξ) εκούσια ισομετρική συστολή, ΡΔ: ροπή δύναμης, Α: αγόρια, Κ: κορίτσια, MRI: μαγνητική απεικονιστική τομογραφία, ΜΡΑΥ= ηλικία μέγιστου ρυθμού αύξησης του ύψους (PHV), @: κατά την χρονική στιγμή επίτευξης.  
\*Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05). #Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05).

**Πίνακας 4.1.** Χαρακτηριστικά και αποτελέσματα μελετών μετά από ασκησιογενής ή μηχανικής φόρτισης παρέμβαση και προσαρμογές σε τενόντιο ιστό

Mersman n et al., 2016	Ομάδα αθλητών εν. ομάδας ΕΛΕΓΧΟΥ	1 χρόνος	3μηνιαία	ΜΕΙΣ εκτεινόντων γόνατος, μηχανικές ιδιότητες ET	Αθλητές 135 N/mm  ΕΛΕΓΧΟΥ 115 N/mm	Δ/Α	Αθλητές -0.02 ± 0.5 mm <sup>2</sup>  ΕΛΕΓΧΟΥ 0.5 ± 0.4 mm <sup>2</sup>	ET
Mersman n et al., 2017a	Ομάδα έφηβων ελιτ αθλητών βόλλευ	2 έτη	3μηνιαία	ΜΕΙΣ εκτεινόντων γόνατος, ΡΔ εκτεινόντων γόνατος με ΡΔ <sub>ΜΕΓ</sub> = 60°-80° γωνίας κάμψης γόνατος, θ_πρόσφυσης & μήκος νηματίου έξω πλατύ/ ενδιάμεσου πλατύ / έσω πλατύ μυός, μηχανικές & μορφολογικές ιδιότητες ET	Μέση Εφηβείας 1.154 ± 428 N/mm  Τέλος Εφηβείας 1.445 ± 369* N/mm	Μέση Εφηβείας 0.64 ± 0.24 MPa  Τέλος Εφηβείας 0.64 ± 0.16 MPa	+27% mm <sup>2</sup> Από τη μέση εώς το τέλος της εφηβείας	ET
Mersman n et al., 2017c	ΠΕΙΡ ομάδα νεαρών αθλητών-τριών βόλλευ εν. ομάδας ΕΛΕΓΧΟΥ	1 συνεδρία	-	ΜΕΙΣ εκτεινόντων γόνατος στις 60° κάμψης γόνατος, ΜΕΙΣ εκτεινόντων γόνατος προοδευτικά αυξανόμενες, ΡΔ εκτεινόντων γόνατος, θ_πρόσφυσης έξω πλατύ μυός, μήκος νηματίου έξω πλατύ, μηχανικές ιδιότητες ET	ΑΘΛΗΤΕΣ 86.0 ± 27.1* kN/δύναμη παραμόρφωσης  ΕΛΕΓΧΟΥ 70.2 ± 18.8 kN/δύναμη παραμόρφωσης	-	-	ET
Charcharis et al., 2019	Αθλητές εν. μη-αθλητών σε: ομάδα Α (πρώιμη νεαρή ηλικία) εν. ομάδας Β (ύστερη νεαρή ηλικία) εν. ομάδας Γ (νεαρά ενήλικα άτομα)	1 συνεδρία		ΜΕΙΣ προοδευτικά αυξανόμενες των εκτεινόντων γόνατος, ΡΔ εκτεινόντων γόνατος, θ_πρόσφυσης έξω πλατύ μυός, μήκος νηματίου έξω πλατύ, μηχανικές ιδιότητες ET	ΟΜΑΔΑ Α 990 ± 317 N/mm  ΕΛΕΓΧΟΥ 814 ± 299 N/mm <sup>#</sup>  ΟΜΑΔΑ Β 1.266 ± 275 N/mm*  ΕΛΕΓΧΟΥ 1.110 ± 255 N/mm  ΟΜΑΔΑ Γ 1.487 ± 354 N/mm*  ΕΛΕΓΧΟΥ 1.257 ± 328 N/mm <sup>#</sup>	Δ/Α	Δ/Α	ET

**Σημείωση:** N: αριθμός συμμετεχόντων, Α/Γ: άνδρες /γυναίκες, Δ/Α: δεν αναφέρεται, ΠΕΔ: περιοχή εγκάρσιας διατομής, ΑΤ: αχίλλειος τένοντας, ΕΤ: επιγονατιδικός τένοντας, ΑΡΧ: αρχική μέτρηση, ΤΕΛ: τελική μέτρηση, ΜΕΙΣ: μέγιστη (εξ) εκούσια ισομετρική συστολή, ΡΔ: ροπή δύναμης, Α: αγόρια, Κ: κορίτσια, ΜRΙ: μαγνητική απεικονιστική τομογραφία, ΜΡΑΥ= ηλικία μέγιστου ρυθμού αύξησης του ύψους (PHV), @: κατά την χρονική στιγμή επίτευξης.  
\*Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05). #Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05).

