



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΓΕΝΙΚΟ ΤΜΗΜΑ ΛΑΜΙΑΣ

**Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών στην «Προηγμένη
Φυσικοθεραπεία»**

“Master of Science in Advanced Physiotherapy”

**«Διερεύνηση της απόκρισης του αναπνευστικού και
κυκλοφορικού συστήματος κατά τη μυϊκή συστολή μέσω
HMNE και την ενεργητική σύσπαση σε υγιείς άνδρες νεαρής
ηλικίας»**

Διπλωματική Εργασία

που υποβλήθηκε στο Γενικό Τμήμα του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
ως μέρος των απαιτήσεων για την απόκτηση
Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην Προηγμένη Φυσικοθεραπεία
από τον

Καραγκούνη Αντώνιο του Στεφάνου

Μάρτιος 2019

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΓΕΝΙΚΟ ΤΜΗΜΑ ΛΑΜΙΑΣ

**Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών στην «Προηγμένη
Φυσικοθεραπεία»**

“Master of Science in Advanced Physiotherapy”

**«Διερεύνηση της απόκρισης του αναπνευστικού και κυκλοφορικού
συστήματος κατά τη μυϊκή συστολή μέσω ΗΜΝΕ και την
ενεργητική σύσπαση σε υγιείς άνδρες νεαρής ηλικίας»**

Διπλωματική Εργασία

που υποβλήθηκε στο Γενικό Τμήμα του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
ως μέρος των απαιτήσεων για την απόκτηση
Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην Προηγμένη Φυσικοθεραπεία
από τον

Καραγκούνη Αντώνιο του Στεφάνου

Δήλωση Αυθεντικότητας, ζητήματα Copyright

«Ο μεταπτυχιακός φοιτητής που εκπόνησε την παρούσα διπλωματική εργασία φέρει ολόκληρη την ευθύνη προσδιορισμού της δίκαιης χρήσης του υλικού, η οποία ορίζεται στη βάση των εξής παραγόντων: του σκοπού και χαρακτήρα της χρήσης (μη-εμπορικός, μη-κερδοσκοπικός, αλλά εκπαιδευτικός-ερευνητικός), της φύσης του υλικού που χρησιμοποιεί (τμήμα του κειμένου, πίνακες, σχήματα, εικόνες κ.λπ.), του ποσοστού και της σημαντικότητας του τμήματος που χρησιμοποιεί σε σχέση με το όλο κείμενο υπό copyright, και των πιθανών συνεπειών της χρήσης αυτής στην αγορά ή την γενικότερη αξία του υπό copyright κειμένου».

Μάρτιος 2019

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

«Η παρούσα διπλωματική εργασία εγκρίθηκε ομόφωνα από την τριμελή εξεταστική επιτροπή η οποία ορίστηκε από την Γ.Σ.Ε.Σ. του Γενικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, σύμφωνα με το νόμο και τον εγκεκριμένο Οδηγό Σπουδών του ΠΜΣ «Προηγμένη Φυσικοθεραπεία». Τα μέλη της Επιτροπής ήταν:

- *Ελένη Κορτιάνου, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια (Επιβλέπουσα)*
- *Νικόλαος Στριμπάκος, Καθηγητής (Μέλος)*
- *Σταύρος Κοτταράς, Επίκουρος Καθηγητής (Μέλος)*

Η Έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Γενικό Τμήμα του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα.»

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ


Αισθάνομαι την ηθική υποχρέωση να ευχαριστήσω θερμά την επιβλέπουσα Καθηγήτριά μου κ-α Ελένη Κορτιάνου, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Φυσικοθεραπείας για την πολύτιμη επιστημονική της καθοδήγηση, την περίσσεια επιμέλεια και τον πνευματικό μόχθο που κατέβαλε, καθώς και για την ειλικρινή της συμπαράσταση καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της εργασίας με μοναδικό σκοπό την αρτιότερη παρουσίαση του επιστημονικού μου έργου.

Επιθυμώ επίσης να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες και την εκτίμησή μου στα μέλη της Τριμελούς μου Επιτροπής κ. και κ. για τις ιδιαίτερα πολύτιμες υποδείξεις και για την πλήρη και ειλικρινή συμπαράστασή τους.

Φυσικά, δε γίνεται να λησμονήσω τους βασικότερους συντελεστές της παρούσας μελέτης, τους συμμετέχοντες. Τους ευχαριστώ θερμά για τη συμμετοχή τους και τους εκφράζω την εκτίμησή μου, αφού, χάρη στο χρόνο, τη διάθεση και τη συνεργασία των οποίων αυτή η μελέτη περατώθηκε.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον πιστό φίλο και συνάδελφο Ηρακλή Ριζούλη, για τη πολύτιμη βοήθεια στην διαδικασία καταγραφής των αποτελεσμάτων.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για τη πολύτιμη στήριξη και υπομονή που έδειξαν καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου στο Μεταπτυχιακό πρόγραμμα.



*Στους γονείς μου Στέφανο και Κατερίνα,
και στην αδερφή μου Φαίη.*

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	vi
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	ix
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	x
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	xi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ	xii
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	xiii
ABSTRACT	xv
1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
1.1 Ορισμός του Ηλεκτρικού Νευρομυϊκού ερεθισμού	3
1.2 Φυσιολογία της μυϊκής συστολής με εθελούσια ενεργοποίηση	3
1.3 Φυσιολογία της μυϊκής συστολής μέσω Ηλεκτρικού Νευρομυϊκού ερεθισμού	4
1.4 Παράμετροι Ηλεκτρικού Νευρομυϊκού ερεθισμού	8
1.5 Αρχές και κύριες εφαρμογές του Ηλεκτρικού Νευρομυϊκού ερεθισμού	9
1.6 Πεδία εφαρμογής Ηλεκτρικού Νευρομυϊκού ερεθισμού	10
1.7 Τύποι και τεχνικές Ηλεκτροδιέγερσης	12
1.8 Ρύθμιση καρδιακής και αναπνευστικής λειτουργίας	15
1.9 Προσδιορισμός του ερευνητικού προβλήματος	17
1.10 Σημασία της έρευνας	18
1.11 Σκοπός της εργασίας	18
1.12 Ερευνητικές υποθέσεις	19
1.13 Οριοθέτηση έρευνας	19
2 ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ	20

2.1	Απόκριση του καρδιαγγειακού και αναπνευστικού συστήματος στην άσκηση	20
2.2	Απόκριση του καρδιαγγειακού και αναπνευστικού συστήματος στον Ηλεκτρικό Νευρομυϊκό ερεθισμό	24
2.3	Επίδραση του Ηλεκτρικού Νευρομυϊκού ερεθισμού στο κεντρικό νευρικό σύστημα	26
2.4	Οφέλη της συστηματικής χρήσης του Ηλεκτρικού Νευρομυϊκού ερεθισμού	26
3	ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	30
3.1	Συμμετέχοντες	30
3.2	Ερευνητικός σχεδιασμός	30
3.3	Εργαλεία μέτρησης	31
3.4	Διαδικασία μετρήσεων	33
3.4.1	Βασικές μετρήσεις	33
3.4.2	Μετρήσεις καρδιοαναπνευστικών παραμέτρων στην ηρεμία	33
3.4.3	Μετρήσεις καρδιοαναπνευστικών παραμέτρων κατά την ηλεκτροδιέγερση και την εθελούσια συστολή	34
3.5	Στατιστική ανάλυση	35
4	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	37
4.1	Χαρακτηριστικά συμμετεχόντων και βασικές μετρήσεις	37
4.2	Αποτελέσματα απόκρισης καρδιαγγειακού και αναπνευστικού	37
5	ΣΥΖΗΤΗΣΗ	40

6	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	48
7	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	49

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Παράρτημα Α	Έγκριση Μελέτης	62
Παράρτημα Β	Έντυπο Ενημέρωσης Υποψηφίου Εθελοντή	63
Παράρτημα Γ	Έντυπο Συναίνεσης μετά από Πληροφόρηση	65
Παράρτημα Δ	Διεθνές Ερωτηματολόγιο Φυσικής Δραστηριότητας (IPAQ)	69
Παράρτημα Ε	Έντυπο Μετρήσεων	71
Παράρτημα ΣΤ	Έντυπο Καταγραφής Χρόνου Συστολών	72
Παράρτημα Ζ	Οπτική Αναλογική Κλίμακα Καταγραφής Ενόχλησης	73
Παράρτημα Η	Πίνακας Αποτελεσμάτων Ελέγχου Κανονικότητας	74

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 4.1	Αποτελέσματα χαρακτηριστικών των συμμετεχόντων (Μέση τιμή και τυπική απόκλιση)	26
Πίνακας 4.2	Αποτελέσματα απόκρισης καρδιοαναπνευστικού σε Ηρεμία, Ηλεκτροδιέγερση (ΗΔ) και Εθελούσια Συστολή (ΕΣ) (n=15).	27
Πίνακας 4.3	Αποτελέσματα μέγιστης ανεκτής έντασης ρεύματος και ενόχλησης	28
Πίνακας 4.4	Αποτελέσματα ισοκινητικής ροπής τετρακεφάλου κατά την Ηλεκτροδιέγερση (ΗΔ) και Εθελούσια Συστολή (ΕΣ), ποσοστό % σε σχέση με τη μέγιστη ισομετρική και εκτιμώμενης ενεργοποιημένης διατομής μυός (%) (n=15).	28

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1	Τοποθέτηση ηλεκτροδίων και περιοχή συμβολής.	14
Εικόνα 2	Εθελοντής κατά την ΗΔ.	35

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΥΝΤΟΜΟΦΡΑΓΙΩΝ

ΗΝΜΕ: Ηλεκτρικός Νευρομυϊκός Ερεθισμός

ΔΜΣ: Δείκτης Μάζας Σώματος

ΙΡΑQ: Διεθνές Ερωτηματολόγιο Φυσικής Δραστηριότητας

ΗΔ: Ηλεκτροδιέγερση

ΕΣ: Εθελούσια Συστολή

NMES: Neuromuscular Electrical Stimulation

QMC: Quadriceps Muscle Contraction (Σύσπαση τετρακεφάλου μύος)

VMC: Voluntary Muscle Contraction (Εθελούσια μυϊκή σύσπαση)

ΜΕΘ: Μονάδα Εντατικής Θεραπείας

MRI: Magnetic Resonance Imaging (Μαγνητική τομογραφία)

STP: Short Term Potentiation (Βραχύχρονη Ενίσχυση Μνήμης)

ΧΑΠ: Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια

ΚΝΣ: Κεντρικό Νευρικό Σύστημα

VAS: Visual Analog Scale (Οπτική Αναλογική Κλίμακα)

VE: Ventilation (Πνευμονικός Αερισμός)

VO₂: Oxygen Consumption (Πρόσληψη οξυγόνου)

VT: Tidal Volume (Αναπνεόμενος όγκος)

BF: Breathing Frequency (Αναπνευστική συχνότητα)

O₂pulse: Oxygen pulse (Οξυγόνο παλμού)

ΚΣ: Καρδιακή συχνότητα

PCO₂: Partial pressure of carbon dioxide (Μερική πίεση διοξειδίου του άνθρακα)

ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο Ηλεκτρικός Νευρομυϊκός Ερεθισμός (HNME) χρησιμοποιείται στην αποκατάσταση προκειμένου να βοηθήσει τους ασθενείς να βελτιώσουν την περιφερική κυκλοφορία αίματος, να αυξήσουν την μυϊκή τους δύναμη και αντοχή και να αναδημιουργήσουν την κινητική τους λειτουργία. Επίσης, μελέτες έχουν δείξει ότι, μέσω του HNME, προκαλούνται προσαρμογές του νευρικού συστήματος. Μικρός είναι σχετικά ο αριθμός των μελετών που αναφέρονται στην απόκριση του αναπνευστικού και καρδιαγγειακού συστήματος κατά τη διάρκεια εφαρμογής του HNME παρότι πλήθος μελετών αναφέρονται στην θετική απόκριση των παραπάνω συστημάτων κατά τη διάρκεια της σωματικής άσκησης.

Επειδή ο HNME μπορεί να εφαρμοστεί ως εναλλακτική μορφή συστηματικής άσκησης παρέχοντας αντίστοιχη ωφέλεια, εκτός από το μυϊκό σύστημα, και στα άλλα οργανικά συστήματα, είναι ενδιαφέρον να μελετηθεί η απόκριση του καρδιαγγειακού και αναπνευστικού συστήματος, κατά τη διάρκεια του HNME.

Στην παρούσα ερευνητική μελέτη έγινε μία προσπάθεια διερεύνησης της απόκρισης του αναπνευστικού και κυκλοφορικού συστήματος κατά τη συστολή του τετρακέφαλου μυός μέσω HNME σε υγιείς άνδρες νεαρής ηλικίας. Τα αποτελέσματα πιθανόν να έχουν ιδιαίτερη σημασία γιατί, οποιαδήποτε κατάσταση οδηγήσει σε μακρόχρονη παραμονή επί κλίνης (π.χ. μετά από αθλητικούς τραυματισμούς, κατάγματα, παραμονή σε ΜΕΘ, κ.α.) σε συνδυασμό με βεβαρυσμένη αναπνευστική ή καρδιαγγειακή λειτουργία, καθιστά την εφαρμογή HNME εναλλακτική μορφή άσκησης. Η απόκριση των οργανικών συστημάτων έγινε συγκριτικά με παρόμοιας έντασης και χρονικής διάρκειας εθελούσια μυϊκή συστολή.

Δεκαπέντε υγιείς, μη καπνιστές, άνδρες, ηλικίας 18 – 30 ετών (Μ.Ο: 24 ±3) με φυσιολογικό Δείκτη Μάζας Σώματος (ΔΜΣ) (Μ.Ο: 25,3 ± 2.9 Kg/m²) και μέτρια σωματική δραστηριότητα (IPAQ-Gr, Μ.Ο: 3352 ± 2578 MET.min.wk⁻¹) πραγματοποίησαν δυο συνεδρίες των 20 λεπτών έκαστη με παρόμοιες συσπάσεις του τετρακεφάλου μυός με τη χρήση ηλεκτροδιέγερσης (ΗΔ) και εθελούσιας συστολής (ΕΣ). Το ισοκινητικό δυναμόμετρο BIODEX SYSTEM III χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση της μέγιστης ισομετρικής ροπής και της παραγόμενης ροπής κατά τη διάρκεια της κάθε συνθήκης (ΗΔ έναντι ΕΣ), ενώ η φορητή συσκευή εργομετρίας METAMAX 3B χρησιμοποιήθηκε για τη καταγραφή των καρδιοαναπνευστικών παραμέτρων.

Χρησιμοποιήθηκε ανεκτής έντασης ΗΔ (Μ.Ο: $27 \pm 1,1\text{mA}$) με συχνότητα 75Hz. Κάθε σύσπαση είχε διάρκεια 10 δευτερόλεπτα ακολουθούμενη από 20 δευτερόλεπτα ανάπαυση. Ένα σχετικά μικρό ποσοστό της μέγιστης ισομετρικής δύναμης (ΗΔ: 11,7% έναντι ΕΣ: 11,7%) και ροπής (ΗΔ: $21 \pm 6 \text{ Nm}$ έναντι ΕΣ: $21 \pm 3 \text{ Nm}$) παράχθηκε κατά τη διάρκεια της κάθε συνεδρίας. Οι μέσες τιμές πνευμονικού αερισμού (ΗΔ: 11,3L έναντι ΕΣ: 9,9L), αναπνεόμενου όγκου (ΗΔ: 0,6L έναντι ΕΣ: 0,5L), πρόσληψης O₂ (0,30L/min έναντι ΕΣ: 0,26L/min) και οξυγόνου παλμού (ΗΔ: 4,4 ml/beat έναντι ΕΣ: 3,8 ml/beat) διέφεραν μεταξύ των συνεδριών ($\leq 0,05$), ενώ η καρδιακή συχνότητα (ΗΔ: 76 beats/min vs ΕΣ: 76 beats/min) ήταν ίδια.

Η εφαρμογή ΗΝΜΕ στον τετρακέφαλο μυ προκαλεί υψηλότερες αναπνευστικές και μεταβολικές αποκρίσεις σε σύγκριση με την χαμηλής έντασης μυϊκή συστολή σε υγιείς νεαρούς άντρες.

Λέξεις – Κλειδιά: NMES, electrical stimulation, muscle atrophy, quadriceps muscle, healthy, cardiovascular responses, respiratory responses.

ABSTRACT

Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) is used in rehabilitation to help patients improve peripheral blood circulation, increase their muscle strength and endurance and recreate their motor function. Studies have also shown that nervous system adaptations are being induced by NMES. Little is the number of studies on respiratory and cardiovascular responses during NMES, although many studies refer to the positive response of the above systems during physical exercise.

NMES can be applied as an alternative form of systemic exercise providing a similar benefit to other organ systems, besides the muscular system. It is interesting to study the response of the cardiovascular and respiratory system during NMES.

In this research study, an attempt was made to investigate the response of the respiratory and circulatory system to contraction of the quadriceps muscle via NMES in healthy young men. The results are likely to be of particular importance because any condition resulting in long-term survival on a bed (e.g. after sports injuries, fractures, ICU stay etc.) in combination with a burdensome respiratory or cardiovascular function, makes the application of NMES an alternative form of exercise. The response of the organ systems was compared to a similar intensity and duration of voluntary muscle contraction.

Fifteen healthy, non-smoking, men, aged 18-30 years (mean: 24 ± 3) with normal Body Mass Index (BMI) (25.3 ± 2.9 Kg / m²) and moderate physical activity (IPAQ - Gr, mean: 3352 ± 2578 MET.min.wk-1) performed two sessions of 20 minutes each with similar contractions of the quadriceps muscle using electrostimulation (ES) and voluntary contraction (VC). The BIODEX SYSTEM III isokinetic dynamometer was used to evaluate the maximum isometric torque and the torque generated during each condition (ES vs. VC) while the METAMAX 3B portable spirometer was used to record the cardiorespiratory parameters.

A tolerable ES intensity (Mean: 27 ± 1.1 mA) was used at a frequency of 75Hz. Each contraction had a duration of 10 seconds followed by 20 seconds of rest. A relatively small percentage of the maximum isometric force (ES: 11.7% vs. VC: 11.7%) and torque (ES: 21 ± 6 Nm versus VC: 21 ± 3 Nm) was produced during each session. The average minute ventilation values (ES: 11.3L versus VC: 9.9L), Tidal Volume (ES: 0.6L versus VC: 0.5L), O₂ uptake (ES: 0.30L / min versus VC: 0.26L / min) and pulse oxygen (ES: 4.4 ml / beat

versus VC: 3.8 ml / beat) differed between sessions (≤ 0.05), while heart rate (ES: 76 beats / min versus VC: 76 beats / min) remained the same.

The application of NMES to the quadriceps muscle induces higher respiratory and metabolic responses compared to low-intensity muscle contraction in healthy young men.

Key words: NMES, electrical stimulation, muscle atrophy, quadriceps muscle, healthy, cardiovascular responses, respiratory responses.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι νεαροί ενήλικες γενικά παρουσιάζονται ως υγιής πληθυσμός. Ωστόσο τα ποσοστά θνητότητας τους ξεπερνούν το διπλάσιο από αυτά των εφήβων και ειδικότερα σε παθήσεις και καταστάσεις που μπορεί να προληφθούν. Τα ποσοστά κατάχρησης ουσιών, απόπειρας αυτοκτονίας και τροχαίων ατυχημάτων φτάνουν τις υψηλότερες τιμές στους νεαρούς ενήλικες (Fortuna et al, 2010).

Άτομα νεαρής ηλικίας λοιπόν μπορεί να οδηγηθούν, υπό συνθήκες (π.χ. μετά από αθλητικούς τραυματισμούς, κατάγματα, παραμονή σε ΜΕΘ, κ.α.), σε μακρόχρονη παραμονή επί κλίνης και κατά συνέπεια σε αδυναμία εκτέλεσης φυσικής δραστηριότητας (Angelopoulos et al, 2013). Ο μακρόχρονος κλινοστατισμός και η ακινησία αναπόφευκτα οδηγούν σε επιπλοκές όπως αυξημένη καρδιακή συχνότητα, μειωμένη καρδιακή εφεδρεία, ορθοστατική υπόταση και φλεβοθρόμβωση στο καρδιαγγειακό και μειωμένο αερισμό, ατελεκτασία και αυξημένο κίνδυνο πνευμονίας, στο αναπνευστικό σύστημα (Akar et al, 2015). Ειδικότερα στους νοσηλεύόμενους στη μονάδα εντατικής θεραπείας (ΜΕΘ), η ανάπτυξη μυϊκής αδυναμίας είναι ένα πολύ συχνό φαινόμενο και ξεχωριστή κλινική οντότητα. Σε αυτή την κλινική κατάσταση συνυπάρχει νευρική και μυϊκή δυσλειτουργία (De Jonghe et al, 2004; Garnacho - Montero et al, 2005). Γι' αυτό το λόγο είναι ευρέως γνωστή ως Πολυνευροπάθεια του Βαρέως Πάσχοντα (Critical Illness Myopathy) και Μυοπάθεια Μονάδος και πιθανότατα είναι επιπλοκή της σήψης (Zifko, 2000). Η αιτία της μυϊκής αδυναμίας είναι πολυπαραγοντική και σχετίζεται συνήθως με προϋπάρχουσες καταστάσεις όπως οι κακοήθειες, το σύνδρομο συστηματικής φλεγμονώδους αντίδρασης, η χρήση νευρομυϊκών αποκλειστών, κορτιζόνης καθώς και η μακροχρόνια κατάκλιση (Σιδηράς και συν, 2016). Πάσχοντες με μυοπάθεια μονάδας είναι επιρρεπείς στο δύσκολο απογαλακτισμό από τον αναπνευστήρα και τείνουν να έχουν μεγαλύτερη διάρκεια παραμονής, με ότι σχετιζόμενο ρίσκο αυτό συνεπάγεται. Ακόμα και μετά το εξιτήριο, οι ασθενείς συνεχίζουν να αντιμετωπίζουν σοβαρή μυϊκή αδυναμία για μήνες ή και χρόνια, με σημαντικές επιπτώσεις στη ποιότητα ζωής τους (Latronico et al, 2005).