**Πίνακας 4.1.** Χαρακτηριστικά και αποτελέσματα μελετών μετά από ασκησιογενής ή μηχανικής φόρτισης παρέμβαση και προσαρμογές σε τενόντιο ιστό

Mersman et al., 2020	Ομάδα προ-έφηβων ελιτ αθλητών εν. ομάδας ΕΛΕΓΧΟΥ	2 συνεδρίες	-	Μορφολογία έξω πλατύ μυός και ΕΤ (ανακατασκευή όγκου και ΠΕΔ μέσω MRI και υπερηχογραφήματος)	Δ/Α	-	ΑΘΛΗΤΕΣ ~1.25±0.25cm <sup>2</sup> * ανά διαστήματα των 10% του 100% του μήκους τένοντα  ΕΛΕΓΧΟΥ ~1.00 ± 0.25cm <sup>2</sup> ανά διαστήματα των 10% του 100% του μήκους τένοντα	ΕΤ
Pentidis et al., 2020	Ομάδα αθλητών ρυθμικής γυμναστικής (ΡΑΓ) εν. ομάδας ΕΛΕΓΧΟΥ	1 συνεδρία	-	ΜΕΙΣ πελματιαίων καμπτήρων, ΡΔ πελματιαίων καμπτήρων, μορφολογικές ιδιότητες έσω κεφαλής γαστροκνημίου μυός, μηχανικές ιδιότητες ΑΤ, κατακόρυφη αλτικότητα (άλματα τύπου CMJ & SJ)	ΑΘΛΗΤΕΣ ΡΑΓ 117.2 ± 33.6 N/mm  ΕΛΕΓΧΟΥ 106.4 ± 32.7 N/mm	-	-	ΑΤ
Pentidis et al., 2021	Ομάδα αθλητών ρυθμικής γυμναστικής (ΡΑΓ) εν. ομάδας ΕΛΕΓΧΟΥ	1 έτος	3μηναία (σύνολο 5 συνεδρίες)	ΜΕΙΣ πελματιαίων καμπτήρων & ΙΕΣ πελματιαίων καμπτήρων προοδευτικά αυξανόμενης έντασης, μορφολογικές ιδιότητες έσω κεφαλής γαστροκνημίου μυός, μηχανικές ιδιότητες ΑΤ,	ΑΘΛΗΤΕΣ ΡΑΓ 23 N/mm  ΕΛΕΓΧΟΥ 18 N/mm	-	- <u>Μήκος ηρεμία τένοντα</u> <u>ΑΘΛΗΤΕΣ ΡΑΓ</u> Αρχική μέτρηση: 12.7 ± 2.2 3-Μήνες: 12.8 ± 2.2 6-Μήνες: 12.8 ± 2.2 9-Μήνες: 12.9 ± 2.3 12-Μήνες: 13.0 ± 2.3  <u>ΕΛΕΓΧΟΥ</u>	ΑΤ

**Σημείωση:** Ν: αριθμός συμμετεχόντων, Α/Γ: άνδρες /γυναίκες, Δ/Α: δεν αναφέρεται, ΠΕΔ: περιοχή εγκάρσιας διατομής, ΑΤ: αχίλλειος τένοντας, ΕΤ: επιγονατιδικός τένοντας, ΑΡΧ: αρχική μέτρηση, ΤΕΛ: τελική μέτρηση, ΜΕΙΣ: μέγιστη (εξ) εκούσια ισομετρική συστολή, ΡΔ: ροπή δύναμης, Α: αγόρια, Κ: κορίτσια, MRI: μαγνητική απεικονιστική τομογραφία, ΜΡΑΥ= ηλικία μέγιστου ρυθμού αύξησης του ύψους (PHV), @: κατά την χρονική στιγμή επίτευξης.  
\*Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05). #Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05).

**Πίνακας 4.1.** Χαρακτηριστικά και αποτελέσματα μελετών μετά από ασκησιογενής ή μηχανικής φόρτισης παρέμβαση και προσαρμογές σε τενόντιο ιστό

							Αρχική μέτρηση: 12.4 ± 2.6 3-Μήνες: 12.4 ± 2.8 6-Μήνες: 12.6 ± 2.6 9-Μήνες: 12.7 ± 2.5 12-Μήνες: 12.7 ± 2.6	
Chalatzoglidis et al., 2021	Ομάδα προ-έφηβων αθλητών εν. ομάδας ΕΛΕΓΧΟΥ	1 έτος	1φορά/6μήνες=3 συνεδρίες	ΜΕΙΣ πελματιαίων καμπτήρων σταθερής προοδευτικής αύξησης της έντασης ανά 2 δευτ και συνολικής διάρκειας συστολής 10 δευτ, μηχανικές & μορφολογικές ιδιότητες ΑΤ	6 μήνες πριν την ΜΡΑΥ 311.9 ± 151.7 N/mm  @ΜΡΑΥ 372.2 ± 153.9 N/mm* *σημαντική αύξηση ειδικά στους αθλητές	6 μήνες πριν την ΜΡΑΥ 1049.2 ± 519.2 MPa  @ΜΡΑΥ 1290.6 ± 524.5 MPa	6 μήνες πριν την ΜΡΑΥ 46.8 ± 2.9 mm <sup>2</sup>  @ΜΡΑΥ: 49.3 ± 3.3 mm <sup>2</sup>	ΑΤ

**Σημείωση:** Ν: αριθμός συμμετεχόντων, Α/Γ: άνδρες /γυναίκες, Δ/Α: δεν αναφέρεται, ΠΕΔ: περιοχή εγκάρσιας διατομής, ΑΤ: αχίλλειος τένοντας, ΕΤ: επιγονατιδικός τένοντας, ΑΡΧ: αρχική μέτρηση, ΤΕΛ: τελική μέτρηση, ΜΕΙΣ: μέγιστη (εξ) εκούσια ισομετρική συστολή, ΡΔ: ροπή δύναμης, Α: αγόρια, Κ: κορίτσια, ΜRΙ: μαγνητική απεικονιστική τομογραφία, ΜΡΑΥ= ηλικία μέγιστου ρυθμού αύξησης του ύψους (PHV), @: κατά την χρονική στιγμή επίτευξης.  
\*Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05). #Στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0.05).

## V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΚΑΙ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

### 5.1. Συζήτηση

Η μυϊκή απόδοση συνδέεται στενά με την αρχιτεκτονική, τη μορφολογία και τις ιδιότητες της MTM και η επίδραση της ωρίμανσης και της συστηματικής φόρτισης μέσω της άσκησης σε αυτά τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά στον άνθρωπο είναι ζήτημα άξιο μελέτης. Σε άτομα κυρίως παιδικής και νεαρής ηλικίας, η επίδραση βιολογικών και εξωγενών παραγόντων στη λειτουργία της MTM αποτελεί σχετικά πρόσφατο αντικείμενο μελέτης, το οποίο παραμένει έως ένα βαθμό αδιευκρίνιστο. Βασικός σκοπός της μελέτης ήταν να διερευνηθούν οι προσαρμογές της MTM των εκτεινόντων του γόνατος και των πελματιαίων καμπτήρων λόγω συστηματικής φόρτισης και η σχέση τους με την μυϊκή λειτουργία. Για το λόγο αυτό, διατυπώθηκε η ερευνητική υπόθεση για το εάν υπάρχει πιθανή θετική επίδραση της συστηματικής μηχανικής φόρτισης λόγω άσκησης στην λειτουργία και κατ' επέκταση στην απόδοση της MTM. Δευτερεύων στόχος αποτέλεσε η διερεύνηση της πιθανής θετικής επίδρασης των βιολογικών (ηλικία) και εξωγενών (αθλητική εξάσκηση) παραγόντων σε συνδυασμό με τη συστηματική μηχανική φόρτιση στη λειτουργία της MTM.

Τα αποτελέσματα της εργασίας, όσον αφορά την πρώτη ερευνητική υπόθεση, έδειξαν ότι οι εφαρμοζόμενες καταπονήσεις με χαμηλό μέγεθος (2.5-3.0%) όπως αυτές που υφίσταται η MTM του αχίλλειου τένοντα κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων δεν αποτελούν επαρκές ερέθισμα και απαιτείται ένα μηχανικό ερέθισμα το οποίο έχει υψηλό μέγεθος καταπόνησης/παραμόρφωσης (4.5-6.5%), αντίστοιχο περίπου με το 90-95% της έντασης μιας μέγιστης εκούσιας ισομετρικής συστολής, που πρέπει να εφαρμόζεται στον τένοντα ώστε να προκληθούν προσαρμοστικές αποκρίσεις των μηχανικών, μορφολογικών και υλικών ιδιοτήτων του (Arampatzis et al., 2007; Bohm et al., 2014, 2015). Μια διάρκεια παραμόρφωσης περίπου 3 δευτερολέπτων φαίνεται να είναι απαραίτητη για την αποτελεσματική μετάδοση της τάσης από το εξωτερικό του τένοντα σε κυτταρικό επίπεδο και,