Λόγω της μη ύπαρξης θεραπείας, έχει δοθεί βαρύτητα στην εύρεση αποτελεσματικών τρόπων για τη πρόληψη αυτής της κατάστασης (Σιδηράς και συν, 2016). Επίσης, τα τελευταία έτη η αύξηση των επιζώντων της μονάδας εντατικής θεραπείας μετατόπισε τη προσοχή από τις βραχυπρόθεσμες επιπτώσεις της νοσηλείας στη μονάδα, στις

μακροπρόθεσμες επιπλοκές (Σιδηράς και συν, 2016). Η πρώιμη κινητοποίηση χρησιμοποιείται ευρέως, αφού φαίνεται ότι έχει καλύτερα αποτελέσματα αναφορικά με τη μυϊκή δύναμη και λειτουργικότητα (Burtin et al, 2009). Φαίνεται ότι η κινητοποίηση και η άσκηση μπορεί να μειώσουν το οξειδωτικό stress και τη φλεγμονή, να εμποδίσουν την αντίσταση στην ινσουλίνη και να βελτιώσουν τη μικροαγγειακή δυσλειτουργία (Σιδηράς και συν, 2016). Ωστόσο η κινητοποίηση δεν είναι εφικτή σε αρκετούς εκ των ασθενών της μονάδας. Υπάρχει μια σειρά εμποδίων στην εφαρμογή της πρώιμης κινητοποίησης. Τέτοια είναι το delirium της ΜΕΘ, η αιμοδυναμική αστάθεια, η δυσφορία και η μη συνεργασία του προσωπικού, η έλλειψη ευαισθητοποίησης σχετικά με τη σημασία της πρώιμης κινητοποίησης και η έλλειψη εγκαταστάσεων, προσωπικού και εξοπλισμού (Σιδηράς και συν, 2016). Για το λόγο αυτό προτάθηκε ο Ηλεκτρικός Νευρομυϊκός Ερεθισμός (HNME) ως εναλλακτικός τρόπος άσκησης και κινητοποίησης (Angelopoulos et al, 2013).

Ο HNME είναι δυνατόν να προσφέρει μια πρακτική εναλλακτική λύση για την πρώιμη κινητοποίηση και μπορεί να εφαρμοστεί πολύ έγκαιρα κατά τη διάρκεια της νοσηλείας στη ΜΕΘ, ανεξάρτητα από το επίπεδο της καταστολής. Φαίνεται να είναι μια ασφαλής μέθοδος, δεδομένου ότι οι κίνδυνοι τυχαίας αποσωλήνωσης, εκτόπισης των καθετήρων, επιδείνωσης της αναπνευστικής λειτουργίας και αιμοδυναμικής αστάθειας είναι σχεδόν ανύπαρκτοι (Burtin et al, 2009; Σιδηράς και συν, 2016). Η εφαρμογή HNME στη ΜΕΘ μετριάξει τη μυϊκή ατροφία και την αδυναμία σε βαρέως πάσχοντες ασθενείς υψηλού κινδύνου, στην οξεία φάση της νόσου όταν οι ασθενείς αυτοί βρίσκονται σε καταστολή, ενώ με καθημερινή εφαρμογή HNME κατά τη διάρκεια νοσηλείας, μειώνεται έως 80% η πιθανότητα εμφάνισης της μυοπάθειας μονάδος (Σιδηράς και συν, 2016; Routsis et al, 2010). Ο HNME αποτελεί ένα μέσο αποκατάστασης που μπορεί να βοηθήσει τους ασθενείς στο να βελτιώσουν την περιφερική κυκλοφορία τους, να αυξήσουν την μυϊκή τους δύναμη και αντοχή, και να αναδημιουργήσουν μια πιθανή απολεσθείσα ικανότητα σύσπασης (Taylor et al, 2015; Langeard et al; 2017; Lepley et al, 2015). Επίσης, μέσω του HNME προκαλούνται και προσαρμογές του νευρικού συστήματος, αφού παρατηρείται αύξηση της δύναμης της μέγιστης εθελούσιας σύσπασης, χωρίς παρουσία μυϊκής υπερτροφίας (Hortobágyi & Maffiuletti, 2011). Αυτό επιτυγχάνεται μέσω των αυξημένων προσαγωγών ερεθισμάτων στους μύες, τα οποία ενεργοποιούν αισθητικές και κινητικές περιοχές του φλοιού και συνδέσεις μεταξύ των ημισφαιρίων, διευκολύνοντας τη διαδικασία της νευροπλαστικότητας (Hortobágyi & Maffiuletti, 2011). Ο HNME μπορεί να εφαρμοστεί ως εναλλακτική μορφή

συστηματικής άσκησης παρέχοντας αντίστοιχη ωφέλεια, εκτός από το μυϊκό σύστημα, και στα άλλα οργανικά συστήματα.

1.1 ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΝΕΥΡΟΜΥΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ

Ο Ηλεκτρικός Νευρομυϊκός Ερεθισμός (ΗΝΜΕ) περιλαμβάνει την εφαρμογή μιας σειράς διακοπτόμενων ερεθισμάτων στους επιφανειακούς σκελετικούς μύες, με κύριο στόχο την πυροδότηση μιας εμφανούς μυϊκής σύσπασης λόγω ενεργοποίησης των ενδομυϊκών νευρικών δεματιών (Maffiuletti, 2010). Η προκληθείσα εκπόλωση των κινητικών νευραξόνων οδηγεί σε διέγερση των μυϊκών κυττάρων και τελικά σε σύσπαση του μύος. Το ερέθισμα άγεται με τη χρήση ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στο κινητικό σημείο του μύος, γεγονός που προϋποθέτει άθικτο κινητικό νεύρο ώστε να παραχθεί η σύσπαση μέσω ΗΝΜΕ.

1.2 ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΜΥΙΚΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ ΜΕ ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ ΕΝΕΡΓΟΠΟΙΗΣΗ

Ως μυϊκή συστολή ορίζεται η ιδιότητα των μυών να μειώνουν το μήκος τους μετά από κάποιο ερέθισμα του νευρικού συστήματος με σκοπό τη κίνηση των διαφόρων μερών του σώματος. Η συστολή οφείλεται στην αλληλεπίδραση ακτίνης και μυοσίνης στα σαρκομέρια, τα οποία αποτελούν ένα μυϊκό ινίδιο. Κατά τη διάρκεια της μυϊκής συστολής τα ινίδια ακτίνης ολισθαίνουν πάνω στα ινίδια μυοσίνης. Η ολίσθηση προκαλείται από τις κεφαλές μυοσίνης που εξέχουν στο πλάι του ινιδίου και αλληλοεπιδρούν με γειτονικά ινίδια ακτίνης. Όταν ένας μύς διεγείρεται οι κεφαλές κινούνται κατά μήκος των ινιδίων ακτίνης με συνδυασμένους κύκλους προσκόλλησης και αποκόλλησης εξαιτίας της υδρόλυσης του ATP, που αλλάζει τη στερεοδιάταξη των κεφαλών της μυοσίνης. Η συνδυασμένη αυτή δράση προκαλεί τη συστολή του σαρκομερίου. Μετά την ολοκλήρωση της συστολής, οι κεφαλές της μυοσίνης χάνουν τελείως επαφή με τα ινίδια ακτίνης και ο μύς χαλαρώνει (Alberts et al., 2006).

Η αλληλεπίδραση μεταξύ ινιδίων μυοσίνης και ακτίνης ενεργοποιείται όταν το μυϊκό κύτταρο δεχτεί ένα κατάλληλο σήμα από το νευρικό σύστημα. Το σήμα πυροδοτεί ένα δυναμικό ενέργειας στην κυτταρική μεμβράνη του κυττάρου. Αυτή η ηλεκτρική διέγερση διαδίδεται κατά μήκος μιας σειράς μεμβρανικών σωλήνων, τα εγκάρσια σωληνάρια και το σήμα μεταφέρεται στο σαρκοπλασματικό δίκτυο, το οποίο περιέχει υψηλή συγκέντρωση ασβεστίου. Σαν αντίδραση στην εισερχόμενη ηλεκτρική διέγερση, μεγάλο ποσό Ca^{+2} απελευθερώνεται στο κυτταρόπλασμα μέσω ιοντικών διαύλων της μεμβράνης του σαρκοπλασματικού δικτύου που ανοίγουν εξαιτίας της ηλεκτρικής διέγερσης. Το ιόν του

ασβεστίου αλληλοεπιδρά με εξειδικευμένες πρωτεΐνες που συνδέονται ισχυρά με τα ινίδια ακτίνης. Μια από αυτές τις πρωτεΐνες είναι η τροπομυοσίνη, ένα άκαμπτο ραβδόμορφο πρωτεϊνικό μόριο που προσδένεται στο αυλάκι της έλικας της ακτίνης και δεν την αφήνει να αντιδράσει με τις κεφαλές μυοσίνης. Η άλλη είναι η τροπονίνη, ένα πρωτεϊνικό σύμπλοκο που περιλαμβάνει μια πρωτεΐνη ευαίσθητη στο ασβέστιο, την τροπονίνη C. Όταν αυξηθεί η συγκέντρωση του ασβεστίου στο κυτταρόπλασμα, το ιόν ασβεστίου προσδένεται στη τροπονίνη και προκαλεί μια αλλαγή στο σχήμα της και έτσι οι κεφαλές μυοσίνης μπορούν να προσδεθούν στο ινίδιο ακτίνης και να αρχίσει η συστολή. Η αύξηση του Ca^{+2} στο κυτταρόπλασμα σταματά αμέσως μετά τη διακοπή του νευρικού σήματος, επειδή το ιόν του ασβεστίου αντλείται γρήγορα πίσω στο σαρκοπλασματικό δίκτυο. Μόλις η συγκέντρωση ασβεστίου επανέλθει σε επίπεδα ηρεμίας, η τροπονίνη και η τροπομυοσίνη επιστρέφουν στις αρχικές τους θέσεις και σταματούν τη συστολή (Alberts et al., 2006).

1.3 ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΜΥΪΚΗΣ ΣΥΣΠΑΣΗΣ ΜΕΣΩ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΝΕΥΡΟΜΥΪΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ

Η διαφορά στο πρότυπο στρατολόγησης των κινητικών μονάδων μεταξύ HNME και εθελούσιας σύσπασης και η ενεργοποίηση – εμπλοκή του νευρικού συστήματος κατά τη χρήση του HNME σε περιφερικούς μύες, συνοψίζεται στην εξής παραδοχή: Οι κινητικές μονάδες κατά την εκούσια σύσπαση επιστρατεύονται διαδοχικά από τις μικρότερες αργές κινητικές μονάδες, προς τις μεγαλύτερες, γρήγορες κινητικές μονάδες, σε αντίθεση με τον HNME όπου επιστρατεύονται πρώτα οι γρήγορες (τύπου II), ακολουθούμενες από τις αργές (τύπου I) (Μπούχλα και συν., 2009).

Στρατολόγηση των μυϊκών ινών

Παρατηρούνται σημαντικές διαφορές στην εμπλοκή των κινητικών μονάδων κατά τον HNME σε σχέση με το μηχανισμό της εθελούσιας σύσπασης: Η πρώτη έγκειται στην παροδική στρατολόγηση των κινητικών μονάδων η οποία γίνεται με τρόπο ταυτόχρονο μέσω HNME, αντίθετα με την εθελούσια σύσπαση όπου γίνεται με ασύγχρονο τρόπο (Adams et al., 1993). Αναφορικά με τη χωροταξική στρατολόγηση, ο HNME με σταθερή ένταση προκαλεί μια συνεχή σύσπαση σε συγκεκριμένο ποσό των επιφανειακών μυϊκών ινών, με αυτή τη στρατολόγηση να μειώνεται όσο απομακρύνεται το ηλεκτρόδιο από υποκείμενες μυϊκές ίνες (Vanderthommen et al., 2000). Εναλλακτικά, αν η ένταση του ρεύματος αυξηθεί κατά τη διάρκεια της συνεδρίας, το αποτέλεσμα θα είναι η εκπόλωση νέων, απομακρυσμένων από το ηλεκτρόδιο, μυϊκών ινών, ενώ οι επιφανειακές παραμένουν

σε σύσπαση (Theurel et al., 2007; Zory et al., 2005). Το πρότυπο στρατολόγησης σε HNME πολύ υψηλής έντασης δεν φαίνεται να είναι εξ' ολοκλήρου επιφανειακό, αλλά διασκορπισμένο και με διαφορετική συμπεριφορά ανά τα άτομα, όπως αξιολογήθηκε μέσω MRI (Adams et al., 1993). Στην εν λόγω μελέτη, προτάθηκε ένας μαθηματικός τύπος για τον υπολογισμό – πρόβλεψη της ενεργοποιημένης διατομής του μυός σε συνάρτηση με την ένταση, δηλαδή: **Ενεργοποιημένη Διατομή Μυός (%) = 0,70 * Ένταση άσκησης με HNME(% Μέγιστης Εθελούσιας σύσπασης) + 0,77** (Adams et al., 1993). Ο τύπος αυτός καταφέρνει να συνοψίσει και τον κύριο περιορισμό της τεχνικής: περιορισμένη χωρική στρατολόγηση των μυϊκών ινών και, συνεπώς την περιορισμένη άσκηση του μυός μέσω HNME (Maffiuletti, 2010). Για παράδειγμα, αν θέλαμε να προπονήσουμε ένα μυ στο 40% της μέγιστης εθελούσιας σύσπασης, τότε μόνο το 29% του συνόλου της εγκάρσιας διατομής του μυός θα διεγείροταν.

Επιπρόσθετα, υπάρχουν τρόποι που θα μπορούσαν να επιτύχουν μεγιστοποίηση της χωρικής στρατολόγησης μέσω άσκησης με HNME. Προτείνεται 1) η αύξηση της έντασης του ερεθίσματος όποτε είναι δυνατό από τον ασκούμενο, ιδανικά μετά από κάθε σύσπαση, 2) η μετακίνηση των ηλεκτροδίων μετά από μια σειρά συσπάσεων στην ίδια συνεδρία ή σε διαφορετικές συνεδρίες, με σκοπό την αλλαγή του πλήθους των υπό διέγερση επιφανειακών μυϊκών ινών και 3) η αλλαγή του μήκους του μυός μέσω αλλαγής της θέσης της άρθρωσης, ώστε να διαφοροποιηθεί η θέση των ινών σε σχέση με το ηλεκτρόδιο, αλλά και για να τροποποιηθεί η συμβολή των δερματικών και αρθρικών υποδοχέων στη προκληθείσα σύσπαση, σύμφωνα με τον Maffiuletti (2010).

Οι διαφορές στη σειρά στρατολόγησης μεταξύ εθελούσιας και σύσπασης με HNME φαίνεται να ενισχύονται από το γεγονός ότι οι μεγάλοι σε διάμετρο νευράξονες διεγείρονται πολύ ευκολότερα σε σχέση με μικρότερους από ηλεκτρικά ερεθίσματα, λόγω της αντιστρόφως ανάλογης σχέσης μεταξύ της διαμέτρου του άξονα και της αντίστασης του άξονα, δίνοντας προβάδισμα στον HNME (Enoka, 2002). Το επιχείρημα αυτό ενισχύεται από ανατομικούς παράγοντες, όταν δηλαδή μεγάλες κινητικές μονάδες βρίσκονται επιφανειακά, μειώνοντας την απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίου και νευράξονα, όπως συμβαίνει για παράδειγμα στον έξω πλατύ. Μελέτες παρουσιάζουν αντικρουόμενα αποτελέσματα με ορισμένες να επιδεικνύουν εκλεκτική ενεργοποίηση των γρήγορων κινητικών μονάδων μέσω HNME σε ένα φάσμα ηλικιών από 19 – 53 έτη (Cabric et al., 1988; Heyters et al. 1994; Trimble & Enoka, 1991), σε αντίθεση με άλλες που επιδεικνύουν ελάχιστη έως καθόλου διαφορά μεταξύ της εθελούσιας και της ηλεκτρικά προκληθείσας

σύσπασης στην ενεργοποίηση των γρήγορων κινητικών μονάδων (Binder - Macleod et al., 1995, Feiereisen et al., 1997). Βάσει άλλων μελετών η επιστράτευση των κινητικών μονάδων είναι μη εκλεκτική ή τυχαία κατά τον HNME, με αποτέλεσμα να μπορεί να ενεργοποιήσει κάποιες γρήγορες κινητικές μονάδες μαζί με αργές μονάδες, ανάλογα με τη σχετική περιεκτικότητά τους στο σημείο του ερεθισμού, ακόμα και σε χαμηλά επίπεδα σύσπασης (% Μέγιστης Εθελούσιας Σύσπασης) (Jubeau et al., 2007; Gregory & Bickel, 2005). Εμμεσα προκύπτει ότι η αναλογία γρήγορων και αργών κινητικών μονάδων που ερεθίζονται κατά τον HNME μπορεί να παραμένει σταθερή, αφού δεν παρατηρήθηκε διαφορά στην ταχύτητα συστολής σε διαφορετικές εντάσεις άσκησης (% Μέγιστης Εθελούσιας Σύσπασης) (Binder - Macleod et al., 1995). Τέλος, κατά την εθελούσια συστολή μπορεί να παρατηρηθεί το φαινόμενο της συνσύσπασης, δηλαδή της ταυτόχρονης ενεργοποίησης της ανταγωνιστικής, σε σχέση με την πρωτεύουσα κίνηση, μυϊκής ομάδας (Remaud et al, 2007). Το επίπεδο της ενεργοποίησης των ανταγωνιστών φαίνεται να εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως την ένταση της συστολής, το είδος της συστολής, τη γωνία της άρθρωσης, τη γωνιακή ταχύτητα, οι εμπλεκόμενοι μύες και η ηλικία (Billot et al, 2014). Σε χαμηλής έντασης μυϊκή συστολή σε ανοιχτή κινητική αλυσίδα δεν υπάρχει πιθανότητα εμφάνισης του φαινομένου της συνσύσπασης, είτε μέσω HNME είτε μέσω εθελούσιας ενεργοποίησης, (Billot et al, 2014; Remaud et al, 2007; Riemann et al, 2002).

Άλλες διαφορές μεταξύ των ηλεκτρικά προκληθέντων και των εθελούσιων συστολών

Η μέγιστη μυϊκή ροπή είναι μεγαλύτερη κατά την εκούσια συστολή σε σχέση με αυτήν που παράγεται ως αποτέλεσμα στο εξωτερικό ηλεκτρικό ερέθισμα. Η μέγιστη ισομετρική σύσπαση κατά τον HNME κυμαίνεται στο 25 -90 % της μέγιστης εθελούσιας συστολής. Το γεγονός αυτό σχετίζεται με την δυσκολία της δραστηριοποίησης όλων των κινητικών μονάδων με την ηλεκτροδιέγερση, εξαιτίας των υψηλών ποσών ενόχλησης που προκαλεί κατά κοινή παραδοχή ο HNME. Επιπροσθέτως ο HNME περιορίζεται στη διέγερση συγκεκριμένων μόνο μυϊκών ομάδων, στις οποίες υπάρχει και η επιδερμική εφαρμογή των ηλεκτροδίων (Vanderthommen et al, 2007).

Διαφορά μεταξύ των δύο τύπων συστολών βρίσκεται επίσης στο ενεργειακό κόστος και στις μεταβολικές απαιτήσεις. Μελέτες έχουν αποτυπώσει μεγαλύτερη κατανάλωση σε ATP, φωσφοκρεατίνη και άλλα ενεργειακά υποπροϊόντα, μεγαλύτερη συγκέντρωση γαλακτικού και υψηλότερο αναπνευστικό πηλίκο σε συστολές που έχουν προκληθεί με ηλεκτρικό ρεύμα σε σχέση με εθελούσιες συστολές ίδιας έντασης (Vanderthommen et al, 2003; Hamada et al, 2004). Οι συστολές μέσω HNME σχετίζονται με υψηλότερη καρδιακή

συχνότητα, υψηλότερες απαιτήσεις σε οξυγόνο και αερισμό, όπως επίσης και διαφορετικές απαιτήσεις στη μικροκυκλοφορία και την ιστική οξυγόνωση, όπως μεγαλύτερο αποκορεσμό της μυοσφαιρίνης, μεγαλύτερη κατανάλωση οξυγόνου τοπικά στον διεγερμένο μυ, χαμηλότερη ιστική οξυγόνωση και παρόμοια μείωση στον όγκο αίματος και τη συνολική αιμοσφαιρίνη (Vanderthommen et al, 2003; McNeil et al, 2006; Muthalib et al, 2009). Κατά τη φάση αποκατάστασης έχουν παρατηρηθεί υψηλότερες τιμές ιστικής οξυγόνωσης και όγκου αίματος σε ηλεκτρικά προκληθείσες συστολές (McNeil et al, 2006). Οι διαφορές αυτές αναφορικά με την ιστική οξυγόνωση κατά την υπομέγιστη συστολή, φαίνεται να εκλείπουν κατά τη μέγιστη συστολή. Συνολικά το ασκούμενο με HNME μέλος πετυχαίνει καλύτερη αιματική παροχή σε σχέση με την εθελούσια συστολή (Muthalib et al, 2009).

Οι αερόβιες και ιδιαίτερα οι αναερόβιες μεταβολικές απαιτήσεις κατά την ηλεκτρικά προκληθείσα συστολή σε σχέση με την εθελούσια συστολή δύναται να επιφέρουν μεγαλύτερο μυϊκό κάματο, ο οποίος μπορεί να αξιολογηθεί μέσω της μέγιστης ισομετρικής συστολής. Πέρα από το κάματο, διαφορές μεταξύ των τύπων συστολών παρατηρούνται φαίνονται και σε δείκτες που αφορούν το μυϊκό τραυματισμό. Παρατηρήθηκε μεγαλύτερης έκτασης μυϊκός τραυματισμός μετά την εφαρμογή ηλεκτροδιέγερσης αφού τα επίπεδα του άλγους και της κρεατοκινάσης ήταν μεγαλύτερα συγκριτικά με την εθελούσια συστολή (Theurel et al, 2007; McNeil et al, 2006).

Πλεονέκτημα και μειονέκτημα τρόπου στρατολόγησης

Από αυτή την ιδιαιτερότητα του προτύπου στρατολόγησης των κινητικών μονάδων απορρέει ένα πλεονέκτημα και ένα μειονέκτημα.