επομένως, πλειομετρικές ασκήσεις όπως οι αλτικές ασκήσεις δεν αποτελούν βέλτιστο ερέθισμα προπόνησης για την προσαρμογή του τένοντα (Bohm et al., 2014). Επιπλέον, η πιθανόν ευεργετική επίδραση της μεγαλύτερης διάρκειας δύναμης τάσης φόρτισης του τένοντα (>3 δευτ) φαίνεται να είναι περιορισμένη σε αντίθεση με την επαναλαμβανόμενη εφαρμογή της δύναμης τάσης που παρέχει πιο αποτελεσματικό ερέθισμα για τενόντια προσαρμογή σε νεαρούς ενήλικες υγιείς άντρες (Bohm et al., 2014, 2015), με την επαναλαμβανόμενη κυκλική φόρτιση να συμβάλλει επίσης στους τραυματισμούς του τένοντα του Αχιλλείου. (Wren et al., 2003). Επίσης, κρίσιμες συνιστώσες ενός ασκησιογενούς ερεθίσματος για την πρόκληση προσαρμογών στο τενόντιο ιστό είναι η συχνότητα της παραμόρφωσης, που συνίσταται να είναι χαμηλή (0.17 Hz) καθώς και ο ρυθμός αυτής, με τις προσαρμογές να έχουν βρεθεί όταν το πρωτόκολλο φόρτισης περιλαμβάνει 3 δευτ. φόρτιση και 3 δευτ. χαλάρωση (Arampatzis et al., 2007; Bohm et al., 2014, 2015). Η αρχική παραμόρφωση που προκαλείται σε έναν τένοντα σε δεδομένη φόρτιση καθορίζει το χρόνο μέχρι τη ρήξη τόσο κατά τη στατική όσο και κατά την κυκλική φόρτιση (Wren et al., 2003).

Η πλειοψηφία των εξεταζόμενων μελετών της υπάρχουσας βιβλιογραφίας εντοπίζεται στη διερεύνηση της δεύτερης ερευνητικής υπόθεσης ως προς την διαφορετική επίδραση της συστηματικής μηχανικής φόρτισης στη λειτουργία της MTM μεταξύ νεαρών και ενήλικων ατόμων. Συγκεκριμένα, φαίνεται ότι η προπόνηση μεταβαλλόμενης έντασης και όγκου σε άτομα παιδικής ηλικίας οδηγεί σε αυξήσεις στην σκληρότητα του αχιλλείου τένοντα (Waugh et al., 2014) σε σύγκριση με ένα πρωτόκολλο τόσο μέγιστων όσο και προοδευτικά αυξανόμενης έντασης εκούσιων ισομετρικών συστολών (Mersmann et al., 2014; Pentidis et al., 2020; 2021). Απεναντίας, σε αθλητές εφηβικής ηλικίας αποδείχθηκε ότι οι ισομετρικές συστολές με προοδευτική αύξηση της έντασης ανά 2 δευτ. και συνολικής διάρκειας 10 δευτ. είναι εκείνες που μπορούν να επιφέρουν αύξηση στην σκληρότητα του αχιλλείου και επιγονατιδικού τένοντα (Chalatzoglidis et al., 2021; Mersmann et al., 2017a, c). Η τενόντια σκληρότητα είναι μια κρίσιμη μηχανική ιδιότητα που απαιτεί την αύξησή της κατά την περίοδο της εφηβείας για τον λόγο ότι στη μέση της εφηβείας λόγω της



επίδρασης της ωρίμανσης, που χαρακτηρίζεται από αυξημένες ορμόνες και στα δύο φύλα, αρχίζουν να προκαλούνται ανισοροπίες στη MTM λόγω της δυσμενούς σχέσης μεταξύ της μυϊκής δύναμης και της ικανότητας φόρτισης του τένοντα, που εξαρτάται από το μέγεθος της σκληρότητάς του (Charcharis et al., 2019; Mersmann et al., 2014, 2016, 2017a, b). Επιπλέον, μετά το τέλος της εφηβείας, η προαναφερόμενη σχέση δείχνει να αλλάζει καθώς υπάρχει σαφής υπερτροφία του τένοντα, που οδηγεί σε αύξηση της σκληρότητάς του, μείωση της παραμόρφωσης (κατά 10%) και σε μηχανική ενδυνάμωση αυτού σε σχέση με την παράλληλη λειτουργική και μορφολογική ανάπτυξη του μυός, υποδεικνύοντας ότι ο τένοντας προσαρμόζεται στη μηχανική φόρτιση πριν από την πλήρη ωρίμανση του μυοσκελετικού συστήματος (Mersmann et al., 2017a).

Τέλος, οι μελέτες που ασχολήθηκαν με έφηβους και ενήλικα άτομα διαπίστωσαν ότι παρόλο που η μυϊκή δύναμη ήταν παρόμοια αναπτυγμένη μεταξύ εφήβων και μεσήλικων αθλητών, η τενόντια υπερτροφία δεν ήταν παρόμοια αναπτυγμένη στους έφηβους αθλητές ωστόσο ως αποτέλεσμα της μακροχρόνιας μηχανικής φόρτισης λόγω προπόνησης, οι έφηβοι αθλητές χαρακτηρίζονταν από μεγαλύτερα επιβαλλόμενα μεγέθη παραμόρφωσης/καταπόνησης στον τένοντα και συνεπώς είχαν αυξημένο κίνδυνο τραυματισμού λόγω υπέρχρησης και ειδικότερα οι γυναίκες που εμφάνισαν σημαντικά μεγαλύτερη τενόντια καταπόνηση σε σχέση με τους άνδρες αθλητές (Mersmann et al., 2014, 2017a,b). Μάλιστα, σε μελέτη που συνέκρινε την επίδραση της συστηματικής φόρτισης στον επιγονατιδικό τένοντα λόγω προπόνησης μεταξύ διαφορετικών περιόδων ανάπτυξης, βρήκε ότι η ανάπτυξη των ιδιοτήτων της MTM των εκτεινόντων του γόνατος υπήρξε παρόμοια σε αθλητές και μη αθλητές από την πρώιμη εφηβεία (12-14 ετών) έως την ενήλικη ζωή, με τις σημαντικότερες μεταβολές να συμβαίνουν μεταξύ της πρώιμης και ύστερης εφηβείας (16-18 ετών) (Charcharis et al., 2019). Το συμπέρασμα που προκύπτει από τη μελέτη αυτή είναι ότι οι ιδιότητες της MTM των εκτεινόντων του γόνατος αναπτύσσονται με παρόμοιο τρόπο σε αθλητές και μη-αθλητές από την πρώιμη εφηβεία έως την ενήλικη ζωή, ωστόσο οι σημαντικότερες μεταβολές συμβαίνουν μεταξύ της πρώιμης και προχωρημένης

εφηβείας, οι οποίες σε συνδυασμό με την αθλητική προπόνηση προκαλούν αυξημένη συχνότητα εμφάνισης ανισορροπιών στη MTM καταλήγοντας σε αυξημένη μηχανική απαίτηση για τον επιγονατιδικό τένοντα (Charcharis et al., 2019). Επομένως, διαπιστώνεται ότι η συχνότητα των ανισορροπιών στη MTM μονάδα του τετρακέφαλου μηριαίου φαίνεται να αυξάνεται τόσο με την ηλικία όσο και με την αθλητική προπόνηση κατά τη διάρκεια της ανάπτυξης από την εφηβεία έως την ενηλικίωση και να οδηγεί σε αυξημένη μηχανική απαίτηση για τον επιγονατιδικό τένοντα (Charcharis et al., 2019). Αυτό που φαίνεται να συμβαίνει δηλαδή είναι κατά τη διάρκεια της ωρίμανσης μέχρι και την ενηλικίωση, η MTM να υφίσταται μορφολογικές και μηχανικές μεταβολές (Kubo et al., 2014b; O'Brien et al., 2010), καθώς η μυϊκή δύναμη αυξάνεται παράλληλα με την αύξηση της σωματικής μάζας και του αναστήματος, με την ραγδαία αύξηση να παρατηρείται στις ηλικίες μεταξύ 13 και 15 ετών και για τα δύο φύλα (Kanehisa et al., 1995a).

## **5.2. Συμπεράσματα**

Βάσει των όσων αναφέρθηκαν και μελετήθηκαν, η παρούσα εργασία οδηγείται στην διατύπωση των εξής συμπερασμάτων:

1. Η συστηματική μηχανική φόρτιση λόγω άσκησης επιδρά θετικά στην λειτουργία της MTM και κατ' επέκταση στην απόδοση

Συγκεκριμένα:

- Η αύξηση της σκληρότητας και του στοιχείου ελαστικότητας Young του Αχίλλειου τένοντα ήταν εντονότερη μετά από προπονητικό ερέθισμα μακράς διάρκειας παραμόρφωσης υποδεικνύοντας ότι η επαναλαμβανόμενη φόρτιση σε συνδυασμό με την κατάλληλη διάρκεια παραμόρφωσης διευκολύνει την προσαρμοστική απόκριση των τενόντων.