Η επίπτωση που προκύπτει σχετίζεται κυρίως με το υπερβολικό μεταβολικό κόστος μιας ηλεκτρικά προκληθείσας σύσπασης, η οποία με τη σειρά της προκαλεί γρηγορότερη κόπωση σε σχέση με μια ανάλογη εθελούσια (Deley et al., 2006; Jubeau et al., 2008; Theurel et al., 2007; Vanderthommen et al., 2003). Σημειώνεται ότι οι μυϊκές ίνες ταχείας συστολής οι οποίες επιστρατεύονται κατά βάση μέσω HNME, έχουν μεγάλη ταχύτητα συστολής, ενεργοποιούνται σε βραχυπρόθεσμες δραστηριότητες και απαιτούν ενέργεια άμεσα που εξαρτάται σχεδόν εξολοκλήρου από την αναερόβια παραγωγή (Κλεισούρας, 2001). Με άλλα λόγια, οι διαφορές στον τρόπο στρατολόγησης μεταξύ HNME και εθελούσιας συστολής προκαλούν και διαφορετικές μεταβολικές απαιτήσεις, με τον HNME να έχει μεγαλύτερες λόγω τις επιστράτευσης περισσότερων μυϊκών ινών ταχείας συστολής και,

κατά συνέπεια μπορεί να οδηγήσει σε μυϊκή κόπωση και βλάβη, σε αντίθεση με την ανάλογη εθελούσια (Jubeau et al., 2008).

Το πλεονέκτημα του HNME σε σχέση με την εθελούσια συστολή εντοπίζεται στο γεγονός ότι ωφελούνται κυρίως μύες με δυσχέρεια στη λειτουργία τους και στο ότι δραστηριοποιούνται μυϊκές ίνες ταχείας συστολής οι οποίες θα μπορούσαν να ενεργοποιηθούν μόνο με μια υψηλής έντασης εθελούσιας προσπάθεια (Maffiuletti, 2010). Ηλικιωμένοι, οι οποίοι φυσιολογικά διαθέτουν μικρότερη αναλογία μυϊκών ινών τύπου 1 σε σχέση με τύπου 2, (Lexell, 1995) και ασθενείς που παρουσιάζουν επιλεκτική ατροφία σε μυϊκές ίνες τύπου 2 (π.χ. μυοπάθεια από στεροειδή) (Gosker et al., 2002; Kanda et al., 2001) ή ορθοπεδικοί ασθενείς που δεν μπορούν να εκτελέσουν συσπάσεις υψηλής έντασης λόγω τραυματισμού, χειρουργείου ή αναστολή της λειτουργίας του μυός και αθλητές που χρειάζονται υψηλά ποσά δύναμης, μπορούν να ωφεληθούν, ακόμα και σε χαμηλής έντασης HNME (Pettersson και Snyder-Mackler, 2006; Stevens et al., 2004; Babault et al., 2007; Delitto et al. 1989; Malatesta et al. 2003).

1.4 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΝΕΥΡΟΜΥΪΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ

1. **Συχνότητα (Hz):** αναφέρεται στον αριθμό των ηλεκτρικών παλμών ανά δευτερόλεπτο. Διαφορετικές συχνότητες πετυχαίνουν διαφορετικές μυϊκές απαντήσεις:
 - a. Χαμηλότερο από 30 Hz: Ο ασθενής θα έπρεπε να νιώθει μεμονωμένες μικροσυσπάσεις ή τρέμουλο.
 - b. Μεταξύ 30 – 50 Hz: Παρατηρείται συνεχόμενη μυϊκή σύσπαση (τετανική).
 - c. Μέχρι και 100 Hz: Οι μυϊκές συσπάσεις θα αυξηθούν σε δύναμη αναλογικά με τη συχνότητα

Οι ασθενείς μπορεί να ενοχλούνται σε υψηλές συχνότητες. Παρόλο που η δύναμη της σύσπασης αυξάνει σε υψηλότερες συχνότητες, στρατολογούνται μυϊκές ίνες ταχείας συστολής που κοπώνονται πιο γρήγορα. Επομένως, αυτές οι συχνότητες μπορεί να μη φανούν χρήσιμες όταν διεγείρεται ένας πολύ αδύναμος μυς ή γίνεται προσπάθεια αύξησης της αντοχής (Allen και Goodman, 2014; Robertson et al., 2001; Glinsky et al., 2007).
2. **Διάρκεια παλμού (ms):** Ως πλάτος παλμού ή διάρκεια περιγράφεται το χρονικό διάστημα όπου ένας μονός ηλεκτρικός παλμός ρέει ενεργά. Παλμοί μικρής διάρκειας τείνουν στο να είναι πιο ανεκτοί, αλλά μεγαλύτερης διάρκειας παλμοί προκαλούν αναλογική αύξηση στο πόσο της ηλεκτρικής ισχύος που παρέχεται για την

υποβοήθηση της σύσπασης (Allen και Goodman, 2014; Robertson et al., 2001; Glinsky et al., 2007).

3. **Χρόνος ανόδου και καθόδου (παλμοσειράς) (s):** Αλλάζοντας βαθμιαία το βαθμό με τον οποίο το ρεύμα φτάνει στη μέγιστη τιμή του, βοηθάει στην μίμηση μιας φυσιολογικής μυϊκής στρατολόγησης, γεγονός που καθιστά πιο ανεκτό το ρεύμα από το χρήστη. Αυτή η βαθμιαία ρύθμιση έχει κλινική σημασία αφού επιτρέπει στον υποβαλλόμενο να συμμετέχει στη σύσπαση, να βοηθήσει στη παραγωγή μιας έκκεντρης συστολής (Allen και Goodman, 2014; Robertson et al., 2001; Glinsky et al., 2007).
4. **Χρόνος κύκλου λειτουργίας (διάρκεια παλμοσειράς):** αναφέρεται στη διάρκεια της περιόδου “κύριας” σύσπασης – διέγερσης.
5. **Ένταση (mA):** αναφέρεται στο ύψος του ηλεκτρικού παλμού. Ποικίλει από 0 έως 140 mA σε κάποια μηχανήματα. Πρέπει να είναι αρκετά υψηλή ώστε να παράγει την επιθυμητή σύσπαση. Επειδή δραστηριοποιεί μόνο ένα μέρος των κινητικών μονάδων κάτω από τα επιφανειακά ηλεκτρόδια, υπάρχει ένα σημείο όπου η αύξηση της έντασης δε θα προσφέρει μεγαλύτερη κινητική απάντηση, αντ’ αυτού θα αυξήσει το επίπεδο της ενόχλησης. Το επίπεδο της έντασης που απαιτείται για την επίτευξη της σύσπασης ποικίλει ανά τα άτομα, με κύριους παράγοντες την αισθητικότητα, την αντίσταση του δέρματος, το μέγεθος του μυός, και το τύπο και μέγεθος των ηλεκτροδίων (Allen και Goodman, 2014; Robertson et al., 2001; Glinsky et al., 2007).
6. **Διάρκεια συνεδρίας:** Η συνολική διάρκεια του εφαρμοζόμενου προγράμματος – πρωτοκόλλου. Σχετίζεται με το στόχο της θεραπείας και πρέπει να ληφθεί υπόψη ο παράγοντας της μυϊκής κόπωσης (Allen και Goodman, 2014; Robertson et al., 2001; Glinsky et al., 2007).

1.5 ΑΡΧΕΣ ΚΑΙ ΚΥΡΙΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΝΕΥΡΟΜΥΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ

Το ηλεκτρικό ρεύμα που διαπερνά μια νευρική ίνα θα πρέπει να έχει ένταση και διάρκεια τέτοια ώστε να μεταβάλλει τη διεγερτική κατάσταση της μεμβράνης της πάνω από τα επίπεδα ηρεμίας, που ονομάζεται ουδός πυροδότησης, ώστε να παραχθεί ένα δυναμικό ενέργειας. Συνεπώς, τα αδύναμα ερεθίσματα θα αποτύχουν στο να προκαλέσουν αυτό το δυναμικό ενέργειας, ενώ, ερεθίσματα με ένταση στα επίπεδα του ουδού πυροδότησης θα παράγουν απάντηση στο ίδιο μέγεθος. Ισχυρότερα ερεθίσματα δε θα αυξήσουν τη δυναμική

της απάντησης. Αυτό συμβαίνει διότι η νευρική, όπως και η μυϊκή ίνα υπακούν ξεχωριστά στον νόμο του «όλου ή ουδέν». Σε ένα νεύρο με πολλές νευρικές ίνες το αποτέλεσμα του ερεθισμού θα είναι εντελώς διαφορετικό, αφού ερέθισμα στον ουδό των επιμέρους ινών θα παράγει τη πιο μικρή απάντηση. Όσο όμως αυξάνεται η ένταση του ρεύματος, οι απαντήσεις θα είναι αυξημένες, μέχρι τη στιγμή που η ένταση του ρεύματος δε θα παράγει καμία περαιτέρω αύξηση. Υπάρχει μια ποικιλία συνδυασμών έντασης και διάρκειας ηλεκτρικής διέγερσης για την επίτευξη της εκπόλωσης της μεμβράνης και της διέγερσης μιας μονής νευρικής ή μυϊκής ίνας. Η μικρότερη ένταση ρεύματος που είναι απαραίτητη για τη την επίτευξη της διέγερσης λέγεται ρεόβαση. Ως χροναξία ορίζεται η διάρκεια της ηλεκτρικής ώσης που απαιτείται για τον ερεθισμό του μυός σε ένταση διπλάσια αυτής του ουδού ερεθισμού της ίνας ή ρεόβασης. Οι περιφερικές νευρικές ίνες έχουν πολύ μικρότερες τιμές χροναξίας και διεγείρονται ευκολότερα σε σχέση με τις μυϊκές ίνες (Μπάκας, 1999; Jubeau et al, 2007).

Η τεχνική του HNME χρησιμοποιείται σαν ερευνητικό μέσο για την αξιολόγηση in vivo της νευρομυϊκής λειτουργίας και της κόπωσης υγείων και μη μύων (Horstman et al., 2008; Wust et al., 2008). Ειδικότερα με αυτό το τρόπο είναι εφικτό να αξιολογηθεί η ικανότητα συστολής για παράδειγμα η σχέση δύναμης – συχνότητας, η κόπωση μέσω συνεχούς διέγερσης αλλά και το επίπεδο της εθελούσιας ενεργοποίησης του μυός (Gandevia, 2001).

Ο HNME χρησιμοποιείται ερευνητικά και κλινικά σαν μέσο αποκατάστασης ή/και άσκησης. Ανάλογα με τη κατάσταση των υπό διέγερση μυών ο HNME μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διατήρηση της μυϊκής μάζας και λειτουργίας (Rodriguez et al., 2012) και για την αποκατάσταση της μυϊκής μάζας, μετά από μακρόχρονες περιόδους αχρησίας ή δυσχρησίας ή ακινησίας (Snyder-Mackler et al., 1995) και για τη βελτίωση της μυϊκής λειτουργίας σε διαφορετικούς υγιείς πληθυσμούς. Στους πληθυσμούς αυτούς περιλαμβάνονται ηλικιωμένοι (Caggiano et al. 1994; Langeard et al., 2017), ενήλικες (Parker et al, 2003) και αθλητές οποιουδήποτε επιπέδου (Babault et al., 2007; Maffiuletti et al., 2002; Pichon et al., 1995).

1.6 ΠΕΔΙΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ

Τα πεδία και οι καταστάσεις εφαρμογής του HNME ως μέσω θεραπευτικής παρέμβασης μπορούν να συνοψιστούν στα ακόλουθα:

- Μυοσκελετικά: Πάσχοντες με ανακατασκευή προσθίου χιαστού (Fitzgerald et al., 2003, Lieber et al., 1996, Snyder-Mackler et al., 1991), οστεοαρθρίτιδα γόνατος (Gibson et al., 1989, Zizic et al., 1995), ρευματοειδής αρθρίτιδα (Piva et al., 2007), ολική αρθροπλαστική γόνατος (Pettersson και Snyder - Mackler 2006, Stevens et al., 2004), ολική αρθροπλαστική ισχίου (Suetta et al., 2004) και επιγονατιδομηριαίο πόνο (Callaghan et al., 2001), μπορούν να ωφεληθούν κατά τη διάρκεια του προγράμματος φυσικοθεραπείας με τη χρήση του ΗΝΜΕ, βελτιστοποιώντας την δυναμική της αποκατάστασης τους.
- Νευρολογικά: Πάσχοντες από αγγειακό εγκεφαλικό (Glinsky et al., 2007; Newsam and Baker 2004), κάκωση νωτιαίου μυελού (Belanger et al., 2000; Cramer et al. 2000) και εγκεφαλική παράλυση (Merrill, 2009; Stackhouse et al., 2007) ενισχύουν την διαδικασία της νευροπλαστικότητας με τη συνοδή χρήση ΗΝΜΕ κατά το πρόγραμμα φυσικοθεραπείας.
- Καρδιαναπνευστικά: Ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια (Harris et al., 2003; Quittan et al., 2001), μετά από μεταμόσχευση (Vaquero et al., 1998) και Χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (Roig & Reid, 2009; Vivodtzev et al., 2008) μπορούν να αναβαθμίσουν την λειτουργική ικανότητα τους εντάσσοντας τον ΗΝΜΕ στο πλάνο φυσικοθεραπείας τους.
- Γηριατρικά: Υγιείς και ασθενείς ηλικιωμένοι (Amiridis et al., 2005; Stevens et al., 2004), συμπεριλαμβάνοντας ΗΝΜΕ σε πρόγραμμα φυσικοθεραπείας μπορούν να αυξήσουν σημαντικά τη μυϊκή τους δύναμη.
- Αθλητιατρικά: Αθλητές (Maffiuletti, 2006; Taylor et al, 2015) επωφελούνται με καλύτερη μυϊκή αιμάτωση και γρηγορότερη αποκατάσταση, μετά τη φυσικοθεραπεία στην οποία εφαρμόζεται ΗΝΜΕ ως άμεση αποθεραπεία από την προπόνηση.
- Γενικής Ιατρικής: Ασθενείς με αιμοφιλία (Querol et al., 2006), καρκίνο (Crevenna et al., 2006) και βαρέως πάσχοντες (Gerovasili et al., 2009; Angelopoulos et al. 2013), ακολουθώντας πρόγραμμα φυσικοθεραπείας με ΗΝΜΕ καθημερινά, μπορούν να αυξήσουν τη κατανάλωση οξυγόνου και να μειώσουν την απώλεια της μυϊκής μάζας.

1.7 ΤΥΠΟΙ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΕΓΕΡΣΗΣ

Η ηλεκτροδιέγερση είναι ευρέως χρησιμοποιούμενη στη κλινική πρακτική. Μια μεγάλη ποικιλία από συσκευές και εξοπλισμό παρέχουν διαφορετικούς τεχνικές και τύπος ρεύματος με ένα κοινό σκοπό: τον ερεθισμό των ιστών για την πρόκληση σύσπασης ή χαλάρωσης, αναλγησίας και βελτίωση της περιφερικής κυκλοφορίας (Taylor et al, 2015; Langeard et al; 2017; Lepley et al, 2015).

Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός (Functional Electrical Stimulation – FES) είναι μια τεχνική που χρησιμοποιεί ηλεκτρικούς παλμούς χαμηλής ενέργειας για να παράγει “τεχνητές” κινήσεις σε άτομα που έχουν παραλύσει λόγω βλάβης του κεντρικού νευρικού συστήματος. Ειδικότερα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την έκλυση μυϊκής σύσπασης με σκοπό τη παραγωγή μιας λειτουργικής κίνησης όπως λαβή, ορθοστάτιση, περπάτημα και κένωση ουροδόχου κύστης. Η ανάπτυξη αυτής της τεχνολογίας είχε αρχικά ως σκοπό την εφαρμογή “νευροπροθέσεων” για την αντικατάσταση των μόνιμα επιβαρυσμένων λειτουργιών σε άτομα με βλάβη του κεντρικού νευρικού συστήματος, όπως αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο, κρανιοεγκεφαλική κάκωση κ.α. (Porovic et al, 2015). Με άλλα λόγια ένα άτομο θα μπορούσε με τη χρήση της συσκευής να επιτελέσει μια επιθυμητή λειτουργία. Παρά τον αρχικό σχεδιασμό η τεχνολογία αυτή χρησιμοποιείται ως βραχυχρόνια θεραπεία, στόχος της οποίας είναι η αποκατάσταση της εθελούσιας λειτουργίας και όχι η δια βίου εξάρτηση από τον εξοπλισμό (Nagai et al, 2016).

Ο διαδερμικός ηλεκτρικός νευρικός ερεθισμός (Transcutaneous electrical nerve stimulation - TENS) είναι μια μη φαρμακολογική παρέμβαση για τη διαχείριση του οξύ και χρόνιου πόνου. Στις συχνότητες και τις εντάσεις που χρησιμοποιούνται κλινικά, το TENS ενεργοποιεί προσαγωγές ίνες μεγάλης διαμέτρου. Αυτή η ανατροφοδότηση “αποστέλλεται” στο κεντρικό νευρικό σύστημα ενεργοποιώντας κατερχόμενα ανασταλτικά συστήματα μειώνοντας την υπεραλγησία (Vance et al, 2014).

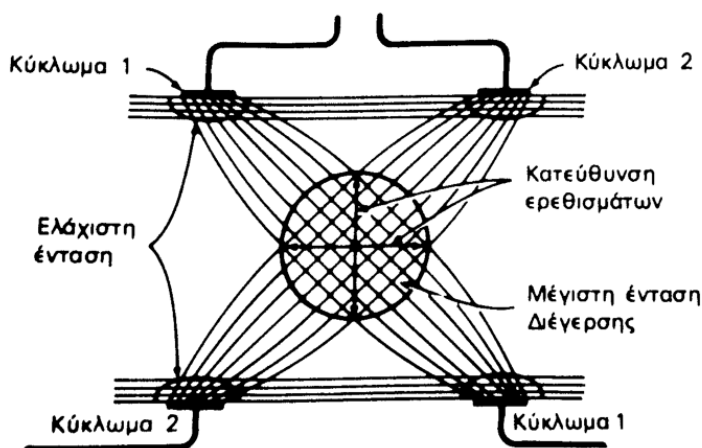
Σε αντίθεση με άλλες διαδεδομένες μορφές ηλεκτροδιέγερσης όπως ο FES και το TENS, ο HNME γενικά διανέμεται στους μύες σε στατικές συνθήκες (χωρίς τη παραγωγή λειτουργικής κίνησης) και σε επαρκώς υψηλές εντάσεις ρεύματος για την πρόκληση ορατών μυϊκών συσπάσεων (πέραν του κινητικού κατωφλίου). Η ενεργοποίηση του μυός καθαυτού οφείλεται στη διέγερση ενδομυϊκών κλάδων του νεύρου και όχι στην απευθείας διέγερση των μυϊκών ινών (Maffiuletti, 2011).

Για τη νευρομυϊκή διέγερση χρησιμοποιούνται τόσο εναλλασσόμενα, όσο και παλμικά ρεύματα. Οι κυματομορφές των παλμικών ρευμάτων μπορεί να είναι μονοφασικές, διφασικές και πολυφασικές με burst ανάλογα με τη φορά τους (Takeda et al, 2017). Τα παλμικά, δυο κορυφών, διφασικά ρεύματα, όπου το άθροισμα του ηλεκτρικού φορτίου ανά περίοδο είναι μηδέν, χαρακτηρίζονται ως συμμετρικά, ενώ τα μονοφασικά παλμικά είναι εκ φύσεως ασύμμετρα. Έχουν ποικίλο σχήμα όπως ορθογώνιο, τριγωνικό ή με αιχμές, ημιτονοειδές κ.α. Το εύρος παλμού ποικίλει συνήθως μεταξύ 150 – 410μs, ενώ η ένταση του ρεύματος κινείται μεταξύ 0 – 120 miliampere. Στον HNME, κατά βάση χρησιμοποιούνται τρεις μορφές ρεύματος: το εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας, το οποίο διοχετεύεται κατά ώσεις με μεσοδιαστήματα ηρεμίας μεταξύ των ώσεων, το μονοφασικό παλμικό ρεύμα, που έχει συχνά δύο κορυφές και το διφασικό παλμικό ρεύμα, το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως πλέον (Μπούγλα και συν., 2009; Takeda et al, 2017).

Η μυϊκή ροπή, η κόπωση που προκαλούνται από τον HNME εξαρτώνται από τις παραμέτρους της κυματομορφής (Takeda et al, 2017). Ο πόνος εξαρτάται από το συνολικό ποσό του ηλεκτρικού φορτίου που μεταφέρεται στον ιστό. Ρεύμα με ημιτονοειδή κυματομορφή φαίνεται ότι παράγει υψηλότερα ποσά δύναμης με λιγότερο πόνο σε σύγκριση με ρεύμα ορθογώνια ή πολυφασικής κυματομορφής (Petrofsky et al, 2009). Επιπροσθέτως τα μονοφασικά και διφασικά ρεύματα αποφέρουν μεγαλύτερο όφελος σε σχέση με τις πολυφασικές κυματομορφές κατά τη χρήση HNME (Laufer et al 2001 & 2008).

Το ρεύμα συμβολής, που χρησιμοποιήθηκε στη παρούσα μελέτη, προκύπτει από τη συμβολή δύο εναλλασσόμενων ημιτονοειδών ρευμάτων. Τα δυο αρχικά εναλλασσόμενα ρεύματα εφαρμόζονται στην επιφάνεια του δέρματος, συμβάλλουν σε βαθύτερες στιβάδες των ιστών ώστε να προκύπτει ένα νέο εναλλασσόμενο ημιτονοειδές ρεύμα ικανό να διεγείρει τον νευρικό και μυϊκό ιστό (Γιόκαρης και συν., 2007). Η συμβολή των δυο αρχικών ρευμάτων που συμβάλλουν σε φάση και δημιουργούν το προκύπτον διακρότημα, ακολουθεί τους κανόνες της συμβολής των κυμάτων. Η ένταση του νέου ρεύματος ισούται με το άθροισμα των εντάσεων των επιμέρους συμβαλλόμενων ρευμάτων. Παρόλο που τα δυο επιμέρους ρεύματα βρίσκονται σε φάση, διαφέρουν σε συχνότητες, οι οποίες κινούνται στο φάσμα μεσαίων συχνοτήτων, μεταξύ 2000Hz και 10000Hz ανάλογα με το στόχο της θεραπείας, με το ένα ρεύμα να έχει σταθερή και το άλλο μεταβαλλόμενη κατά τη θεραπεία ($\pm 150\text{Hz}$). Το ρεύμα που έχει προκύψει μετά τη συμβολή, έχει θεραπευτική συχνότητα, δηλαδή συχνότητα μεταβολής του ύψους της έντασης του διακροτήματος, ίση με τη διαφορά των επιμέρους συχνοτήτων (Παπαθανασίου, 2014). Άρα, το νέο εναλλασσόμενο

ημιτονοειδές ρεύμα δρα εν τω βάθει, έχει διπλάσια ένταση από την αρχική και συχνότητα τέτοια ώστε να διεγείρει τους διεγερσιμους ιστούς. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή συμβολή πρέπει να είναι η κατάλληλη και να ακολουθεί τη σταυρωτή διάταξη (Γιόκαρης και συν., 2007). Το μεγαλύτερο ποσοστό της επιτευχθείσας συμβολής γίνεται σε γωνία 45° σε σχέση με τους κάθετους άξονες τοποθέτησης των ηλεκτροδίων.



Εικόνα 1.1. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων και περιοχή συμβολής. (Γιόκαρης 2007, «Κλινική Ηλεκτροθεραπεία»)

Τα ρεύματα συμβολής πλεονεκτούν έναντι άλλων μορφών ρεύματος αφού χαρακτηρίζονται από ασφάλεια, είναι καλώς ανεκτά από τον ασθενή και ιδιαίτερα αποτελεσματικά στη μυϊκή διέγερση. Πιο συγκεκριμένα, επειδή είναι εναλλασσόμενα ρεύματα, απουσιάζει ο κίνδυνος χημικών αποτελεσμάτων και δερματικού ερεθισμού (Παπαθανασίου, 2014). Επίσης τα ρεύματα συμβολής, αν και μέσης συχνότητας, με συχνότητες 4000Hz, συναντούν χαμηλή χωρητική αντίσταση και μπορούν να διεισδύσουν σε ικανοποιητικό βάθος με πολύ πιο ήπια αίσθηση, καθιστώντας τα πιο ανεκτά. Αυτή η μειωμένη χωρική αντίσταση προσδίδει τη δυναμική για υψηλότερη ένταση με ασφάλεια. Επιπλέον, με την κατάλληλη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων μπορεί να προκληθεί ακόμα πιο έντονο αποτέλεσμα συμβολής επικεντρωμένο στην εν τω βάθει επιθυμητή περιοχή (Goats, 1990; Παπαθανασίου, 2014).

Για την επίτευξη μυϊκής διέγερσης σε εννευρωμένους μύες χρησιμοποιείται συνήθως διπολική εφαρμογή, με επιμέρους συχνότητες περίπου στα 2000Hz και θεραπευτική συχνότητα στο εύρος των 50 -100Hz (Παπαθανασίου, 1998 & 2014; Silen et al, 2010).

1.8 ΡΥΘΜΙΣΗ ΚΑΡΔΙΑΚΗΣ ΚΑΙ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

Αναφορικά με το ΑΝΣ, από λειτουργική αλλά και ανατομική άποψη διακρίνεται σε συμπαθητικό και παρασυμπαθητικό, απ' τις ανταγωνιστικές ώσεις των οποίων διατηρείται το δυναμικό ισοζύγιο ζωτικών λειτουργιών και η νευρική ρύθμιση της καρδιακής και αναπνευστικής λειτουργίας (Sztajzel, 2004; Xhyheri και συν., 2012). Υπό φυσιολογικές συνθήκες η διέγερση του συμπαθητικού νευρικού συστήματος (ΣΝΣ) έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της αυτοματικότητας (επιτάχυνση του καρδιακού ρυθμού, αυξημένη καρδιακή παροχή, μείωση στη φλεβική χωρητικότητα, περιορισμό στα αρτηριόλια, διάταση των βρογχιολίων, αγγειοσυστολή στο δέρμα, διαστολή στις στεφανιαίες αρτηρίες, αναστολή των εντερικών κινήσεων, ανόρθωση των τριχών και σύσπαση των έσω σφιγκτήρων της ουροδόχου κύστης και του ορθού), ενώ η διέγερση του παρασυμπαθητικού νευρικού συστήματος (ΠΝΣ) την αναστολή της αυτοματικότητας (επιβράδυνση του καρδιακού ρυθμού, μείωση καρδιακής παροχής, σύσπαση των βρογχιολίων, αύξηση της περισταλτικότητας του εντέρου, κένωση της ουροδόχου κύστης και του ορθού, αύξηση της εκκριτικότητας των σιελογόνων και δακρυογόνων αδένων, στύση και εκσπερμάτιση) (Sztajzel, 2004; Triposkiadis και συν., 2009). Σε κυτταρικό επίπεδο στον καρδιακό βηματοδότη, η συμπαθητική διέγερση προκαλεί χρονοτροπικές επιδράσεις μέσω της αύξησης του ρυθμού εκπόλωσης του βηματοδότη, ενώ η παρασυμπαθητική διέγερση συνεπάγεται υπερπόλωση και μείωση του ρυθμού εκπόλωσης (Sztajzel, 2004).

Η κινητική των δύο σχηματισμών του ΑΝΣ διαφέρει σημαντικά: Τα παρασυμπαθητικά αποτελέσματα αναπτύσσονται πολύ γρήγορα, συχνά μέσα στο χρονικό διάστημα ενός καρδιακού παλμού και φθίνουν γρήγορα. Ως εκ τούτου οι παρασυμπαθητικοί σχηματισμοί μπορούν να ασκήσουν έλεγχο στη καρδιακή λειτουργία. Αντίθετα η εμφάνιση και αποδρομή των αποτελεσμάτων του συμπαθητικού είναι πολύ πιο βαθμιαία, με πολύ μικρές αλλαγές να πραγματοποιούνται εντός του χρόνου ενός καρδιακού κύκλου. Όταν και τα δύο αυτόνομα συστήματα λειτουργούν ταυτόχρονα, τα αποτελέσματα δεν προκύπτουν ως αλγεβρικές προσθέσεις, αλλά ως πολύπλοκες αλληλεπιδράσεις οι οποίες σχετίζονται με το είδος και τη φύση της σύναψης, προσυναπτικά ή/και μετασυναπτικά (Levy, 1997; Palma και Benarroch, 2014).

Η αναπνοή κανονικά είναι μια μη συνειδητή, αυτόματη διαδικασία, η οποία χωρίζεται σε δύο στάδια: την εισπνοή και την εκπνοή. Η εισπνοή σχετίζεται με μια βαθμιαία αύξηση της κινητικής απάντησης των αναπνευστικών μυών και των φαρυγγικών σφιγκτήρων (Kuna, 2000). Πριν το τέλος της εισπνοής υπάρχει μια μείωση και το τέλος της

κινητικής απάντησης. Η πιο σημαντική λειτουργία της αναπνοής είναι η παροχή οξυγόνου στο σώμα και η αποβολή του διοξειδίου του άνθρακα. Στις συχνότερες περιπτώσεις η μερική πίεση του διοξειδίου του άνθρακα (PCO_2) ελέγχει την αναπνευστική συχνότητα. Οι περιφερειακοί χημειοϋποδοχείς που ανιχνεύουν μεταβολές στα επίπεδα οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα εντοπίζονται στα αρτηρικά αορτικά σωματίδια και στα καρωτιδικά σωματίδια (Tortora, 2008). Οι κεντρικοί χημειοϋποδοχείς είναι κυρίως ευαίσθητοι στις μεταβολές του pH στο αίμα (που προέρχονται από μεταβολές των επιπέδων διοξειδίου του άνθρακα) και εντοπίζονται στον προμήκη. Οι πληροφορίες από τους περιφερειακούς χημειοϋποδοχείς μεταφέρονται κατά μήκος των νεύρων στις αναπνευστικές ομάδες του αναπνευστικού κέντρου (τέσσερις αναπνευστικές ομάδες: δυο στο προμήκη και δύο στη γέφυρα) (Pocock και Richards, 2006). Τα προαναφερθέντα κέντρα ελέγχουν το ρυθμό και το βάθος της αναπνοής μέσω διαφόρων εισερχομένων πληροφοριών: σήματα από τους περιφερικούς και τους κεντρικούς χημειοϋποδοχείς, από το πνευμονογαστρικό και το γλωσσοφαρυγγικό νεύρο που μεταφέρουν πληροφορίες από τους μηχανοϋποδοχείς των πνευμόνων καθώς και σήματα από τον εγκεφαλικό φλοιό και τον υποθάλαμο (Pocock και Richards, 2006; Hall, 2011). Η αυτοματικότητα της αναπνοής μπορεί να παρακαμφθεί από συνειδητά εναλλακτικά μοτίβα όπως το χασμουρητό, το γέλιο την ομιλία κλπ.

Τα επίπεδα του CO_2 αυξάνονται στο αίμα όταν η μεταβολική χρήση του O_2 και η παραγωγή CO_2 αυξάνονται κατά τη διάρκεια, για παράδειγμα, άσκησης. Το CO_2 στο αίμα μεταφέρεται σε μεγάλο βαθμό ως ιόντα διττανθρακικών (HCO_3^-), με μετατροπή πρώτα σε ανθρακικό οξύ (H_2CO_3), από το ένζυμο καρβονική ανυδράση, και στη συνέχεια με την αποσύνδεση αυτού του οξέος σε H^+ και HCO_3^- . Η συσσώρευση CO_2 συνεπώς προκαλεί ισοδύναμη συσσώρευση των διαχωρισμένων ιόντων υδρογόνου, τα οποία, εξ ορισμού, μειώνουν το pH του αίματος. Οι αισθητήρες pH στο στέλεχος του εγκεφάλου αμέσως αντιλαμβάνονται αυτή την πτώση του pH, αναγκάζοντας το αναπνευστικό κέντρο να αυξήσει το ρυθμό και το βάθος της αναπνοής. Η συνέπεια είναι ότι η μερική πίεση του CO_2 (PCO_2) δεν αλλάζει από την ανάπαυση σε άσκηση. Κατά τη διάρκεια πολύ βραχυπρόθεσμων περιόδων έντονης άσκησης η απελευθέρωση γαλακτικού οξέος στο αίμα από τους ασκούμενους μύες προκαλεί πτώση του pH του πλάσματος του αίματος, ανεξάρτητα από την αύξηση της PCO_2 και αυτό θα διεγείρει τον πνευμονικό αερισμό επαρκώς ώστε να διατηρείται το pH του αίματος σταθερό στο βωμό ενός μειωμένου PCO_2 (Pocock και Richards, 2006; Hall, 2011).

1.9 ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

Η απόκριση του καρδιοαναπνευστικού συστήματος κατά την άσκηση τόσο σε υγιείς όσο και σε πάσχοντες είναι σαφώς τεκμηριωμένη και περιγράφεται σε επόμενη ενότητα (Nuhr et al., 2004; Ades, 2001; Fletcher et al., 2001).

Υγιείς άντρες νεαρής ηλικίας μπορούν να ωφεληθούν από την άσκηση στα πλαίσια συστηματικής και ανταγωνιστικής άθλησης και ως μέσο αποκατάστασης. Ωστόσο υπό συνθήκες μακρόχρονου κλινοστατισμού ή/και βεβαρυμμένης αναπνευστικής ή καρδιακής λειτουργίας, όπου η άσκηση και η εθελούσια σύσπαση μυϊκών ομάδων δεν είναι εφικτή, ο ΗΝΜΕ μπορεί να αποτελέσει εναλλακτικό μέσο άσκησης, υποκαθιστώντας την εθελούσια σύσπαση. Υπάρχουν πολλαπλές μελέτες που υποδηλώνουν την θετική επίδραση του ΗΝΜΕ στην αποκατάσταση, με τα οφέλη του σε υγιείς και πάσχοντες να εντοπίζονται στη προσαρμογή του νευρικού συστήματος, τη μυϊκή ενδυνάμωση και αποθεραπεία, αλλά και τη βελτίωση της καρδιοαναπνευστικής λειτουργικής ικανότητας (Taylor et al, 2015; Langeard et al, 2017; Lepley et al, 2015).

Εκτός από την εφαρμογή του ως προπόνηση – αποκατάσταση, έχει μελετηθεί η απόκριση του καρδιοαναπνευστικού συστήματος ασθενών στον ΗΝΜΕ μετά από μια μονή συνεδρία με θετικά αποτελέσματα (Silen et al, 2008 & 2011; Tanaka et al., 2016; Grosset et al., 2013). Ενδεικτικά το πρωτόκολλο που εφαρμόστηκε απαρτιζόταν από τις ακόλουθες παραμέτρους: Συμμετρικό διφασικό παλμό στα 75Hz, χρόνο σύσπασης στα 6'', χρόνο ανάπαυσης 29'', χρόνο παλμού 410μs, σε χρόνο συνεδρίας 21' (Silen et al., 2008 & 2011).

Παρόλα αυτά, ελάχιστες είναι ανάλογες μελέτες που αφορούν υγιείς νεαρούς άνδρες (Minoque et al., 2014), με ευρύτερο φάσμα ηλικιών (19 – 53 έτη) , καθιστώντας ασαφείς τις απαντήσεις των προαναφερθέντων συστημάτων στην εφαρμογή ΗΝΜΕ σε αυτή την ομάδα ατόμων, που, ενδεχομένως να μη διαθέτουν τις καρδιακές και αναπνευστικές εφεδρείες για να υποστηρίξουν αυτή τη παρέμβαση ή κάποια παρέμβαση άσκησης.

Στη παρούσα μελέτη γεννάται το παρακάτω ερευνητικό ερώτημα: Μπορεί η εφαρμογή ΗΝΜΕ στον τετρακέφαλο μυ, ως εναλλακτική μορφή παραγωγής μυϊκής σύσπασης, να επιβαρύνει παρόμοια με την ενεργητική σύσπαση ίδιας έντασης και διάρκειας το αναπνευστικό και το καρδιαγγειακό σύστημα υγιών ανδρών νεαρής ηλικίας;

1.10 ΣΗΜΑΣΙΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

Ο Luigi Galvani (1761) παρείχε τα πρώτα επιστημονικά δεδομένα που υποστήριζαν ότι το ρεύμα μπορεί να ενεργοποιήσει μύες. Πλέον ο ΗΝΜΕ συγκεντρώνει όλο και περισσότερο την ερευνητική προσοχή. Σε μια “state of the art” ανασκόπηση των Maffiuletti et al, (2010) αναφέρεται ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως εργαλείο για προπόνηση δύναμης σε υγιή άτομα και αθλητές, ως μέσο αποκατάστασης ή πρόληψης για άτομα με πλήρη ή μερική απώλεια της κινητικότητας τους, ως εργαλείο αξιολόγησης της νευρικής και μυϊκής λειτουργίας in vivo, αλλά και ως μέσο αποθεραπείας σε αθλητές.

Εν αντιθέσει με τις προπονητικές εφαρμογές, σε ελάχιστες μελέτες φαίνεται η απόκριση των συστημάτων του καρδιαγγειακού και του αναπνευστικού σε νεαρούς άντρες. Η σημασία αυτού γίνεται εμφανής σε άτομα τα οποία πιθανόν να μην έχουν τις απαιτούμενες εφεδρείες για να πραγματοποιήσουν ένα πρόγραμμα άσκησης με εθελούσια σύσπαση ή να μη μπορούν να το πραγματοποιήσουν με την απαιτούμενη ένταση και συχνότητα (πάσχοντες με συγγενείς καρδιοπάθειες, κυστική ίνωση πολυτραυματίες κλπ). Συνεπώς τα δεδομένα που προκύπτουν μπορούν να φανούν χρήσιμα στο να προσδιοριστεί αν ο ΗΝΜΕ μπορεί υιοθετηθεί ως εναλλακτικό μέσο αποκατάστασης αντί της άσκησης με εθελούσια σύσπαση ή /και αν μπορεί να συνδράμει ως επικουρικό – πρόσθετο μέσο σε συνδυασμό με την εθελούσια σύσπαση.

1.11 ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Σκοπός της παρούσας ερευνητικής εργασίας είναι η διερεύνηση της απόκρισης του αναπνευστικού και κυκλοφορικού συστήματος κατά τη συστολή του τετρακεφάλου μυός μέσω ηλεκτροδιέγερσης (ΗΔ) και εθελούσιας συστολής (ΕΣ) σε άντρες νεαρής ηλικίας. Η εκλογή του δείγματος αποσκοπεί στη κάλυψη του ερευνητικού κενού στο φάσμα ηλικιών από 18 έως 30 έτη και οι απαντήσεις των συστημάτων του αναπνευστικού και κυκλοφορικού κατά τις παραπάνω συνθήκες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να αποσαφηνιστεί αν ο ΗΝΜΕ μπορεί να υιοθετηθεί ως εναλλακτικό μέσο αποκατάστασης σε άτομα νεαρής ηλικίας.

1.12 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΥΠΟΘΕΣΕΙΣ

Οι μηδενική ερευνητική υπόθεση που εξετάστηκε στην παρούσα μελέτη ήταν η ακόλουθη:

H0: Ο ΗΝΜΕ στον τετρακέφαλο μυ προκαλεί παρόμοια κατανάλωση οξυγόνου και παρόμοιες καρδιαγγειακές αποκρίσεις με την ενεργητική σύσπαση τετρακεφάλου μυός ίδιας έντασης και χρονικής διάρκειας σε υγιείς άνδρες νεαρής ηλικίας.

Συνεπώς, η εναλλακτική υπόθεση διατυπώνεται ως εξής:

H1: Ο ΗΝΜΕ στον τετρακέφαλο μυ προκαλεί διαφορετική κατανάλωση οξυγόνου και διαφορετικές καρδιαγγειακές αποκρίσεις με την ενεργητική σύσπαση τετρακεφάλου μυός ίδιας έντασης και χρονικής διάρκειας σε υγιείς άνδρες νεαρής ηλικίας.

1.13 ΟΡΙΟΘΕΤΗΣΗ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

Κατά τη χρονική περίοδο από τον Οκτώβριο του 2018 έως και το Δεκέμβριο του 2018 πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις της παρούσας μελέτης. Οι μετρήσεις και για της δύο συνθήκες, ΗΔ και ΕΣ, έλαβαν χώρα σε μια συνεδρία. Οι συμμετέχοντες ήταν άντρες νεαρής ηλικίας, με χαμηλό ή μέτριο επίπεδο φυσικής δραστηριότητας και δείκτη μάζας σώματος σε φυσιολογικό επίπεδο. Το ιατρικό ιστορικό των συμμετεχόντων ήταν ελεύθερο παθολογίας, συμπεριλαμβανομένης καρδιακής, αναπνευστικής, νευρομυοσκελετικής και νοσογόνου παχυσαρκίας, ενώ τέθηκε ο περιορισμός του να μη φέρουν μεταλλικά εμφυτεύματα οποιουδήποτε τύπου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1 ΑΠΟΚΡΙΣΗ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΚΑΙ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΑΣΚΗΣΗ

Κατά την άσκηση, οι μύες παρουσιάζουν αυξημένες ανάγκες σε οξυγόνο και αυξημένη παραγωγή διοξειδίου του άνθρακα. Τα ποσοστά πρόσληψης οξυγόνου και απομάκρυνσης του διοξειδίου πρέπει να αυξηθούν ώστε να διατηρηθούν τα κατάλληλα επίπεδα αρτηριακών αερίων, γεγονός που προϋποθέτει αποτελεσματικό κυψελιδικό αερισμό, αύξηση της καρδιακής παροχής (Waldrop et al. 2011). Επιπλέον, η αρτηριακή πίεση του αίματος ρυθμίζεται για να διατηρηθεί η επαρκής διάχυση των ζωτικών οργάνων χωρίς υπερβολικές διακυμάνσεις της πίεσης (Nobrega et al., 2014). Οι ρυθμίσεις του αυτόνομου νευρικού συστήματος χαρακτηρίζονται από παρασυμπαθητική απόσυρση και συμπαθητική ενεργοποίηση με σκοπό την αύξηση της καρδιακής συχνότητας και του όγκου παλμού (Nobrega et al., 2014). Ο πνευμονικός αερισμός αυξάνεται ταχύτατα και σε μεγάλο βαθμό από την πρώτη αναπνοή κατά την έναρξη της δυναμικής άσκησης και, αυτή η αύξηση του αερισμού είναι στενά συνδεδεμένη με το φόρτο της άσκησης ή το μεταβολικό ρυθμό και ονομάζεται υπέρπνοια άσκησης (Ishida & Miyamura, 2012).