- Τα πρωτόκολλα προπόνησης των τενόντων πρέπει να χαρακτηρίζονται από υψηλές μυϊκές δυνάμεις ( $\geq 85\%$  της μέγιστης ισομετρικής εκούσιας δύναμης συστολής) με τη διάρκεια της μυϊκής συστολής- ανεξαρτήτως του είδους συστολής (έκκεντρη, ισομετρική, σύγκεντρη) και την αντίστοιχη αναλογία επιμήκυνσης-φόρτισης του τένοντα- να διατηρείται για περίπου 3 δευτερόλεπτα με 3 δευτερόλεπτα χαλάρωσης για 5 σειρές των 4 επαναλήψεων για τουλάχιστον 3 μήνες. Συνίσταται μια περίοδο εξοικείωσης με δύο συνεδρίες την εβδομάδα και στη συνέχεια η συχνότητα προπόνησης προτείνεται να ανέρχεται στις τέσσερις φορές την εβδομάδα.
  - Τα επαναλαμβανόμενα φορτία είναι πιο χρήσιμα από τα συνεχώς διατηρούμενα φορτία, ενώ οι υψηλότεροι ρυθμοί καταπόνησης, όπως κυρίως χρησιμοποιούνται στην πλειομετρική προπόνηση, είναι λιγότερο αποτελεσματικοί για την προσαρμογή των τενόντων.
2. Οι θετικές προσαρμογές στη λειτουργία της MTM λόγω συστηματικής μηχανικής φόρτισης διαφέρουν μεταξύ νεαρών και ενήλικων ατόμων.
- Τα αυξημένα επίπεδα καταπόνησης του τένοντα κατά τη διάρκεια των μέγιστων εκούσιων ισομετρικών συστολών στους αθλητές υποδηλώνουν ανισορροπία στην ανάπτυξη της μυϊκής δύναμης και της τενόντιας σκληρότητας που μπορεί να οφείλεται εν μέρει σε: (α) μη βέλτιστη μηχανική διέγερση του τένοντα λόγω εξιδεικευμένης φόρτιση από το άθλημα, και (β) αποκλίσεις στη δυναμική της προσαρμογής των μυών και των τενόντων κατά την εφηβεία.
  - Οι μύες και οι τένοντες παρουσιάζουν διαφορές στη χρονική πορεία της προσαρμογής στη μηχανική φόρτιση και στους τύπους της μηχανικής διέγερσης που προκαλείται από τις προσαρμοστικές διαδικασίες.
  - Στη παιδική ηλικία, η προπόνηση των τενόντων χρειάζεται μεταβλητό όγκο και ένταση για να υπάρξουν προσαρμογές στη τενόντια σκληρότητα.

- Στο τέλος της εφηβείας παρατηρείται σαφή υπερτροφία του τένοντα, η οποία οδηγεί σε αύξηση της σκληρότητας, μείωση της παραμόρφωσης και σε μηχανική ενδυνάμωση του τένοντα.
3. Τα ενήλικα άτομα χαρακτηρίζονται από υψηλότερη ΠΦΕΔ και μειωμένη καταπόνηση του τένοντα σε σύγκριση με έφηβα άτομα και ανεξάρτητα από το φύλο και τις ανθρωπομετρικές διαφορές, τόσο οι μύες όσο και οι τένοντες εμφανίζουν σαφείς διαφορές μεταξύ προπονημένων και μη προπονημένων αγοριών και κοριτσιών.

### **5.3. Προτάσεις για μελλοντικές έρευνες**

Η παρούσα εργασία στηριζόμενη τόσο σε πρόσφατες όσο και σημαντικές μελέτες του παρελθόντος αποπειράθηκε να παραθέσει στοιχεία σχετικά με τη δομή, την αρχιτεκτονική και τη λειτουργία της MTM προκειμένου να εξαχθούν συμπεράσματα για την απόκριση της MTM κατά τη συστηματική φόρτιση τόσο σε νεαρά (παιδιά και εφήβους) όσο και σε ενήλικα άτομα. Οι μελέτες που εξετάζουν μακροπρόθεσμα την χρονική πορεία ανάπτυξης και ωρίμανσης της MTM και τις σχετικές αποκρίσεις αυτής είναι περιορισμένες, όπως επίσης περιορισμένα είναι τα αποτελέσματα και οι τιμές αναφοράς της απόδοσης της MTM σε νεαρά άτομα διαφορετικής βιολογικής ηλικίας και βιολογικού φύλου. Επιτακτική ανάγκη για μελλοντικές μελέτες αποτελεί η περαιτέρω διερεύνηση των συνιστωσών των προπονητικών προγραμμάτων σε σχέση με την ένταση ή το φορτίο, τον όγκο, τη συχνότητα καταπόνησης και το περιεχόμενο των ασκήσεων (π.χ. ασκήσεις σε μηχανήματα ή ελεύθερες ασκήσεις) ώστε να υπάρξει σαφέστερη κατανόηση των προπονητικών προσαρμογών και πιο αποτελεσματική διαμόρφωση προγραμμάτων ενδυνάμωσης της MTM για τη βέλτιστη αποτελεσματικότητα και την αποφυγή τραυματισμών.

## VI. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- Ahmed, I.M., Lagopoulos, M., McConnell, P., Soames, R.W., & Sefton, G.K. (1998). Blood supply of the Achilles tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(5):591-6. <https://doi.org/10.1002/jor.1100160511>
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., & Albracht, K. (2007). Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *The Journal of Experimental Biology*, 210, 2743–2753. <https://doi.org/10.1242/jeb.003814>
- Arampatzis A, Peper, A., Bierbaum, S., & Albracht, K. (2010). Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. *Journal of Biomechanics*, 43(16), 3073–3079. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.08.014>
- Arampatzis A, Mersmann, F., & Bohm, S. (2020). Individualized muscle-tendon assessment and training. *Frontiers in Physiology*, 11, 723. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00723>
- Benjamin, M., & McGonagle, D. (2001). The anatomical basis for disease localisation in seronegative spondyloarthropathy at entheses and related sites. *Journal of anatomy*, 199, 503–526. <https://doi.org/10.1046/j.1469-7580.2001.19950503.x>
- Bigland-Ritchie B. (1981). EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 9, 75–117.
- Bohm, S., Mersmann, F., Tettke, M., Kraft, M., & Arampatzis, A. (2014). Human Achilles tendon plasticity in response to cyclic strain: effect of rate and duration. *The Journal of Experimental Biology*, 217, 4010–4017. <https://doi.org/10.1242/jeb.112268>
- 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. *Sports Medicine - Open*, 1(1), 7. <https://doi.org/10.1186/s40798-015-0009-9>
- Chalatzoglidis, G., Arabatzi, F., & Christou, E. A. (2021). Motor control and Achilles tendon adaptation in adolescence: effects of sport participation and maturity.