Μελέτες έχουν επιδείξει ότι υπάρχει ένας **κεντρικός μηχανισμός εντολών** που διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στον προσδιορισμό των καρδιοαναπνευστικών αποκρίσεων σε δυναμική και στατική άσκηση (Myhre & Andersen, 1971; Muza et al., 1983; Wasserman et al., 1986; Krogh & Lindhard, 1913; Fordyce et al., 1982; Freyschuss, 1970; Leonard et al., 1985; Asmussen et al., 1965; Galbo et al., 1987). Η κεντρική εντολή συνίσταται στην ενεργοποίηση περιοχών του εγκεφαλικού φλοιού που είναι υπεύθυνες για το σωματοκινητικό έλεγχο. Οι περιοχές αυτές επηρεάζουν επίσης και τις περιοχές καρδιαγγειακού και αναπνευστικού ελέγχου που εντοπίζονται στο προμήκη, μεσολαβώντας στις αυτόνομες αποκρίσεις που είναι κρίσιμες για την καρδιαγγειακή και αναπνευστική ρύθμιση κατά τη διάρκεια της άσκησης (Nobrega et al., 2014). Δεδομένα υποδεικνύουν ότι ο μηχανισμός της κεντρικής εντολής στο αναπνευστικό πηγάζει από τον υποθάλαμο και τον εγκεφαλικό φλοιό (Mateika & Duffin, 1995). Οι άμεσες μεταβολές στη διεγερσιμότητα των αυτόνομων νευρικών συστημάτων προς την καρδιά, τα αγγεία και το αναπνευστικό, ως αποτέλεσμα της στρατολόγησης κινητικών μονάδων συνθέτουν την καρδιοαναπνευστική

απάντηση. Ειδικότερα, το πατέντο της κεντρικής εντολής είναι το εξής: στη στατική άσκηση φαίνεται ότι ο ρυθμός και το μέγεθος της απάντησης του αναπνευστικού είναι ανάλογο της αναπτυσσόμενης έντασης της άσκησης, ενώ στη δυναμική (αερόβια) άσκηση παρατηρείται μια άμεση αύξηση του πνευμονικού αερισμού, η οποία εξομαλύνεται στα πρώτα 2 με 5 λεπτά της άσκησης, σχηματίζει πλατό και με το πέρας της άσκησης μειώνεται δραματικά, ώστε τελικά να επιστρέψει σταδιακά στα επίπεδα ηρεμίας (Waldrop et al. 2011). Άλλοι μηχανισμοί, συμπεριλαμβάνουν ένα **περιφερικό αναδραστικό αντανακλαστικό** που προέρχεται από τους σκελετικούς μύες και δρα συνεργικά με τον κεντρικό μηχανισμό ώστε να παρέχει την κατάλληλη καρδιοαναπνευστική απάντηση στην εκάστοτε ένταση της άσκησης. Η σχετική σημασία της κεντρικής εντολής και του αντανακλαστικού της περιφερικής ανάδρασης για τον προσδιορισμό των καρδιοαναπνευστικών αποκρίσεων στην άσκηση εξαρτάται από τον τύπο άσκησης (στατική ή δυναμική), την ένταση της άσκησης, τον χρόνο μετά την έναρξη της άσκησης (π.χ. άμεσα, φάση σταθεροποίησης- “steady state”, ή εξάντληση) και την αποτελεσματικότητα των καρδιοαναπνευστικών προσαρμογών για την αντιμετώπιση των αυξημένων μεταβολικών αναγκών των μυών της σύσπασης (Waldrop et al. 2011). Τα δεδομένα υποδηλώνουν ότι η κεντρική εντολή είναι ένας μηχανισμός που μπορεί να λειτουργεί και ανεξάρτητα της πραγματικής κίνησης, ενώ τα προσαγωγά ερεθίσματα από τους σκελετικούς μύες είναι αυτά τα οποία καθορίζουν και το μέγεθος της καρδιοαναπνευστικής απάντησης που απαιτείται για τη διατήρηση μιας δεδομένης μεταβολικής ζήτησης (Nobrega et al., 2014, Ishida & Miyamura, 2012)

Η **βραχύχρονη ενίσχυση (Short term potentiation- STP)** προέρχεται ετυμολογικά από τον μηχανισμό της βραχύχρονης μνήμης (**Short term memory**). Είναι ένας αυτοενισχυόμενος μηχανισμός που εντοπίζεται στην γεφυροπρομηκική περιοχή. Με την έννοια “αυτοενισχυόμενος”, περιγράφεται η ιδιότητα του μηχανισμού στο να παρατείνει την αναπνευστική απάντηση μετά το πέρας ενός ερεθίσματος (Mateika & Duffin, 1995). Με άλλα λόγια, παραδείγματος χάρη, η STP μπορεί να αντιπροσωπεύει την **σταδιακή** φθίνουσα πορεία των αναπνευστικών παραμέτρων στο επίπεδο ηρεμίας μετά την εφαρμογή έντονης νευρωνικής δραστηριότητας προερχόμενης από ερέθισμα (π.χ. άσκηση). Περιγράφει την ιδιότητα των νευρώνων του αναπνευστικού συστήματος να «θυμούνται» μια πρότερη κατάσταση, πριν την εφαρμογή ενός ερεθίσματος το οποίο θα οδηγούσε σε μια αναπνευστική απάντηση. Είναι σημαντικός στη δυναμική και το εύρος της αναπνευστικής απάντησης στην άσκηση (Waldrop et al., 2011). Η STP φαίνεται να είναι μια εσωτερική διαδικασία των νευρώνων του συστήματος που ελέγχει την αναπνοή, απέναντι στη δική του

αυξημένη δραστηριότητα, αλλά είναι σαφές ότι δεν είναι προκύπτει ως απάντηση σε συγκεκριμένο ερέθισμα. Με την επίδραση της STP, η τελική αναπνευστική απόκριση σε ένα ερέθισμα μπορεί να είναι μεγαλύτερη σε διάρκεια από την άμεση επίδραση του ερεθίσματος καθαυτού. Αυτή η ιδιότητα, συνδυαστικά με την βραδύτητα των αλλαγών στο αναπνευστικό σύστημα, οδηγεί σε μια συνολική ικανότητα ενσωμάτωσης και εξομάλυνσης των επιπτώσεων που μπορεί να έχει μια σωρεία ερεθισμάτων (ή τροποποιήσεων των ερεθισμάτων) αποτρέποντας τελικά την μεγάλες και γρήγορες αλλαγές στον αερισμό. Έτσι, κλινικά, φαίνεται να είναι ένας σημαντικός παράγοντας για τη διατήρηση της σταθερότητας της αναπνοής και για την πρόληψη της άπνοιας μετά από υπεραερισμό (Waldrop et al. 2011; Tawadrous et al, 1974). Πιθανόν ο μηχανισμός αυτός να εμποδίζει ακραίες τιμές αερισμού κατά τη μετάβαση από την ηρεμία στην άσκηση και το αντίστροφο (Waldrop et al. 2011, Ahmed et al, 1993; Fregosi, 1991; Georgopoulos et al, 1990).

Υπάρχει σε σημαντικό βαθμό τεκμηρίωση της θετικής ανταπόκρισης του αναπνευστικού και του καρδιαγγειακού συστήματος κατά την εθελούσια ενεργητική άσκηση αλλά και σε διάφορες λειτουργικές δοκιμασίες. Μάλιστα αυτή η ανταπόκριση φαίνεται πως εξαρτάται από τη διάρκεια, την ένταση και το είδος της άσκησης. Τυχαιοποιημένες μελέτες έδειξαν ότι η μέγιστη και υπομέγιστη αερόβια άσκηση είναι σε θέση να βελτιώσει, έως και 25%, την αρχική φυσική κατάσταση (Nuhr et al., 2004). Μελέτη έδειξε ότι ασθενείς με χρόνια καρδιακή ανεπάρκεια, με 3-6 μήνες άσκηση, αυξάνουν την προσλαμβανόμενη ποσότητα οξυγόνου, έως και 36%, μειώνουν την καρδιακή συχνότητα και την συστολική αρτηριακή πίεση (Ades, 2001) με συνοδή εμφανή μετατροπή στην αιμοδυναμική λειτουργία και στην αυτόνομη ρύθμιση (Fletcher et al., 2001).

Κατά τη σύντομη διάρκεια ελαφριά έως μέτρια αερόβια άσκηση, το κλάσμα εξώθησης, ο όγκος παλμού, η καρδιακή συχνότητα και η συστολική πίεση αυξάνονται με ρυθμό υψηλό κατά την έναρξη της άσκησης και φτάνουν στη σταθερή φάση μέσα σε περίπου δύο λεπτά. Η διαστολική πίεση παραμένει σχετικά ίδια και οι αγγειακές αντιστάσεις σταθεροποιούνται μετά από ταχεία πτώση (Plowman & Smith, 2017).

Κατά τη μεγάλη διάρκεια μέτρια προς βαριά αερόβια άσκηση, το κλάσμα εξώθησης, ο όγκος παλμού, η καρδιακή συχνότητα και η συστολική πίεση αυξάνονται γρήγορα αλλά όχι τόσο, όσο στις σύντομης διάρκειας ελαφριά έως μέτρια αερόβια άσκηση. Όταν φτάσουν τη σταθερή φάση το κλάσμα εξώθησης παραμένει σταθερό λόγω της πτώσης του όγκου παλμού και της αύξησης του καρδιακού ρυθμού. Η συστολική πίεση και οι αγγειακές αντιστάσεις ενδεχομένως να μειωθούν κατά τη διάρκεια της βαριάς

παρατεταμένης άσκησης. Αυτές οι μεταβολές συνοδεύονται με αύξησης της θερμοκρασίας του σώματος (Plowman & Smith, 2017).

Κατά την αερόβια άσκηση αυξανόμενης έντασης, το κλάσμα εξώθησης, ο όγκος παλμού, η καρδιακή συχνότητα και η συστολική πίεση αυξάνονται με τρόπο ανάλογο προς αυξανόμενο φορτίο. Ο όγκος παλμού αρχικά αυξάνεται και στη συνέχεια σταθεροποιείται σε φορτίο ανάλογο του 40 – 50% του VO₂max σε φυσιολογικούς νεαρούς ενήλικες. Οι αγγειακές αντιστάσεις μειώνονται και φτάνουν τις ελάχιστες τιμές κατά τη μέγιστη άσκηση (Plowman & Smith, 2017).

Η στατική σύσπαση (ισομετρική συστολή) συμβαίνει επανειλημμένα κατά τις καθημερινές δραστηριότητες, όπως η ανύψωση και η μεταφορά βαρέων αντικειμένων και είναι κοινή μορφή δραστηριότητας που αντιμετωπίζουν πολλοί επαγγελματίες, ιδιαίτερα στις κατασκευαστικές εργασίες. Επιπλέον, ένας μεγάλος αριθμός των αθλητικών και ψυχαγωγικών δραστηριοτήτων έχουν στατική συνιστώσα. Η καρδιακή παροχή αυξάνεται κατά τη διάρκεια στατικών συσπάσεων λόγω της αύξησης του καρδιακού ρυθμού, με το μέγεθος της αύξησης εξαρτάται από την ένταση της άσκησης. Ο όγκος παλμού παραμένει σχετικά σταθερός κατά τη διάρκεια συστολών χαμηλής έντασης και μειώνεται κατά τις υψηλής έντασης συστολές, ενώ παρατηρείται ιδιαίτερη αύξηση του μετά το πέρας υψηλής έντασης συστολή. Η καρδιακή συχνότητα αυξάνεται κατά τη διάρκεια της στατικής άσκησης. Το μέγεθος και ο ρυθμός αύξησης της εξαρτάται από την ένταση της συστολής. Όσο μεγαλύτερη η ένταση, τόσο μεγαλύτερη η απάντηση του καρδιακού ρυθμού. Η στατική άσκηση χαρακτηρίζεται από μια άμεση αύξηση της συστολικής και διαστολικής πίεσης, που στη βιβλιογραφία ορίζεται ως “pressor response” και κατά συνέπεια και της μέσης αρτηριακής πίεσης. Όπως και κάθε μυϊκή δράση, έτσι και η ισομετρική συστολή αυξάνει τις μεταβολικές απαιτήσεις του ενεργού μυός. Ωστόσο στην ισομετρική συστολή, η υψηλή ενδομυϊκή πίεση καταλήγει σε μηχανικό περιορισμό των αγγείων, με συνέπεια τη παρεμπόδιση της αιματικής ροής και τελικά τη συσσώρευση παραπροϊόντων του μεταβολισμού. Αυτά τα χημικά προϊόντα ερεθίζουν τις απολήξεις των αισθητικών νεύρων γεγονός που οδηγεί σε ένα “pressor response” και μια πολύ μεγαλύτερη αύξηση της μέσης αρτηριακής πίεσης σε σχέση με την αερόβια άσκηση, αλλά και παρόμοια κατανάλωση ενέργειας (Plowman & Smith, 2017).

Η άσκηση του άνω μέρους του σώματος πραγματοποιείται συνήθως σε ποικιλία των βιομηχανικών, γεωργικών, στρατιωτικών και αθλητικών δραστηριοτήτων. Υπάρχουν ορισμένες σημαντικές διαφορές στις απαντήσεις του καρδιαγγειακού συστήματος ανάλογα

με το αν η άσκηση εκτελείται με μύες των άνω ή των κάτω άκρων (κυκλοεργόμετρο άνω και κάτω άκρων αντίστοιχα). Υψηλότερες τιμές στη μέγιστη πρόσληψη οξυγόνου επιτυγχάνονται κατά τη διάρκεια της αερόβιας άσκησης των κάτω άκρων. Σε τιμές πρόσληψης οξυγόνου που αναλογούν σε υπομέγιστη ένταση άσκησης, το κλάσμα εξώθησης φαίνεται να είναι το ίδιο για τα άνω και τα κάτω άκρα, με το μηχανισμό, ωστόσο, που επιτυγχάνεται, να διαφέρει. Η άσκηση με τα άνω άκρα σε υπομέγιστη ένταση έχει ως αποτέλεσμα χαμηλότερο όγκο παλμού και υψηλότερη καρδιακή συχνότητα, αρτηριακή πίεση και περιφερικές αγγειακές αντιστάσεις σε σχέση με την άσκηση με τα κάτω άκρα. Ο υψηλότερος καρδιακός ρυθμός, αρτηριακή πίεση και περιφερικές αγγειακές αντιστάσεις, πιστεύεται ότι αντανακλούν μια μεγαλύτερη συμπαθητική διέγερση κατά τη διάρκεια της άσκησης των άνω άκρων σε σχέση με τα κάτω άκρα. Ο χαμηλότερος όγκος παλμού κατά την άσκηση με άνω άκρα αποδίδεται στην απουσία της μυϊκής αντλίας που παρατηρείται στην άσκηση με τα κάτω άκρα και επιφέρει μεγαλύτερη φλεβική επιστροφή. Οι διαφορετικές καρδιαγγειακές αποκρίσεις σε δεδομένο επίπεδο άσκησης για τα άνω και κάτω άκρα υποδεικνύει ότι η συνταγογράφηση άσκησης για τα άνω άκρα δεν δύναται να βασιστεί σε δεδομένα που προκύπτουν από δοκιμασίες που περιλαμβάνουν κάτω άκρα. Επιπροσθέτως, η άσκηση με τα άνω άκρα σχετίζεται με υψηλότερη καρδιαγγειακή επιβάρυνση, γεγονός που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά τη συνταγογράφηση άσκησης σε άτομα με καρδιαγγειακή παθολογία (Plowman & Smith, 2017).

2.2 ΑΠΟΚΡΙΣΗ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΚΑΙ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΣΤΟΝ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟ ΝΕΥΡΟΜΥΙΚΟ ΕΡΕΘΙΣΜΟ

Επιπλέον, ακόμη και σε μια συνεδρία ΗΝΜΕ φαίνεται να υπάρχουν θετικά αποτελέσματα σε ότι αφορά την **καρδιαγγειακή και αναπνευστική απόκριση**. Οι μελέτες που πραγματοποιήθηκαν είχαν ως βάση μια μονή συνεδρία ΗΝΜΕ, με το φάσμα των παραμέτρων και των μυϊκών ομάδων που επιστρατεύτηκαν να ποικίλει. Οι Silen et al (2008 & 2010) πραγματοποίησαν μελέτες με μία μονή συνεδρία ΗΝΜΕ στον τετρακέφαλο μυ, χρησιμοποιώντας 8 ηλεκτρόδια (4 στο κάθε άκρο) και συμμετρικό διφασικό τετράγωνο παλμό στα 75Hz, κύκλο λειτουργίας 6s on και 29s off, χρόνο παλμού στα 410μs και συνολική διάρκεια 21 λεπτών. Στην πρώτη, σε 13 ασθενείς με ΧΑΠ, με μέτρια προς σοβαρή νόσο (GOLD II: n = 6, GOLD III: n = 5 and GOLD IV: n = 2) (καταγράφηκε αυξημένη ζήτηση από το μεταβολικό σύστημα (VO₂, VE), συγκριτικά με την ηρεμία, με συνοδή μείωση από των συμπτωμάτων δύσπνοιας βάσει της Borg, (HNME=2). Στην δεύτερη

μελέτη χρησιμοποιήθηκε το ίδιο πρωτόκολλο με τη προηγούμενη ως υψίσυχο και ένα χαμηλόσυχο με συχνότητα 15Hz κύκλο λειτουργίας 8s on και 2s off, χρόνο παλμού στα 390μs και συνολική διάρκεια 29 λεπτών, σε 17 ασθενείς με σοβαρή ΧΑΠ (MRC=4). Αποτυπώθηκε αύξηση της κατανάλωσης οξυγόνου (O₂), των τιμών αερισμού (VE) και σημαντική μείωση των συμπτωμάτων δύσπνοιας και κόπωσης κατά την εφαρμογή HNME (Borg HNME δύσπνοιας και κόπωσης = 2 και 2 αντίστοιχα) και στις δύο συνθήκες χρήσης HNME (Silen et al., 2010). Οι Tanaka et al (2016), σε μία πρόσφατη μελέτη με δείγμα 34 ασθενών με οξύ έμφραγμα μυοκαρδίου, με μία μονή συνεδρία με HNME σε τετρακέφαλο και γαστροκνήμιο μυ, αποτύπωσαν βελτίωση της αιμάτωσης της περιφέρειας και της λειτουργίας του αγγειακού ενδοθηλίου, αύξηση του όγκου παλμού και του καρδιακού δείκτη και αύξηση του συμπαθητικού τόνου μέσω της αύξησης της LF power, ενός χαμηλόσυχου στοιχείου που καταγράφεται μέσω Holter και αντικατοπτρίζει τον συμπαθητικό τόνο. Ο Grosset et al (2013) μελέτησαν σε μια ωριαία συνεδρία τις καρδιοαναπνευστικές αποκρίσεις του HNME που εφαρμόστηκε στον τετρακέφαλο, σε δείγμα 9 ατόμων (6 γυναίκες, 2 άντρες) με νοσογόνο παχυσαρκία (BMI = 41,5 Kgr/m²). Εφαρμόστηκε ένα σύνθετο πρόγραμμα 4 διαφορετικών παλμών διφασικού συμμετρικού ρεύματος, με διάστημα 100μs ανάμεσα στο κάθε παλμό και συχνότητα 5Hz. Αποτύπωσαν σημαντική αύξηση της ΚΣ, της κατανάλωσης οξυγόνου (O₂), του αναπνευστικού πηλίκου και τη μέση κατανάλωση ενέργειας. Ωστόσο οι τιμές ήταν χαμηλότερες συγκριτικά με περπάτημα σε ταχύτητες 5 – 6 km/h. Οι Minoque et al (2014) σε μία έρευνα μονής συνεδρίας με δείγμα 11 υγιή άτομα ηλικίας 19 -53 ετών, (μέση ηλικία 35 έτη) εφάρμοσαν HNME στον τετρακέφαλο μυ. Το πρωτόκολλο αποτελούνταν από ένα συνεχές ρεύμα διφασικής, τετράγωνης κυματομορφής με διάρκεια φάσης 600ms. Κατέγραψαν αύξηση της κατανάλωσης οξυγόνου, του αερισμού και του λόγου ανταλλαγής αερίων, αλλά και πιο αργό ρυθμό μείωσης του VO₂ σε σχέση με τη τετανική ισομετρική σύσπαση. (Minogue, Caulfield & Lowery, 2014).

Από τα ανωτέρω προκύπτει ότι ο HNME, όχι μόνο επιδεικνύει θετική απόκριση του καρδιαγγειακού και αναπνευστικού συστήματος μετά από μια μονή συνεδρία σε ομάδες ασθενών και ενήλικες, αλλά παρουσιάζει και οφέλη μετά από σειρά συνεδριών.

2.3 ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΝΕΥΡΟΜΥΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΣΤΟ ΚΕΝΤΡΙΚΟ ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Η επίδραση του καταγιγισμού αισθητικών ερεθισμάτων κατά τη διάρκεια του ΗΝΜΕ δεν περιορίζονται μόνο στις συσπάσεις. Κατά την πορεία στο νωτιαίο μυελό και ανεβαίνοντας στον εγκέφαλο, τα πολλαπλά αισθητικά ερεθίσματα αυξάνουν τη δραστηριότητα στα νωτιαία και φλοιικά κυκλώματα που ελέγχουν την κίνηση και μπορεί να οδηγήσει σε βραχυχρόνια και μακροχρόνια νευροπλαστικότητα (Deuchert et al., 2002, Blickenstorfer et al., 2009). Η αύξηση της δραστηριότητας του ΚΝΣ συμβαίνει όχι μόνο κατά την εκμάθηση νέων δεξιοτήτων, αλλά και κατά τη διάρκεια της εξάσκησης με ΗΝΜΕ, αυξάνοντας την διεγερσιμότητα των ιδίων κυκλωμάτων του ΚΝΣ και ενδυναμώνει τα φλοιονωτιαία δεμάτια (Ridding et al. 2000; Bergquist et al., 2011). Παρά τους αναρίθμητους συνδυασμούς στις παραμέτρους του ΗΝΜΕ με σκοπό πρόκληση αλλαγών στο ΚΝΣ, η μεταβίβαση της ηλεκτρικής ώσης στα 100Hz φαίνεται να είναι ιδανική για την διεγερσιμότητα των φλοιονωτιαίων δεματιών, τουλάχιστον όσον αφορά τον πρόσθιο κνημιαίο (Mang et al., 2010; Bergquist et al., 2011). Φαίνεται να υπάρχει διαφορά στη διεγερσιμότητα των φλοιονωτιαίων δεματιών ανάμεσα στους μύες του άνω και του κάτω άκρου, με τους τελευταίους να επικρατούν, αφού παρατηρήθηκε εξάπλωση του ερεθίσματος σε ανταγωνιστές μύες που δεν βρίσκονταν υπό διέγερση (Bergquist et al., 2011; Kasai et al, 1992; Nielsen et al. 1992; Roy and Gorassini 2008; Thompson & Stein, 2004). Όταν λοιπόν εφαρμόζεται ΗΝΜΕ στους μύες του κάτω άκρου είναι πιο πιθανό να προκύψουν ευεργετικά αποτελέσματα στα κυκλώματα του ΚΝΣ που είναι υπεύθυνα για το κάτω άκρο. Αυτή η διαφορά πιθανόν να οφείλεται σε φυσιολογικές δομικές διαφορές των κυκλωμάτων του ΚΝΣ που ελέγχουν το άνω και το κάτω άκρο ή απλά να οφείλεται στη παραμετροποίηση (Bergquist et al., 2011). Γενικά, βελτιστοποιώντας την παραμετροποίηση μπορεί να μεγιστοποιηθεί η δυναμική των παρεμβάσεων με ΗΝΜΕ στο ΚΝΣ.

2.4 ΟΦΕΛΗ ΤΗΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΙΚΗΣ ΧΡΗΣΗΣ ΤΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΝΕΥΡΟΜΥΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ

Ο Ηλεκτρικός Νευρομυϊκός Ερεθισμός (ΗΝΜΕ) χρησιμοποιείται στην αποκατάσταση προκειμένου να βοηθήσει τους ασθενείς να βελτιώσουν την περιφερική κυκλοφορία αίματος, να αυξήσουν την μυϊκή τους δύναμη και την αντοχή, και να αναδημιουργήσουν την κινητική λειτουργία (Taylor et al, 2015; Lengeard et al, 2017; Lepley et al, 2015).