- Journal of Human Kinetics*, 76, 101–116. <https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0003>
- Charcharis, G., Mersmann, F., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2019). Morphological and mechanical properties of the quadriceps femoris muscle-tendon unit from adolescence to adulthood: effects of age and athletic training. *Frontiers in Physiology*, 10, 1082. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01082>
- Christopher P. Cardozo. Mechanotransduction: Overview, Encyclopedia of Bone Biology, *Academic Press*, (2020), p. 217. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.62233-X>
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, R. J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 18(7), 662–669. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00090-1](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00090-1)
- Del Buono, A., Chan, O., & Maffulli, N. (2013). Achilles tendon: functional anatomy and novel emerging models of imaging classification. *International Orthopaedics*, 37(4), 715–721. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1743-y>
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108–115.
- Goldspink, G. (1985). Malleability of the motor system: a comparative approach. *The Journal of Experimental Biology*, 115, 375–391. <https://doi.org/10.1242/jeb.115.1.375>
- Griffiths, R., I. (1991). Shortening of muscle fibers during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *The Journal of Physiology*, 436, 219–236. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018547>
- Hastad, K., Larsson, L. G., & Lindholm, A. (1959). Clearance of radiosodium after local deposit in the Achilles tendon. *Acta Chirurgica Scandinavica*, 116(3), 251–255.
- Hsu, H., & Siwiec, R. M. (2023). Patellar Tendon Rupture. In StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; Προσβάσιμο σε: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513275/>

- Kanehisa H., Ikegawa S., Tsunoda N., Fukunaga T. (1995a). Strength and cross-sectional areas of reciprocal muscle groups in the upper arm and thigh during adolescence. *International Journal of Sports Medicine*. 16 54–60. 10.1055/s-2007-972964
- Karamanidis, K., & Arampatzis, A. (2007). Age-related degeneration in leg-extensor muscle-tendon units decreases recovery performance after a forward fall: compensation with running experience. *European Journal of Applied Physiology*, 99(1), 73–85. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0318-2>
- Kruse, A., Schranz, C., Tilp, M., & Svehlik, M. (2018). Muscle and tendon morphology alterations in children and adolescents with mild forms of spastic cerebral palsy. *BMC Pediatrics*, 18(1), 156. <https://doi.org/10.1186/s12887-018-1129-4>.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Ito, M., & Fukunaga, T. (2001). Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 91(1), 26–32. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.91.1.26>
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2007). Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(10), 1801–1810. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31813e630a>
- Kubo, K., Teshima, T., Hirose, N., & Tsunoda, N. (2014). Growth changes in morphological and mechanical properties of human patellar tendon in vivo. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(3), 415–422. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0220>
- Leong, N. L., Kator, J. L., Clemens, T. L., James, A., Enamoto-Iwamoto, M., & Jiang, J. (2020). Tendon and ligament healing and current approaches to tendon and ligament regeneration. *Journal of Orthopaedic Research*, 38(1), 7–12. <https://doi.org/10.1002/jor.24475>
- Lian, O. B., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2005). Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: a cross-sectional study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 561–567. <https://doi.org/10.1177/0363546504270454>
- Lieber, R. L., & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve*, 23(11), 1647–1666. [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200011\)23:11<1647::aid-mus1>3.0.co;2-m](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200011)23:11<1647::aid-mus1>3.0.co;2-m)

- Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Boeth, H., Duda, G., & Arampatzis, A. (2014). Evidence of imbalanced adaptation between muscle and tendon in adolescent athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(4), e283–e289. <https://doi.org/10.1111/sms.12166>
- Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Marzilger, R., & Arampatzis, A. (2016). Athletic training affects the uniformity of muscle and tendon adaptation during adolescence. *Journal of Applied Physiology*, 121(4), 893–899. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00493.2016>
- Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Boeth, H., Duda, G. N., & Arampatzis, A. (2017a). Muscle and tendon adaptation in adolescent athletes: A longitudinal study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(1), 75–82. <https://doi.org/10.1111/sms.12631>
- Mersmann, F., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2017b). Imbalances in the development of muscle and tendon as risk factor for tendinopathies in youth athletes: A Review of current evidence and concepts of prevention. *Frontiers in Physiology*, 8, 987. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00987>
- Mersmann, F., Charcharis, G., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2017c). Muscle and tendon adaptation in adolescence: elite volleyball athletes compared to untrained boys and girls. *Frontiers in Physiology*, 8, 417. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00417>
- Mersmann, F., Laube, G., Bohm, S., & Arampatzis, A. (2020). Muscle and tendon morphology in early-adolescent athletes and untrained peers. *Frontiers in Physiology*, 11, 1029. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.01029>
- Mescher, A. L. (Ed.) (2021). *Junqueira's Basic Histology Text and Atlas*, 16th ed. McGraw Hill. <https://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=3047&sectionid=255088835>
- Mirwald, R. L., Baxter-Jones, A. D., Bailey, D. A., & Beunen, G. P. (2002). An assessment of maturity from anthropometric measurements. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(4), 689–694. <https://doi.org/10.1097/00005768-200204000-00020>
- O'Brien M. (2005). The anatomy of the Achilles tendon. *Foot and Ankle Clinics*, 10(2), 225–238. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2005.01.011>



- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A., & Maganaris, C. N. (2010a). Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. **Journal of Biomechanics**, 43(6), 1190–1195. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.11.028>
- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A., & Maganaris, C. N. (2010b). In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children. **Experimental Physiology**, 95(1), 202–210. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.2009.048967>
- Ogawa, R. Mechanobiology and Mechanotherapy in Tissue Engineering. S. J. Lee, J. J. Yoo & A. Atala (eds). In Situ Tissue Regeneration, **Academic Press**, 2016; pp. 165-181. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-802225-2.00009-X>.
- Pentidis, N., Mersmann, F., Bohm, S., Giannakou, E., Aggelousis, N., & Arampatzis, A. (2020). Effects of long-term athletic training on muscle morphology and tendon stiffness in preadolescence: association with jump performance. **European Journal of Applied Physiology**, 120(12), 2715–2727. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04490-7>
- Pentidis, N., Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Giannakou, E., Aggelousis, N., & Arampatzis, A. (2021). Development of muscle-tendon adaptation in preadolescent gymnasts and untrained peers: A 12-month longitudinal study. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 53(12), 2565–2576. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002742>
- Roberts, T. J., Marsh, R. L., Weyand, P. G., & Taylor, C. R. (1997). Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. **Science**, 275(5303), 1113–1115. <https://doi.org/10.1126/science.275.5303.1113>
- Roberts, T. J., & Azizi, E. (2010). The series-elastic shock absorber: tendons attenuate muscle power during eccentric actions. **Journal of Applied Physiology**, 109(2), 396–404. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01272.2009>
- Roberts, T. J., & Konow, N. (2013). How tendons buffer energy dissipation by muscle. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, 41(4), 186–193. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3182a4e6d5>
- Roberts T. J. (2016). Contribution of elastic tissues to the mechanics and energetics of muscle function during movement. **The Journal of Experimental Biology**, 219(Pt 2), 266–275. <https://doi.org/10.1242/jeb.124446>

- Stålberg, E., van Dijk, H., Falck, B., Kimura, J., Neuwirth, C., Pitt, M., Podnar, S., Rubin, D. I., Rutkove, S., Sanders, D. B., Sonoo, M., Tankisi, H., & Zwarts, M. (2019). Standards for quantification of EMG and neurography. **Clinical neurophysiology**, 130(9), 1688–1729. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.05.008>
- Vasiliadis, A. V., & Katakalos, K. (2020). The role of scaffolds in tendon tissue engineering. **Journal of Functional Biomaterials**, 11(4), 78. <https://doi.org/10.3390/jfb11040078>
- Wang, T., Lin, Z., Day, R. E., Gardiner, B., Landao-Bassonga, E., Rubenson, J., Kirk, T. B., Smith, D. W., Lloyd, D. G., Hardisty, G., Wang, A., Zheng, Q., & Zheng, M. H. (2013). Programmable mechanical stimulation influences tendon homeostasis in a bioreactor system. **Biotechnology and Bioengineering**, 110(5), 1495–1507. <https://doi.org/10.1002/bit.24809>
- Waugh, C. M., Korff, T., Fath, F., & Blazevich, A. J. (2014). Effects of resistance training on tendon mechanical properties and rapid force production in prepubertal children. **Journal of Applied Physiology**, 117(3), 257–266. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00325.2014>
- Wren, T. A., Lindsey, D. P., Beaupré, G. S., & Carter, D. R. (2003). Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human Achilles tendons. **Annals of Biomedical Engineering**, 31(6), 710–717. <https://doi.org/10.1114/1.1569267>
- Yin, L., Li, N., Jia, W., Wang, N., Liang, M., Yang, X., & Du, G. (2021). Skeletal muscle atrophy: From mechanisms to treatments. **Pharmacological Research**, 172, 105807. <https://doi.org/10.1016/j.phrs.2021.105807>
- Zajac F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, 17(4), 359–411.