Οφέλη στο Νευρικό σύστημα

Μελέτες έχουν δείξει ότι, μέσω του HNME, προκαλούνται αλλαγές σε ό,τι αφορά την προσαρμογή του νευρικού συστήματος. Οι αλλαγές είναι ανάλογες με αυτές που απαντώνται κατά την ενεργητική σύσπαση του μυός, και που λαμβάνουν χώρα προτού γίνουν στο μυ αλλαγές δομικού χαρακτήρα (Maffiuletti, 2013). Πιο συγκεκριμένα, οι μυϊκές απαντήσεις κατά την θεραπεία με HNME είναι εφάμιλλες με τις ενεργητικής σύσπασης σε νευρολογικό και κυτταρικό επίπεδο, αφού σε διάστημα ενός μηνός, δεν περιορίζεται μόνο στη μείωση του ρυθμού απώλειας της μυϊκής μάζας αλλά αυξάνει τη μυϊκή δύναμη (Colson 2010; Trimble 1991). Ο μηχανισμός δράσης έγκειται στην διευκόλυνση της διαδικασίας νευροπλαστικότητας του κεντρικού νευρικού συστήματος μέσω αύξησης των προσαγωγών ερεθισμάτων (Schuhfried et al, 2012). Προ υπάρχουσες λειτουργικές και μη στρατολογημένες νευρικές συνδέσεις ενεργοποιούνται ή σταματά η αναστολή τους σε άτομα με βλάβες κεντρικού νευρικού συστήματος (Cauraugh & Kim, 2002, Weingarden & Ring, 2006). Η επαναλαμβανόμενη κίνηση μέσω ηλεκτρικής μεσολάβησης φαίνεται να δραστηριοποιεί τον σωματοαισθητικό φλοιό και την συμπληρωματική κινητική περιοχή όπως φάνηκε μέσω fMRI σε υγιή άτομα και ασθενείς με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (Han et al, 2003; Kimberley et al, 2004; Shin, 2008) ενώ βελτιώσεις σε λειτουργικό επίπεδο συνοδεύονται με αυξημένα μοτίβα φλοιϊκής ενεργοποίησης σε ασθενείς με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (von Lewinsky et al, 2009).

Οφέλη στο μυϊκό σύστημα

Τα οφέλη του HNME στο μυϊκό σύστημα είναι καλώς διατυπωμένα. Συγκεκριμένα, αποτέλεσμα μελέτης του Banerjee et al (2005) αποτέλεσε ότι ο HNME μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ενήλικες με καθιστό τρόπο ζωής αυξάνοντας σημαντικά εκτός των άλλων τη μυϊκή δύναμη του τετρακεφάλου. Ανάλογα ήταν και τα αποτελέσματα του Parker et al (2003), όταν παρατήρησαν αύξηση της μυϊκής δύναμης του τετρακεφάλου μετά από 4 εβδομάδες εφαρμογής HNME. Ένα εξίσου χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η εφαρμογή του HNME σε αθλητές μετά την προπόνηση, όπου προσφέρει καλύτερη αιμάτωση στους μύες συμβάλλοντας έτσι στην γρηγορότερη αποκατάσταση, ως άμεση αποθεραπεία μετά την προπόνηση (Taylor et al, 2015). Ο HNME φαίνεται να είναι μια ενδιαφέρουσα τεχνική άσκησης, ιδανική για άτομα με λιγότερη δραστηριότητα και προχωρημένη ηλικία, βοηθώντας τα να αυξήσουν σημαντικά τη μυϊκή τους δύναμη μέσω μοριακών αλλαγών στη φυσιολογία του μυός (Langeard et al., 2017).

Οφέλη στο καρδιοαναπνευστικό σύστημα

Θετικά δείχνουν να είναι τα αποτελέσματα του HNME στο καρδιοαναπνευστικό σύστημα ως εναλλακτική μορφή ή συμπληρωματική άσκηση σε υγιείς και πάσχοντες. Ο HNME φαίνεται να βελτιώνει σε υγιείς ενήλικες την καρδιοαναπνευστική λειτουργική ικανότητα μετρημένη μέσω της πρόσληψης οξυγόνου, της διανυόμενης απόστασης, την μέγιστη τη συστολική αρτηριακή πίεση ηρεμίας και τη μέγιστη καρδιακή συχνότητα (Lee et al, 2012; Banerjee et al, 2005). Πιο ειδικά, σε μελέτη με συνολικά 29 συνεδρίες HNME σε τετρακέφαλο και οπίσθιους μηριαίους μύες, σε 15 υγιείς ηλικίας 25 έως 72 ετών και μέση ηλικία τα 48.3 έτη, καταγράφηκε αύξηση κατανάλωσης οξυγόνου και των διανυόμενων μέτρων απόστασης κατά την 6λεπτη δοκιμασία βάρδισης (Banerjee et al., 2005). Σε άλλη τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη διατυπώθηκε η μακροπρόθεσμη μείωση συστολικής αρτηριακής πίεσης, μετά από δύο εβδομάδες εφαρμογής HNME στον τετρακέφαλο μυ, χρησιμοποιώντας δείγμα 36 υγιών ατόμων με μέσο όρο ηλικίας 30 ετών, με την ομάδα ελέγχου να αποτελείται από 17 άτομα που έλαβαν ηλεκτρικό ερεθισμό μέχρι το αισθητικό κατώφλι χωρίς μυϊκή σύσπαση (Lee et al., 2012). Επίσης, μελέτη, διάρκειας τεσσάρων εβδομάδων κατέγραψε αύξηση της καρδιακής συχνότητας, μετά από δώδεκα συνεδρίες HNME με διαβάθμιση της έντασης ανά τις συνεδρίες και κατά τη διάρκεια εφαρμογής, σε συνολικά 16 υγιή άτομα ηλικίας 22 έως 34 ετών (Crognale et al., 2013). Αρκετές μελέτες έχουν επιδείξει ανάλογα συμπεράσματα σε ασθενείς με χρόνια καρδιακή ανεπάρκεια (ΧΚΑ) και χρόνια αναπνευστική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ), καθιστώντας τον HNME μια ιδανική εναλλακτική μορφή άσκησης που δεν εκλύει δύσπνοια και κόπωση, τα κύρια προβλήματα δηλαδή των προαναφερθέντων ομάδων (Sillen et al, 2009; Vieira et al., 2014; Neto et al., 2016; Schardong et al., 2017).

Οφέλη στην αποκατάσταση

Ο HNME ως τεχνική αποκατάστασης βρίσκει εφαρμογή σε ένα ευρύ φάσμα κλινικών καταστάσεων. Αρχικά σε καταστάσεις του μυοσκελετικού, φαίνεται ότι συμβάλλει στη βελτίωση της δύναμης των περιφερικών μυών μετά από κάκωση (Lepley, Wojtys & Palmieri-Smith, 2015), μειώνει τον πόνο, βελτιώνει τη δύναμη και τη λειτουργικότητα των περιφερικών μυών, και αυξάνει τη διανυόμενη απόσταση σε οστεοαρθρίτιδα γόνατος (Laufer, Shtraker & Gabyzon, 2014), ενώ μετά από αρθροπλαστική ισχίου ο HNME συμβάλλει στη βελτίωση της δύναμης του τετρακέφαλου μυός, παρέχοντας ισορροπία δύναμης μεταξύ των δύο κάτω άκρων (Broderick et al., 2013). Αναφορικά με τους βαρέως πάσχοντες που νοσηλεύονται σε ΜΕΘ, ο HNME συμβάλλει στη μείωση ποσοστού απώλειας

της μυϊκής μάζας, αυξάνοντας τη δύναμη των περιφερικών μυών κάτι το οποίο οδηγεί σε μείωση του χρόνου παραμονής του ασθενούς σε μηχανική υποστήριξη της αναπνοής και πιο γρήγορο απογαλακτισμό (Akar et al., 2015). Σε παθήσεις νευρολογικής φύσεως ή σημειολογίας (Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο, Ημιπληγία και Σκλήρυνση Κατά Πλάκας), ο συνδυασμός ΗΝΜΕ και βάδισης ή ποδηλασίας, επιδρά στη βελτίωση της δύναμης των περιφερικών μυών, της ικανότητας σύσπασης μυϊκών ομάδων, με αποτέλεσμα καλύτερη ισορροπία και μεγαλύτερη διανυόμενη απόσταση (Lee and Jeong, 2016). Κατά το κλινοστατισμό, ο ΗΝΜΕ συμβάλει στην πρόληψη των επιπτώσεων του, όπως η μείωση της διατομής της μυϊκής μάζας του τετρακεφάλου μυός (Puthuchearu et al., 2013) και η μείωση της αναλογίας νηματίων μυοσίνης - ακτίνης, η οποία έχει ως συνέπεια την αδυναμία του ασθενή να εκτελέσει ενεργητική συστολή (Llano-Diez et al., 2012), ενώ, μετά από χειρουργική επέμβαση, βελτιώνει τη μυϊκή μάζα και, κατ' επέκταση, τη μυϊκή δύναμη (Fischer et al., 2016). Τέλος, κατά τη διαδικασία της γήρανσης, όπου οι ηλικιωμένοι χάνουν σταδιακά μυϊκή μάζα, ο ΗΝΜΕ, βελτιώνοντας τους χρόνους βάδισης, καθώς και την ικανότητα ισορροπίας, μειώνει τον αριθμό πτώσεων (Langeard et al., 2017).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1 ΣΥΜΜΕΤΕΧΟΝΤΕΣ

Δεκαπέντε (15) νεαροί άνδρες, ηλικίας από 18 έως 30, με ήπια ή μέτρια φυσική δραστηριότητα, συμπεριελήφθησαν στη μελέτη, με ελεύθερο παθολογιών ιατρικό ιστορικό. Η αναζήτηση και πρόσκληση τους έγινε προφορικά μέσω κοινού εργασιακού και εκπαιδευτικού περιβάλλοντος. Τα άτομα που συμμετείχαν είναι φυσικοθεραπευτές ή φοιτητές φυσικοθεραπείας, γεγονός που συνέδραμε στην ευκολότερη κατανόηση και εφαρμογή του πρωτοκόλλου. Κάθε ένας από τους συμμετέχοντες πήρε μέρος στη συνθήκη της ηλεκτροδιέγερσης (ΗΔ) και στη συνθήκη της εθελούσιας συστολής (ΕΣ).

Ακατάλληλοι για συμμετοχή θεωρήθηκαν άτομα με οποιαδήποτε αναπνευστική ή καρδιαγγειακή νόσο, με νευρομυοσκελετικές διαταραχές, παχυσαρκία και μεταλλικά εμφυτεύματα.

Το ερευνητικό πρωτόκολλο εγκρίθηκε από την Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας του ΑΤΕΙ Στερεάς Ελλάδας, με το απόσπασμα απόφασης Νο 53 και είναι κοντά στα διεθνή πρότυπα ηθικής πρακτικής και δεοντολογίας τα οποία συνάδουν με την αξία του σεβασμού προς του εθελοντές που θα συμμετάσχουν. Οι συμμετέχοντες έλαβαν και συμπλήρωσαν έντυπο ενημέρωσης και συγκατάθεσης.

3.2 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ

Ο ερευνητικός σχεδιασμός που ακολουθήθηκε ήταν προ - πειραματικός και είχε την ακόλουθη μορφή:

A → ΗΔ → ΕΣ

όπου Α η διαδικασία μετρήσεων του καρδιοαναπνευστικού στην ηρεμία, ΗΔ η διαδικασία μετρήσεων του καρδιοαναπνευστικού στη συνθήκη της ηλεκτροδιέγερσης και ΕΣ η διαδικασία μετρήσεων του καρδιοαναπνευστικού στη συνθήκη της εθελούσιας συστολής.

Στη παρούσα μελέτη, σε μια μόνη συνεδρία, πραγματοποιήθηκε σύσπαση του τετρακεφάλου μυός, μέσω ηλεκτροδιέγερσης και μέσω εθελούσιας σύσπασης του

τετρακεφάλου μυός, παρόμοιας έντασης και διάρκειας. Ακολουθήθηκε η ίδια σειρά στην εκτέλεση των συνθηκών και δεν υπήρξε τυχαιοποίηση μεταξύ των συνθηκών. Παράλληλα καταγράφηκαν παράμετροι απόκρισης του καρδιαγγειακού και αναπνευστικού. Το πρωτόκολλο που ακολουθήθηκε έχει χρησιμοποιηθεί σε άλλες μελέτες από τους Silen και συνεργάτες. (Silen et al, 2008 & 2010 & 2011 & 2014)

3.3 ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

Φορητή συσκευή εργομετρίας

Η φορητή συσκευή εργομετρίας που χρησιμοποιήθηκε είναι η METAMAX 3B. Βαθμονομήθηκε (Calibration) πριν την κάθε μέτρηση, προσαρμόστηκε και τοποθετήθηκε στον κάθε συμμετέχοντα καθ' όλη τη διάρκεια της συνεδρίας, καταγράφοντας τιμές οξυγόνου, διοξειδίου του άνθρακα πριν, κατά τη διάρκεια και μετά το πέρας της συνεδρίας. Οι παράμετροι του καρδιοαναπνευστικού συστήματος (π.χ. πνευμονικός αερισμός, η πρόσληψη οξυγόνου, αναπνεόμενος όγκος, αναπνευστική συχνότητα, οξυγόνο παλμού και η καρδιακή συχνότητα) που καταγράφηκαν ήταν ανά τρεις αναπνοές. Η εγκυρότητα και αξιοπιστία της συσκευής METAMAX 3B έχει μελετηθεί εκτενώς και παράγει αποδεκτά σταθερά αξιόπιστα και έγκυρα αποτελέσματα ($0.76 < ICC < 0.97$) (Macfarlane & Wong, 2012; Polese et al, 2015).

Ισοκινητικό δυναμόμετρο

Η συσκευή ισοκινητικού δυναμόμετρου που χρησιμοποιήθηκε είναι το Biodex system 3. Οι Drouin και συνεργάτες (2004) κατέληξαν πως η προαναφερθείσα συσκευή έχει αποδεκτή μηχανική αξιοπιστία και εγκυρότητα σε όλες τις εξεταζόμενες μεταβλητές ($0.99 < ICC < 1.00$).

Συσκευή ηλεκτροθεραπείας

Για την ηλεκτροδιέγερση χρησιμοποιήθηκε η συσκευή ηλεκτροθεραπείας του εργαστηρίου του ΤΕΙ Στερεάς Ελλάδας, Enraf Nonius Myomed 932. Χρησιμοποιήθηκαν στο σύνολο 4 ηλεκτρόδια των 2 καναλιών. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων του HNME έγινε κατά τέτοιο τρόπο ώστε να βρίσκονται κατά μήκος του κινητικού σημείου του τετρακεφάλου μυός του κυρίαρχου ποδιού, δηλαδή στο κινητικό σημείο. Συγκεκριμένα, τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν διαδερμικά στο μηριαίο κατά μήκος του μυός, το ένα ηλεκτρόδιο 5cm κάτω από τη βουβωνική περιοχή και το άλλο 3cm πάνω από το περίγραμμα της επιγονατίδας για καθένα από τα δυο κυκλώματα. Η τοποθέτηση ήταν σταυρωτή, έτσι

ώστε η περιοχή συμβολής να συμπίπτει με το κινητικό σημείο (Silen et al, 2008 & 2010 & 2011). Το μέγεθος των ηλεκτροδίων ήταν σταθερό (5x3 cm). Τα ηλεκτρόδια σταθεροποιήθηκαν με τη χρήση ελαστικών αυτοκόλλητων ιμάντων.

Αξιολόγηση φυσικής δραστηριότητας και υγείας

Η αξιολόγηση της σωματικής υγείας κάθε συμμετέχοντα πραγματοποιήθηκε με τη λήψη του ιστορικού (σωματομετρικά στοιχεία, στοιχεία γέννησης, ατομικό και οικογενειακό ιατρικό ιστορικό), ενώ η αξιολόγηση της σωματικής δραστηριότητας έγινε με τη χρήση του ερωτηματολογίου IPAQ Gr. Το ερωτηματολόγιο IPAQ είναι ένα συχνά χρησιμοποιούμενο εργαλείο για την αξιολόγηση της φυσικής δραστηριότητας. Έχει επιδείξει καλή αξιοπιστία και εγκυρότητα, τόση όση και άλλα ανάλογα ερωτηματολόγια που απαντώνται απευθείας απ' τον ερωτώμενο. Επιγραμματικά, ο σκοπός του είναι να αποτυπώσει την έντονη, μέτρια και ήπια (περπάτημα) φυσική δραστηριότητα στις προηγούμενες 7 ημέρες, παράγοντας ένα συνολικό σκορ εκφρασμένο σε MET- λεπτά ανά εβδομάδα. Αξιολογεί τη σωματική δραστηριότητα σε ένα σύνολο από τομείς που περιλαμβάνουν: τη δραστηριότητα κατά τη διάρκεια της δουλειάς, κατά τη διάρκεια της καθημερινής μετακίνησης, αυτών που σχετίζονται με τις δουλειές του σπιτιού, δραστηριότητα στον ελεύθερο χρόνο και χρόνο που περνάμε καθήμενοι. Με βάση το σκορ αυτό η φυσική κατάσταση κατατάσσεται σε χαμηλή, μέτρια και υψηλή (Parathanasiou et al, 2009).

Άλλα εργαλεία

Η μέτρηση ύψους των συμμετεχόντων έγινε με σταθερά τοποθετημένο αναστημόμετρο, ενώ η μέτρηση του βάρους με ζυγό ρυθμιζόμενων βαρών και μέσω των αποτελεσμάτων υπολογίστηκε ο δείκτης μάζας σώματος (BMI) σε kg/m^2 .

Για το προσδιορισμό του βαθμού ενόχλησης του ρεύματος και της εργομετρικής μάσκας χρησιμοποιήθηκε η οπτική αναλογική κλίμακα (Visual Analogue Scale – VAS). Αποτελείται από μια ευθεία γραμμή μήκους δέκα εκατοστών της οποίας το ένα άκρο αντιστοιχεί σε καθόλου πόνο και το άλλο στο χειρότερο πόνο. Επιδεικνύει καλή αξιοπιστία και εγκυρότητα στην εκτίμηση του οξέος πόνου, όσο και στην ανίχνευση μεταβολών στην ένταση του ($0.96 < \text{ICC} < 0.98$) (Bijur et al., 2001). Ο εξεταζόμενος σημειώνει πάνω στη γραμμή το σημείο που προσεγγίζει καλύτερα την ένταση του πόνου του. Δεν μπορεί να

χρησιμοποιηθεί προφορικά και έτσι εμφανίζονται πρακτικές δυσκολίες στην εφαρμογή της σε άτομα με έντονο πόνο (Williamson et al., 2005). Τέλος, απαιτεί από τον εξεταζόμενο να έχει την ικανότητα να αντιληφθεί την αφηρημένη έννοια της ευθείας γραμμής η οποία αντιστοιχεί στην αίσθηση του πόνου και επομένως δεν μπορεί εύκολα να χρησιμοποιηθεί σε άτομα χαμηλού μορφωτικού επιπέδου, παιδιά ή ηλικιωμένους (Williamson et al., 2005).

3.4 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

Οι συμμετέχοντες προσήλθαν στο εργαστήριο του ΤΕΙ Στερεάς Ελλάδας, αφού είχε προηγηθεί έντυπη αλλά και προφορική καθοδήγηση αναφορικά με τη διαδικασία. Ζητήθηκε από τους συμμετέχοντες να φέρουν αθλητική ένδυση.

3.4.1 ΒΑΣΙΚΕΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ

Αρχικά, είχε ληφθεί το ιστορικό και έγιναν οι σωματομετρικές μετρήσεις (ύψος και βάρος). Ζητήθηκε από τους εθελοντές να συμπληρώσουν το ερωτηματολόγιο IPAQ Gr και στη συνέχεια έγινε η επίδειξη του εξοπλισμού ηλεκτροδιέγερσης, της φορητής συσκευής εργομετρίας και του ισοκινητικού δυναμόμετρο. Όλοι οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν τρεις μέγιστες προσπάθειες ισομετρικής έκτασης γόνατος στις 60 μοίρες κάμψης στο ισοκινητικό δυναμόμετρο, εκ των οποίων επιλέχθηκε αυτή με την υψηλότερη τιμή ροπής (Minoque et al, 2014; Griffin et al, 1993). Ανάμεσα στις προσπάθειες παρεμβλήθηκε διάλειμμα ενός λεπτού. Η θέση προσαρμόστηκε με τρόπο τέτοιο ώστε η λεκάνη των συμμετεχόντων να βρίσκεται σε οπίσθια κλίση και να δίνεται φυσιολογικό πλεονέκτημα σύσπασης στον ορθό μηριαίο μυ.

3.4.2 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΚΑΡΔΙΟΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΤΗΝ ΗΡΕΜΙΑ

Όλοι οι συμμετέχοντες υπεβλήθησαν σε μέτρηση βασικού μεταβολισμού /μεταβολισμού ηρεμίας με τη χρήση της εργομετρικής συσκευής METAMAX 3B, διάρκειας είκοσι λεπτών, υπό αυστηρές συνθήκες σταθερής ανάπαυσης σε καθιστή θέση, με την οδηγία να μην ομιλούν και να αναπνέουν ήρεμα. Η προσωπίδα της συσκευής τοποθετήθηκε στον υποβαλλόμενο, αφού είχε προηγηθεί η βαθμονόμηση της φορητής συσκευής εργομετρίας, καθώς και το καρδιοσυχνόμετρο τύπου Polar σε μορφή ζώνης, στο ύψος της ξιφοειδούς απόφυσης. Οι παράμετροι που μετρήθηκαν είναι ο πνευμονικός αερισμός (VE), η πρόσληψη οξυγόνου (VO₂), αναπνεόμενος όγκος (VT), αναπνευστική συχνότητα (BF), οξυγόνο παλμού (O₂ pulse) και η καρδιακή συχνότητα (ΚΣ).

3.4.3 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΚΑΡΔΙΟΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΕΓΕΡΣΗ ΚΑΙ ΤΗΝ ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ ΣΥΣΤΟΛΗ

Η διαδικασία συνεχίστηκε από δύο συνθήκες (όπως περιγράφονται παρακάτω). Προηγουμένως οι εθελοντές εξοικειώθηκαν με την διαδικασία της ηλεκτροδιέγερσης και την αίσθηση του ρεύματος, τοποθετημένοι στο κάθισμα του ισοκινητικού δυναμόμετρου. Στα πέντε λεπτά της εξοικείωσης προσδιορίστηκε μέγιστη ανεκτή ένταση της ΗΔ, η οποία παρήγαγε εμφανή έκταση γόνατος. Η διαδικασία αυτή χρησιμοποιήθηκε και σαν προθέρμανση πριν τις κύριες συνθήκες ΗΔ και ΕΣ. Όλοι οι συμμετέχοντες υποχρεωτικά εκτέλεσαν και τις δύο συνθήκες.

Ηλεκτροδιέγερση

Από την καθιστή θέση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο και με την προσωπίδα της φορητής συσκευής εργομετρίας προσαρτημένη, οι εθελοντές εκτέλεσαν σύσπαση του τετρακεφάλου μυός με ηλεκτροδιέγερση (ΗΔ) για συνολικά 20 λεπτά. Χρησιμοποιήθηκε ρεύμα συμβολής τετραπολικής εφαρμογής. Υπολογίστηκαν 2 συσπάσεις το λεπτό, με σύσπαση 8 δευτερολέπτων, χρόνο ανόδου 1 δευτερόλεπτο, χρόνο καθόδου 1 δευτερόλεπτο και 20 δευτερόλεπτα ανάπαυσης, με διάρκεια παλμού 400μs, συχνότητα 75Hz στη περιοχή της συμβολής και ένταση ρεύματος την μέγιστη επιθυμητή. Το παραπάνω σχήμα παραμέτρων επιλέχθηκε διότι συστήνεται από διεθνείς κατευθυντήριες οδηγίες για άτομα και ασθενείς που είναι κλινήρεις, με ακραία μυϊκή αδυναμία και έχει δείχθει ότι συμβάλλει στη γρηγορότερη κινητοποίηση σε καθιστή θέση σε άτομα με μηχανική υποστήριξη της αναπνοής (Spruit et al, 2008; Silen et al, 2010). Με το πέρας της συνθήκης, ο υποβαλλόμενος ερωτήθηκε για το βαθμό ενόχλησης του ρεύματος και της εργομετρικής μάσκας μέσω 10βάθμιας οπτικής αναλογικής κλίμακας (VAS). Κατά τη διάρκεια της ΗΔ μετρήθηκε ο πνευμονικός αερισμός (VE), η πρόσληψη οξυγόνου (VO₂), αναπνεόμενος όγκος (VT), αναπνευστική συχνότητα (BF), οξυγόνο παλμού (O₂ pulse) και η καρδιακή συχνότητα (ΚΣ).

Με το πέρας της διαδικασίας ΗΔ, ο εξοπλισμός αποσυνδέθηκε και απομακρύνθηκε επιτρέποντας διάλειμμα 30 λεπτών στους εθελοντές. Στη διάρκεια αυτού επιτράπηκε στους εθελοντές να περπατήσουν ήπια ή να καθίσουν, μέχρι να επιστρέψουν οι παράμετροι του καρδιοαναπνευστικού σε κατάσταση ηρεμίας.

Εθελούσια Σύσπλη

Από την θέση που περιγράφηκε παραπάνω, οι εθελοντές πραγματοποίησαν σύσπλη τετρακέφαλου μυός ενεργητικά για συνολικά 20 λεπτά. Επικράτησε παρόμοια ένταση σύσπλης και χρονική διάρκεια με αυτή της ΗΔ. Η παρόμοια ένταση σύσπλης (όπως θα καταγράφετε σε N·m) του μυός προσδιορίστηκε μέσω της χρήσης ισοκινητικού δυναμόμετρου. Παράλληλα καταγράφηκαν ο πνευμονικός αερισμός (VE), η πρόσληψη οξυγόνου (VO₂), αναπνεόμενος όγκος (VT), αναπνευστική συχνότητα (BF), οξυγόνο παλμού (O₂ pulse) και η καρδιακή συχνότητα (ΚΣ). Με το πέρας της διαδικασίας της ΕΣ, ο υποβαλλόμενος ερωτήθηκε για το βαθμό ενόχλησης της εργομετρικής μάσκας μέσω 10βάθμιας οπτικής αναλογικής κλίμακας (VAS).



Εικόνα 3.1. Εθελοντής κατά την ΗΔ.

3.5 ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Για κάθε μεταβλητή του αναπνευστικού και καρδιαγγειακού συστήματος καταγράφηκαν οι τιμές σε κάθε σύσπλη και εκφράστηκε ως ο μέσος όρος των συσπάσεων σε κάθε συνθήκη. Για όλες τις παραμέτρους (ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά, λοιπά χαρακτηριστικά και καρδιοαναπνευστικές παράμετροι) έγινε έλεγχος της κανονικότητας της

κατανομής με το τεστ Shapiro Wilk. Οι μεταβλητές με κανονική κατανομή εκφράστηκαν ως «μέση τιμή» και «τυπική απόκλιση».

Η σύγκριση των μέσων όρων κάθε μεταβλητής μεταξύ των δύο πειραματικών συνθηκών έγινε με τη στατιστική δοκιμασία "Paired t test".

Η ελάχιστη τιμή του επιπέδου στατιστικής σημαντικότητας σε όλες τις στατιστικές δοκιμασίες ορίστηκε στο 5% ($p < 0,05$).

Για την ανάλυση των δεδομένων έγινε χρήση του λογισμικού στατιστικού πακέτου SPSS-22.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της απόκρισης του αναπνευστικού και του καρδιαγγειακού συστήματος (κατά λεπτό αερισμός, αναπνεόμενος όγκος, αναπνευστική συχνότητα, πρόσληψη οξυγόνου, οξυγόνο παλμού, καρδιακή συχνότητα) δεκαπέντε νεαρών ενήλικων ανδρών στη σύσπαση με ηλεκτροδιέγερση (ΗΔ) και ενεργητική συστολή (ΕΣ) σε μια μονή συνεδρία. Όλοι οι υποβαλλόμενοι ακολούθησαν τις ίδιες διαδικασίες και την ίδια διάρκεια αξιολόγησης και μετρήσεων. Τα αποτελέσματα της κανονικότητας της κατανομής περιγράφονται στο «παράρτημα Η».

4.1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΣΥΜΜΕΤΕΧΟΝΤΩΝ ΚΑΙ ΒΑΣΙΚΕΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ

Τα χαρακτηριστικά των συμμετεχόντων και οι βασικές μετρήσεις παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.1.

Πίνακας 4.1. Αποτελέσματα χαρακτηριστικών των συμμετεχόντων (Μέση τιμή και τυπική απόκλιση)

Παράμετρος	Μέση τιμή	Εύρος τιμών
Ηλικία (έτη)	24 ± 3,3	20 - 29
Ύψος (εκ)	178,3 ± 7,12	168 - 188
Βάρος (kg)	80,1 ± 8,42	64 - 89
Δείκτης Μάζας Σώματος	25,6 ± 2,9	22 - 28
IPAQ_GR (METs·min·wk ⁻¹)	3352 ± 2578	490 - 8060
Μέγιστη ΙΣΟΜΕΤΡΙΚΗ (N·m)	190,9 ± 40,9	140 - 260

4.2 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΑΠΟΚΡΙΣΗΣ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΚΑΙ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟΥ

Τα αποτελέσματα της απόκρισης του καρδιαγγειακού και αναπνευστικού συνοψίζονται στον πίνακα 4.2. Παρατηρούνται στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της ηρεμίας και της συνθήκης ΗΔ και ΕΣ. Επίσης παρατηρούνται στατιστικά σημαντικές

διαφορές μεταξύ των συνθηκών ΗΔ και ΕΣ. Από την καταγραφή των παραμέτρων πνευμονικού αερισμού (VE), αναπνεόμενου όγκου (VT), αναπνευστικής συχνότητας (BF), πρόσληψης οξυγόνου (VO₂) και οξυγόνου παλμού (O₂ pulse) φάνηκε ότι η συστολή με ηλεκτροδιέγερση εκλύει υψηλότερες αναπνευστικές και μεταβολικές αποκρίσεις σε σχέση με παρόμοιας έντασης εθελούσια συστολή και την κατάσταση ηρεμίας. Επιπλέον δε παρατηρήθηκε καμία διαφορά στην καρδιακή συχνότητα.

Πίνακας 4.2. Αποτελέσματα απόκρισης καρδιοαναπνευστικού σε Ηρεμία, Ηλεκτροδιέγερση (ΗΔ) και Εθελούσια Συστολή (ΕΣ) (n=15).

Παράμετρος	Ηρεμία	ΗΔ	ΕΣ
Πνευμονικός Αερισμός (VE) (l/min)	11,69 ± 3,22	11,27 ± 2,00	9,86 ± 1,96 ^{***}
Αναπνεόμενος Όγκος (VT) (l)	0,56 ± 0,05	0,62 ± 0,15 ^{**}	0,55 ± 0,16 ^{**}
Αναπνευστική Συχνότητα	15 ± 1	19 ± 3 [*]	19 ± 3 [*]
Κατανάλωση Οξυγόνου (VO ₂) (l)	0,28 ± 0,07	0,30 ± 0,06 ^{**}	0,26 ± 0,06 ^{**}
Οξυγόνο Παλμού (ml)	3,92 ± 1,33	4,43 ± 1,40 ^{**}	3,80 ± 1,39 ^{**}
Καρδιακή Συχνότητα	75 ± 11	76 ± 17	76 ± 15

*p<0,05 στατιστικά σημαντική διαφορά των τιμών της συνθήκης ΗΔ και της ΕΣ με την Ηρεμία

**p<0,05 στατιστικά σημαντική διαφορά της συνθήκης ΗΔ με τη συνθήκη ΕΣ

Τα αποτελέσματα της μέγιστης ανεκτής έντασης ρεύματος και της ενόχλησης (κλίμακα VAS) αναγράφονται στον Πίνακα 4.3, ενώ τα αποτελέσματα της ισοκινητικής ροπής του τετρακεφάλου και το ποσοστό επί τις εκατό σε σχέση με την μέγιστη ισομετρική κατά την ΗΔ και ΕΣ συνοψίζονται στον Πίνακα 4.4. Η διαφορά ανάμεσα στις δύο συνθήκες ανήλθε στο 0,19 N·m που υποδηλώνει όμοιες σε ένταση συσπάσεις. Στον Πίνακα 4.4, επίσης, αναγράφεται και το εκτιμώμενο ποσοστό επί τις εκατό της ενεργοποιημένης διατομής του μυός κατά την ΗΔ, με βάση τον τύπο που προτάθηκε από τους Adams et al:

Ενεργοποιημένη Διατομή Μυός (%) = $0,70 * Ένταση άσκησης με ΗΔ$ (% Μέγιστης Εθελούσιας σύσπασης) + $0,77$.

Πίνακας 4.3. Αποτελέσματα μέγιστης ανεκτής έντασης ρεύματος και ενόχλησης.

Παράμετρος	Μέση τιμή
Ένταση ρεύματος (mA)	27,40 ± 1,07
Ενόχληση (VAS)	6 ± 2

Πίνακας 4.4. Αποτελέσματα ισοκινητικής ροπής τετρακεφάλου κατά την Ηλεκτροδιέγερση (ΗΔ) και Εθελούσια Σύσπλη (ΕΣ), ποσοστό % σε σχέση με τη μέγιστη ισομετρική και εκτιμώμενης ενεργοποιημένης διατομής μυός (%) (n=15).

Παράμετρος	ΗΔ	ΕΣ
Ισοκινητική ροπή τετρακεφάλου	21,39 ± 6,10	21,21 ± 2,64
Ποσοστό μέγιστης %	11,71 ± 4,88	11,66 ± 2,99
Εκτιμώμενη Ενεργοποιημένη Διατομή Μυός (%)	8,94 ± 2,09	-

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Στην παρούσα μελέτη διερευνήθηκε η απόκριση του αναπνευστικού και κυκλοφορικού κατά τη συστολή του τετρακεφάλου μυός μέσω ΗΝΜΕ και εθελούσιας συστολής σε νεαρούς άντρες. Κατά κοινή παραδοχή οι νέοι θεωρούνται υγιής πληθυσμός. Ωστόσο συνθήκες όπως ο κλινοστατισμός και η αποχή από τη δραστηριότητα, μπορούν να οδηγήσουν νεαρούς ενήλικες σε μειωμένες καρδιοαναπνευστικές εφεδρείες και σε αδυναμία εκτέλεσης ενός προγράμματος άσκησης (Σιδηράς και συν, 2016). Ενώ η απόκριση του καρδιοαναπνευστικού συστήματος ασθενών στον ΗΝΜΕ μετά από μια μονή συνεδρία έχει μελετηθεί (Silen et al, 2010; Tanaka et al, 2016), ελλιπή είναι τα δεδομένα αναφορικά με τους υγιείς νεαρούς ενήλικες καθιστώντας ασαφείς τις απαντήσεις των προαναφερθέντων συστημάτων στην εφαρμογή του ΗΝΜΕ. Συνεπώς τα δεδομένα που προκύπτουν μπορούν να φανούν χρήσιμα στο να προσδιοριστεί αν ο ΗΝΜΕ μπορεί να επιβαρύνει παρόμοια με την ενεργητική σύσπαση ίδιας έντασης και διάρκειας το αναπνευστικό και το καρδιαγγειακό σύστημα υγιών ανδρών νεαρής ηλικίας και υιοθετηθεί ως εναλλακτικό μέσο αποκατάστασης. Κλινικά, η χρήση του ΗΝΜΕ σε άτομα νεαρής ηλικίας μπορεί να συνδράμει στην αποτροπή της μυϊκής ατροφίας και του φαινομένου της μυοπάθειας μόναδος, στην ενίσχυση της μικροκυκλοφορίας και της αναπνευστικής λειτουργίας και στην γρηγορότερη αποσωλήνωση και μεταφορά από το κρεβάτι στη καρέκλα (Πατσάκη και συν, 2015).

Διαπιστώθηκε αρχικά ότι η εφαρμογή ΗΝΜΕ στον τετρακέφαλο μυ προκαλεί υψηλότερες αναπνευστικές και μεταβολικές αποκρίσεις σε σύγκριση με την χαμηλής έντασης μυϊκή συστολή (Πίνακας 4.2). Τα ευρήματα αυτά έρχονται σε συμφωνία με τα ευρήματα άλλων μελετών που αποτύπωσαν ανάλογες αποκρίσεις του αναπνευστικού (Theurel et al., 2007; Banerjee et al., 2005; Vanderthommen et al., 1997; McNeil et al, 2006; Spengler et al., 1994) και επιβεβαιώνει ότι ο ΗΝΜΕ με επιφανειακά ηλεκτρόδια μπορεί να παράγει μια υψηλότερη οξεία απάντηση των φυσιολογικών παραμέτρων εφάμιλλή με αυτή της καρδιοαναπνευστικής άσκησης σε ήπιες εντάσεις σε υγιή άτομα, συγκριτικά με την εθελούσια μυϊκή συστολή.

Πιο συγκεκριμένα, στη μελέτη των Vanderthommen et al (1997) χρησιμοποιήθηκαν ηλεκτρικά παραγόμενες, χαμηλής έντασης, μυϊκές συστολές του τετρακεφάλου μυός (20% MVC) και στα δύο κάτω άκρα, σε δείγμα 8 υγιών νεαρών ενηλίκων, με συχνότητα ΗΔ στα 50Hz και διάρκεια παλμού 0,25ms, ενώ η συνθήκη της εθελούσιας ισομετρικής ήταν επίσης

στο 20% της MVC, με 5,5s συστολή και 5,5s ανάπαυση. Παρά το γεγονός ότι η παρούσα μελέτη διαφοροποιείται σε σχέση με αυτή των Vanderthommen et al (1997) αφού χρησιμοποίησαν μικρότερο δείγμα, ισομετρική συστολή και στα δύο κάτω άκρα και χαμηλότερη συχνότητα ΗΔ, τα αποτελέσματα έρχονται σε συμφωνία: κατέγραψαν υψηλότερες τιμές πρόσληψης οξυγόνου και πνευμονικού αερισμού σε σχέση με την εφάμιλλης έντασης μυϊκή συστολή.

Οι Theurel et al (2007) σε δείγμα 12 νεαρών ενήλικων αντρών επιστρατεύσαν σύσπαση του τετρακεφάλου μυός και των δύο κάτω άκρων μέσω ΗΔ και εθελούσιας ισομετρικής σύσπασης. Όπως και στη παρούσα μελέτη, χρησιμοποίησαν 2 κανάλια με 4 ηλεκτρόδια συνολικά για το κάθε άκρο, συχνότητα ΗΔ στα 75Hz και διάρκεια παλμού στα 0,40ms. Διαφοροποιήθηκαν, ωστόσο, στην συνολική διάρκεια της συνεδρίας (17,5 min), στο χρόνο ΗΔ (6,25s), στην ένταση (1^η σύσπαση: 24mA, 20^η σύσπαση: 53mA, 40^η σύσπαση: 65mA) και στην μέση παραγόμενη ισομετρική δύναμη που ανήλθε στο 46% της MVC. Το πρωτόκολλο της ισομετρικής που εφαρμόστηκε ήταν ίδιο με της ΗΔ. Όπως και στη παρούσα μελέτη, παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά στη φυσιολογική απάντηση των συστημάτων κατά την συστολή με ΗΔ σε σχέση με την εθελούσια ισομετρική συστολή, με υψηλότερες τιμές πρόσληψης οξυγόνου και πνευμονικού αερισμού σε σχέση με την εφάμιλλης έντασης μυϊκή συστολή.

Οι Sprengler et al (1994) σε δείγμα 12 νεαρών ενηλίκων, μελέτησαν την ισομετρική σύσπαση σε χαμηλές εντάσεις (5%, 15% και 25% MVC) μέσω ΗΔ έναντι εθελούσιας συστολής. Ομοίως με τη παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν 2 κανάλια για την ΗΔ. Ωστόσο χρησιμοποιήθηκε ο τετρακέφαλος του δεξιού κάτω άκρου, σε αντίθεση με τη παρούσα μελέτη που χρησιμοποιήθηκε το επικρατές κάτω άκρο. Οι παράμετροι της ΗΔ διέφεραν επίσης: συχνότητα 30Hz, διάρκεια παλμού 440ms, χρόνο σύσπασης 4s, χρόνους ανόδου και καθόδου 1,5s και χρόνο ανάπαυσης 12s. Παρά τις διαφορές, παρατηρήθηκε υψηλότερη απόκριση των φυσιολογικών παραμέτρων με αύξηση της κατανάλωσης οξυγόνου και πνευμονικού αερισμού κατά την σύσπαση με ΗΔ, συγκρινόμενη με την παρόμοια εθελούσια με τις υψηλότερες τιμές στο 25% της MVC.

Στη μελέτη τους οι McNeil et al (2006) επιστράτευαν υψηλής έντασης μυϊκές συστολές (50% MVC) μέσω ΗΔ στο όριο του πόνου και κατέγραψαν, όπως και στη παρούσα μελέτη, υψηλότερες μεταβολικές απαιτήσεις, με αύξηση της πρόσληψης οξυγόνου, σε σύγκριση με ανάλογης έντασης ισομετρική μυϊκή συστολή σε δείγμα υγιών νεαρών ενηλίκων. Ωστόσο στη συγκεκριμένη έρευνα, το μεταβολικό κόστος υπολογίστηκε

έμμεσα μέσω της συσκευής NIRS και επιστρατεύτηκαν οι περνιαίοι μύες, μέσω ΗΔ του κοινού περνιαίου νεύρου με ένα ηλεκτρόδιο. Χρησιμοποιήθηκε ρεύμα στα 400V, με διάρκεια παλμού 50 μs, συχνότητα στα 25Hz, ένταση από 20 έως 75 mA, χρόνο σύσπασης και ανάπαυσης 2s και 1s αντίστοιχα και σύνολο παρέμβασης στα 2 λεπτά.

Αυτή η αύξηση των φυσιολογικών παραμέτρων (VO_2 , VE) μπορεί να αποδοθεί στην εκπόλωση κινητικών μονάδων που συμβαίνει με την ΗΔ (Theurel et al., 2007; Vanderthommen et al., 2003). Χαμηλής έντασης ΗΔ μπορεί να οδηγήσει στη στρατολόγηση επιφανειακών μυϊκών ζωνών (ίνες οι οποίες εντοπίζονται κόντα στα επιφανειακά ηλεκτρόδια) (Vanderthommen et al., 2002), στις οποίες επικρατούν οι μυϊκές ίνες τύπου II (Lexell et al., 1983). Οι Theurel et al., παρατήρησαν ότι κατά τις πρώτες συστολές δεν υπήρξε σημαντική διαφορά στο VO_2 κατά την ΗΔ και την ΕΣ, ενώ παράλληλα ο λόγος ανταλλαγής αερίων για την ΗΔ ήταν σημαντικά αυξημένος. Αυτό υποδηλώνει πιθανή αναερόβια γλυκόλυση μέσω χρήσης του ενδομυϊκού γλυκογόνου των υπό διέγερση μυϊκών ινών. Άρα, κατά την χαμηλής έντασης ΗΔ στρατολογούνται μυϊκές ίνες τύπου II (Hamada et al., 2003; Sinacore et al., 1990). Λαμβάνοντας, επίσης, υπόψη, το νόμο του Henneman κατά τον οποίο, στην υπομέγιστη εθελούσια συστολή στρατολογούνται κυρίως μυϊκές ίνες τύπου I και το γεγονός ότι δεν παρατηρήθηκε αλλαγή στο λόγο ανταλλαγής αερίων κατά την εθελούσια συστολή της μελέτης των Theurel et al, ενισχύεται το παραπάνω επιχείρημα της στρατολόγησης των μυϊκών ινών τύπου II και της αναερόβιας γλυκόλυσης κατά την ΗΔ (Henneman et al., 1965; Hamada et al., 2003). Σημειώνεται ότι οι νεαροί ενήλικες, όπως και το δείγμα της παρούσας μελέτης, εμφανίζουν μεγαλύτερη αναλογία μυϊκών ινών τύπου II σε σχέση με τύπου I, συγκρινόμενοι με ηλικιωμένους (Lexell, 1995), γεγονός που μπορεί να συνδράμει στην αύξηση των φυσιολογικών παραμέτρων.

Σ' αυτή την απόκριση των φυσιολογικών παραμέτρων (VO_2 , VE) συνέδραμε και η αύξηση της έντασης μετά από κάθε σύσπαση. Αυτή η προοδευτική αύξηση της έντασης είχε σαν αποτέλεσμα την διέγερση νέων κινητικών νευραξόνων, που εδράζονταν περιφερικότερα των σημείων εφαρμογής των ηλεκτροδίων, και κατ' επέκταση περισσότερων μυϊκών ινών, ενώ το ρεύμα συνέχισε να προκαλεί την ίδια συσπαστική δραστηριότητα των επιφανειακών μυϊκών ινών, αυξάνοντας το σύνολο των μεταβολικών απαιτήσεων (Theurel et al., 2007; Vanderthommen et al., 2002; Gondin et al., 2005). Το επιχείρημα ενισχύεται στη προκειμένη περίπτωση από ανατομικούς παράγοντες, που μπορεί να διευκολύνουν τη περαιτέρω μετάδοση ενός τέτοιου ερεθίσματος και κατ' επέκταση την αύξηση των φυσιολογικών παραμέτρων: Τοποθετήθηκε ηλεκτρόδιο στον έξω πλατύ

αξιοποιώντας έτσι τις επιφανειακά εντοπισμένες μεγάλες κινητικές μονάδες του και κατά συνέπεια τη μειωμένη απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίου και νευράξονα, αλλά και το γεγονός ότι οι μεγάλοι σε διάμετρο νευράξονες διεγείρονται πολύ ευκολότερα σε σχέση με μικρότερους από ηλεκτρικά ερεθίσματα λόγω της αντιστρόφως ανάλογης σχέσης μεταξύ της διαμέτρου του άξονα και της αντίστασης του άξονα (Epoika, 2002).

Πιθανολογείται ότι η πρόσληψη οξυγόνου που αποτυπώθηκε κατά την συνθήκη της ΗΔ προέρχεται από την ηλεκτρικά προκληθείσα σύσπαση του τετρακεφάλου και όχι από άλλους φυσιολογικούς μηχανισμούς. Η αναπνευστική συχνότητα δεν αυξήθηκε υπέρμετρα κατά την ΗΔ σε σχέση με την ηρεμία και ήταν ίδια με την συνθήκη της ΕΣ. Αυτή η αναπνευστική συχνότητα σε συνδυασμό με τα αναφερόμενα από τους συμμετέχοντες επίπεδα ενόχλησης της ΗΔ, τα οποία παρέμειναν σε ανεκτά επίπεδα, καθώς και την ίδια σε όλες τις συνθήκες καρδιακή συχνότητα, αποκλείουν την περίπτωση της συμπαθητικής διέγερσης ως απάντηση σε ενόχληση ή άγχος (Minoque et al, 2014). Δεν υπήρχε άλλη μυϊκή δράση σε άλλα σημεία του σώματος, για παράδειγμα από πιθανή αλλαγή της στάσης ή γράπωμα λαβών. Επίσης η πρόσληψη οξυγόνου που σχετίζεται με τους αναπνευστικούς μύες είναι ασήμαντη στα πλαίσια της συνολικής πρόσληψης οξυγόνου (Theurel et al., 2007).

Παρά την χαμηλή ένταση ρεύματος και τα χαμηλά επίπεδα της παραγόμενης ροπής του τετρακεφάλου κατά την ΗΔ, η πρόσληψη οξυγόνου ήταν αυξημένη σε σχέση με τη συνθήκη ηρεμίας και την συνθήκη της ΕΣ, με την ένταση συστολής στο 11,7% της μέγιστης ισομετρικής. Συγκρίσιμες μελέτες που χρησιμοποίησαν διαλειμματικές ισομετρικές τετανικές συστολές μέσω ΗΔ, κατέγραψαν επίπεδα πρόσληψης οξυγόνου σχεδόν διπλάσια σε σχέση με τις τιμές ηρεμίας. Αυτές οι τιμές μπορούν εν μέρει να εξηγηθούν από την διαλειμματική φύση της διέγερσης (Hamada et al, 2003; Theurel et al., 2007). Ωστόσο αυτά τα αποτελέσματα είναι λιγότερο πιθανό να επιτευχθούν σε συνεχόμενη τετανική συστολή μέσω ΗΔ, αφού η διάχυση του αίματος στην περιοχή είναι περιορισμένη και η κόπωση επέρχεται πολύ γρήγορα (Hultman et al, 1983 & 1986). Πιο συγκεκριμένα, διατήρηση μιας τετανικής συστολής μπορεί να καταστήσει γρήγορα τον μυ ισχαιμικό για τη διάρκεια της συστολής. Αυτή διαλειμματικού τύπου ενεργοποίηση μέσω ΗΔ μπορεί, επίσης, να επιτρέψει καλύτερη διάχυση αίματος στον, υπό συστολή, μυ σε σχέση με την τετανική διέγερση (Minoque et al, 2014).

Αφού η αναπνευστική βραχύχρονη ενίσχυση (Short term potentiation – STP) εμπλέκεται σε όλα τα ερεθίσματα που προκαλούν μια αναπνευστική απάντηση και την

άσκηση (Waldrop et al., 2011), πιθανολογείται η εμπλοκή της κατά την απόκριση του αναπνευστικού στην ΗΔ. Μέσω ενός υπολογιστικού μαθηματικού μοντέλου του Eldridge που αφορά τον έλεγχο της αναπνοής, φάνηκε ότι η STP παίζει σημαντικό ρόλο στη δυναμική των αναπνευστικών απαντήσεων, αφού 1) συμβάλλει στην αύξηση του αερισμού και τη μείωση της αρτηριακής και προμηκικής PCO₂ και 2) εξομαλύνει τις διαβαθμίσεις του αερισμού μετά την έναρξη και κατά τη σταθεροποίηση της άσκησης (Whipp and Wasserman, 1991). Αποτρέπει με άλλα λόγια ακραίες τιμές αερισμού (υπέρ ή υπό αερισμό) που μπορεί να προέκυπταν κατά τη μετάβαση από την άσκηση στην ξεκούραση και αντιστρόφως (Waldrop et al., 2011). Κατά την ΗΔ, οι μεταβάσεις αυτές ισοδυναμούν με τα διαστήματα ανάπαυσης ανάμεσα στις συστολές.

Στην παρούσα μελέτη δεν βρέθηκαν σημαντικές αλλαγές στην καρδιακή συχνότητα, σε οποιαδήποτε συνθήκη. Στη μελέτη των Theurel et al (2007) όπου χρησιμοποιήθηκε μεγαλύτερης έντασης συστολή μέσω HNME, παρατηρήθηκε αύξηση της καρδιακής συχνότητας σε σχέση με τις αντίστοιχες τιμές ηρεμίας και τις τιμές της συνθήκης εθελούσιας συστολής. Οι Banerjee et al (2005) επίσης αποτύπωσαν αύξηση της καρδιακής συχνότητας κατά την ήπια έως μέτριας έντασης συστολή με HNME σε σχέση με την ηρεμία και με την παρόμοια εθελούσια συστολή. Οι Crognale et al (2013) παρόλο δεν χρησιμοποίησαν συνθήκη εθελούσιας συστολής, κατέγραψαν υψηλότερες τιμές καρδιακής συχνότητας κατά την συστολή με HNME, σε σχέση με την ηρεμία και σε αντίθεση με την παρούσα μελέτη. Στη μελέτη των Hamada et al (2004) συγκρίθηκε η συστολή μέσω ΗΔ (συνολική διάρκεια 20', με συχνότητα 20Hz, διάρκεια παλμού 0.2ms και 1s χρόνο σύσπασης και χαλάρωσης), με ενεργητική άσκηση διάρκειας 20' σε κυκλοεργόμετρο (50 rpm), όπου η καρδιακή συχνότητα ήταν πανομοιότυπη και για τις δυο συνθήκες. Πιθανόν η καρδιακή συχνότητα στη παρούσα μελέτη να κινήθηκε σε χαμηλά επίπεδα και να μην σημείωσε αλλαγές, λόγω της μέτριας ενόχλησης και πόνου κατά την ΗΔ. Οι φυσικοί και ψυχολογικοί παράγοντες που επηρεάζουν την υποκειμενική αίσθηση της ενόχλησης δεν καθιστούν την ΗΔ κατάλληλη για όλους τους πιθανούς χρήστες (Crognale et al., 2013).

Η μέση αναπνευστική συχνότητα κατά τις συνθήκες HNME και εθελούσιας σύσπασης ήταν παρόμοια και αυξημένη σε σχέση με τις τιμές ηρεμίας. Αντίθετα, οι Sprengler et al (1994) δεν παρατήρησαν σημαντική διαφορά στην αναπνευστική συχνότητα ανάμεσα στον HNME και την εθελούσια συστολή κατά το 5% και το 15% της MVC, αλλά και σε σχέση με τις τιμές ηρεμίας. Καμία διαφορά δεν αποτυπώθηκε και στη μελέτη των Minoque et al (2014) όπου, παρά το πρωτόκολλο με υποτετανική ισομετρική συστολή, δεν

παρατηρήθηκε αύξηση της αναπνευστικής συχνότητας. Παρόλα αυτά, στη παρούσα μελέτη, ο λόγος VE/VO₂ είτε στην ΗΔ, είτε στην ΕΣ ήταν παρόμοιος, γεγονός που υποδεικνύει ότι, ακόμα και αν υπήρχε υπεραερισμός, παρέμεινε ίδιος και για τις δυο συνθήκες.

Ισοδύναμη απάντηση των συστημάτων καταγράφηκε σε μια μόνο μελέτη από τους Hamada et al (2004) σε δείγμα νεαρών υγιών αντρών. Συγκρίθηκε η συστολή μέσω ΗΔ (συνολική διάρκεια 20', συχνότητα 20Hz, διάρκεια παλμού 0.2ms και 1s χρόνο σύσπασης και χαλάρωσης), με την ενεργητική άσκηση διάρκειας 20' σε κυκλοεργόμετρο (50 rpm). Και στις δύο συνθήκες που προαναφέρθηκαν, η πρόσληψη οξυγόνου αυξήθηκε με τρόπο και μοτίβο πανομοιότυπο σε σχέση με την ηρεμία. Αυτό το εύρημα αποδίδεται στην ενεργοποίηση μυϊκών ινών τύπου II κατά την ΗΔ. Παρόλα αυτά, βάσει των ερευνητών, ο υψηλός λόγος ανταλλαγής αερίων, συνδυασμό με υπολογίσιμο ποσό γαλακτικού οξέος, υποδεικνύει ότι στρατολογήθηκε μικρό ποσοστό του μυός οδηγώντας σε μικρότερη αιματική ροή σε σχέση με την ενεργητική άσκηση.

Πλεονέκτημα της παρούσας μελέτης αποτέλεσε η αναγωγή της παραγόμενης ροπής κατά τις συνθήκες ΗΔ και ΕΣ σε ποσοστό της μέγιστης ισομετρικής, καθώς έτσι έγινε δυνατή η κατηγοριοποίηση της με κριτήριο την ένταση της συστολής. Δεδομένου λοιπόν ότι χρησιμοποιήθηκαν χαμηλής έντασης μυϊκές συστολές, η μέση ένταση του ρεύματος που απαιτήθηκε ήταν εξίσου χαμηλή. Αυτό οδήγησε με τη σειρά του σε τιμές που υποδηλώνουν μέτρια υποκειμενική ενόχληση. Είναι γνωστό ότι ο HNME χαρακτηρίζεται από τα υψηλά επίπεδα ενόχλησης που προκαλεί, που, πολλές φορές αποτελούν αποτρεπτικό παράγοντα για τη χρήση του, ή απειλούν τη συνέπεια του υποβαλλόμενου στο πρόγραμμα, παρά τις ευεργετικές του ιδιότητες (Bellew et al., 2018). Στη μελέτη των Bellew et al (2018) χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά η έννοια της αποτελεσματικότητας του HNME, η οποία ορίζεται ως το ποσοστό της παραγόμενης μυϊκής δύναμης για ένα συγκεκριμένο βαθμό ενόχλησης. Εμπειρικά φαίνεται ότι, σε κλινικό περιβάλλον, το ποσό του 5 στα 10 είναι αποδεκτός βαθμός ενόχλησης HNME από υποβαλλόμενους (Bellew et al., 2018) και έρχεται σε συμφωνία με το μέσο βαθμό ενόχλησης που τηρήθηκε στη παρούσα μελέτη. Η χαμηλή ένταση ρεύματος που τηρήθηκε στη παρούσα μελέτη έρχεται επίσης σε συμφωνία με το εύρημα ότι η προκληθείσα (από υψηλής έντασης ρεύματος) ενόχληση μπορεί να μειώσει την αποτελεσματικότητα του HNME (Bellew et al., 2018). HNME με ένταση συστολής στο 5% της μέγιστης ισομετρικής σύσπασης φαίνεται ότι είναι ικανή να διατηρήσει της μυϊκή μάζα κατά το κλινοστατισμό και να αυξήσει τη μυϊκή δύναμη υγιών ατόμων (Gibson et al., 1988; Stefabovska et al., 1985). Στη παρούσα μελέτη το ποσοστό ανήλθε σε 11,7%.

Επιπροσθέτως, βάσει της μελέτης του Watanabe et al, χαμηλής έντασης HNME, με τα ηλεκτρόδια στο τετρακέφαλο τοποθετημένα με απόσταση μεταξύ τους στα 15 -20 cm και 5cm εγγύτερα και 10 – 15 cm πιο μακριά από το μέσο του επιμήκη άξονα του μηριαίου, μπορεί να προκαλέσει μεγαλύτερη παραγόμενη δύναμη. Αυτή η τοποθέτηση πιθανόν διαδραμάτισε σημαντικό ρόλο στο να παραχθούν ικανά ποσά δύναμης με χαμηλής έντασης ΗΔ και στη παρούσα μελέτη.

Σε καμία από τις μελέτες που πραγματοποιούνται την ΗΔ, δε παρατηρήθηκε η μέτρηση της παραμέτρου του οξυγόνου παλμού. Ως οξυγόνο παλμού (VO₂/HR) ορίζεται το πόσο του οξυγόνου που εξάγεται από το αίμα προς τη περιφέρεια με κάθε καρδιακή συστολή και είναι το γινόμενο του όγκου παλμού επί το εξαγόμενο οξυγόνο (Bansal et al., 2012). Η μέτρηση του αποτέλεσε πλεονέκτημα της παρούσας μελέτης λόγω του ισχυρού προγνωστικού χαρακτήρα που διαθέτει (Oliveira et al., 2011). Η σημαντικότητα της παραμέτρου του οξυγόνου παλμού έγκειται στο γεγονός ότι μέσω της καρδιααναπνευστικής δοκιμασίας κοπώσεως μπορεί να παρέχει αντικειμενικές πληροφορίες για την κατάσταση της υγείας του καρδιαγγειακού και αναπνευστικού και να έχει πρακτική εφαρμογή στην διαχείριση ανάλογων νοσημάτων (Laukkanen et al., 2006). Συγκεκριμένα, σχετίζεται με τρόπο αντιστρόφως ανάλογο με τη θνητότητα οποιασδήποτε αιτιολογίας σε μεσήλικες άντρες και μπορεί να συνδράμει γενικά στην διάκριση ασθενών με αυξημένο κίνδυνο θανάτου. Με τη χρήση του κατάλληλου εξοπλισμού (συσκευής εργομετρίας) κατά την δοκιμασία κοπώσεως, μπορεί να βοηθήσει κλινικά στην αξιολόγηση του κινδύνου για θάνατο από στεφανιαία νόσο, ενώ σχετίζεται και με την αιφνίδια έναρξη της ισχαιμίας από άσκηση (Laukkanen et al., 2006; Oliveira et al., 2011).

Σε γενικές γραμμές δεν υπήρξαν προβλήματα κατά τις μετρήσεις και οι διαδικασίες κύλησαν με τρόπο ομαλό. Ωστόσο, οφείλουν να επισημανθούν κάποιοι περιορισμοί της παρούσας μελέτης. Το μικρό δείγμα, καθώς και το γεγονός ότι αποτέλεσε δείγμα ευκολίας, δεν επιτρέπει την αναγωγή και γενίκευση των αποτελεσμάτων για όλο το πληθυσμό των νεαρών ενηλίκων, αλλά και για την εξαγωγή απόλυτων συμπερασμάτων. Παρόλα αυτά, τα δεδομένα της μελέτης μπορούν να συνθέσουν μια σημαντική πηγή πληροφόρησης και να δημιουργήσουν τις βάσεις για μελλοντικές έρευνες, παρέχοντας ιδέες αναφορικά με τη δόμηση ανάλογων πρωτοκόλλων. Επιπροσθέτως, η μελέτη περιλαμβάνει μόνο υγιείς νεαρούς άντρες. Τα ανωτέρω καθιστούν δύσκολη την εξαγωγή συμπερασμάτων, καθώς και την αναγωγή τους σε άλλες πληθυσμιακές ομάδες όπως γυναίκες, ηλικιωμένους και πάσχοντες. Περαιτέρω μελέτες κρίνονται απαραίτητες για την αποσαφήνιση των

αποκρίσεων του καρδιαγγειακού και αναπνευστικού κατά τη μυϊκή συστολή μέσω ΗΝΜΕ, στην υπό εξέταση, αλλά και σε ομάδες καρδιοαναπνευστικών ασθενών, για να εξεταστεί εάν αυτή η μορφή διέγερσης μπορεί να υπερφορτώσει με ωφέλιμο τρόπο την εναπομένουσα οξειδωτική ικανότητα αυτών των ασθενών και να επιτύχει ένα ικανοποιητικό αποτέλεσμα άσκησης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από την παρούσα μελέτη προκύπτει ότι η εφαρμογή ΗΔ στον τετρακέφαλο μυ προκαλεί υψηλότερες αναπνευστικές και μεταβολικές αποκρίσεις σε σύγκριση με τις τιμές ηρεμίας σε υγιείς νεαρούς άντρες. Επιπροσθέτως, η εφαρμογή ΗΔ στον τετρακέφαλο μυ προκαλεί υψηλότερες αναπνευστικές και μεταβολικές αποκρίσεις σε σύγκριση με την χαμηλής έντασης μυϊκή συστολή σε υγιείς νεαρούς άντρες. Συνακόλουθα προκύπτει ότι η εφαρμογή ΗΔ στον τετρακέφαλο μυ μπορεί υιοθετηθεί ως εναλλακτικό μέσο αποκατάστασης αντί της άσκησης με εθελούσια συστολή ή /και να συνδράμει ως επικουρικό – πρόσθετο μέσο σε συνδυασμό με την εθελούσια συστολή. Παρά τους περιορισμούς της παρούσας μελέτης, η συνδυαστική επίδραση της υψηλότερης πρόσληψης οξυγόνου, με τα ανεκτά επίπεδα ενόχλησης και την χαμηλή παραγόμενη ροπή επιτρέπει την ενσωμάτωση της τεχνικής στα πλαίσια ενός προγράμματος αποκατάστασης νεαρών ενήλικων. Είναι ανάγκη να τονιστεί ότι ο ΗΝΜΕ αποτελεί ασφαλή παρέμβαση, η οποία βρίσκει σημαντική εφαρμογή ιδιαίτερα στους ασθενείς που δεν μπορούν να πραγματοποιήσουν ενεργητική μυϊκή σύσπαση, όπως στους βαρέως πάσχοντες ασθενείς της ΜΕΘ, οι οποίοι βρίσκονται σε καταστολή, προσφέροντάς τους τη δυνατότητα άσκησης από την πρώτη ημέρα εισαγωγής στη ΜΕΘ.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Γιόκαρης Π. (2007). Θεραπευτικά Σχήματα - Κλινική Ηλεκτροθεραπεία. Αθήνα: Εκδόσεις Γράμμα Α.Ε.
2. Μπάκας Ε. (1999). Φυσική Ιατρική και Αποκατάσταση. Αθήνα: Εκδόσεις Σιώκης.
3. Μπούγλα, Α., Καρατζάνος, Ε., Γεροβασίλη, Β., Ζέρβα, Ε., Νάνας, Σ. (2009). Ηλεκτρικός Νευρομυϊκός ερεθισμός ως εναλλακτική μορφή άσκησης στους βαρέως πάσχοντες. *Αρχεία Ελληνικής Ιατρικής*, 26(6), p. 759 – 777.
4. Παπαθανασίου, Γ. «Ηλεκτροθεραπεία (Θ). Ενότητα 7: Ρεύματα Συμβολής – Interferential Currents». Έκδοση: 1.0. Αθήνα 2014. Διαθέσιμο από τη δικτυακή διεύθυνση: ocp.teiath.gr. Copyright Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Αθήνας, Γεώργιος Παπαθανασίου 2014
5. Πατάκας Δ. (2006). Επίτομη Πνευμονολογία (2^η Έκδοση). University Studio Press: Εκδόσεις Επιστημονικών Βιβλίων και Περιοδικών.
6. Πατσάκη, Ε., Γεροβασίλη, Β., Σιδηράς, Γ., Ρούτση, Χ., Μαρκάκη, Β., & Νανάς, Σ. (2015). Η αποκατάσταση της μυϊκής δυσλειτουργίας μετά τη μονάδα εντατικής θεραπείας. *Archives of Hellenic Medicine/Arheia Ellenikes Iatrikes*, 32(6).
7. Σιδηράς, Γ., Γεροβασίλη, Β., Πατσάκη, Ε., Ρούτση, Χ., Νανάς, Σ., & Στράντζαλης, Γ. (2016). Μυϊκή αδυναμία της μονάδας εντατικής θεραπείας (ICUaW). *Archives of Hellenic Medicine/Arheia Ellenikes Iatrikes*, 33(2).

ΞΕΝΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

8. Adams, G.R., Harris, R.T., Woodard, D., Dudley, G.A. (1993) Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *Journal of Applied Physiology*, 74, p. 532–537.
9. Ades, P. (2001). Cardiac Rehabilitation and Secondary Prevention of Coronary Heart Disease. *New England Journal of Medicine*, 345, p. 892-902.
10. Ahmed, M., Giesbrecht, G. G., Serrette, C., Georgopoulos, D., & Anthonisen, N. R. (1993). Respiratory short-term potentiation (after-discharge) in elderly humans. *Respiration Physiology*, 93(2), 165-173.
11. Akar, O. et al. (2015) ‘Efficacy of Neuromuscular Electrical Stimulation in Patients with COPD Followed in Intensive Care Unit’. *The Clinical Respiratory Journal*, 11(6), p. 743-750.
12. Alberts et al. (2006). Βασικές αρχές κυτταρικής βιολογίας. 2η έκδοση. Αθήνα: Εκδόσεις Πασχάλιδης.
13. Allen, K., & Goodman, C. (2014). Using electrical stimulation: A guideline for allied health professionals. *Sydney: Sydney Local Health District and Royal Rehabilitation Center*.
14. Amiridis, I. G., Arabatzi, F., Violaris, P., Stavropoulos, E., & Hatzitaki, V. (2005). Static balance improvement in elderly after dorsiflexors electrostimulation training. *European Journal of Applied Physiology*, 94(4), 424-433.
15. Angelopoulos, E. et al. (2013) ‘Acute microcirculatory effects of medium frequency versus high frequency neuromuscular electrical stimulation in critically ill patients - a pilot study’. *Annals of Intensive Care*, 3(1), p. 39.
16. Asmussen, E., Johansen, S. H., Jørgensen, M., & Nielsen, M. (1965). On the nervous factors controlling respiration and circulation during exercise experiments with curarization. *Acta Physiologica Scandinavica*, 63(3), 343-350.

17. Babault, N., Cometti, G., Bernardin, M., Pousson, M., & Chatard, J. C. (2007). Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(2), 431-437.
18. Banerjee, P. et al. (2005) 'Prolonged electrical muscle stimulation exercise improves strength and aerobic capacity in healthy sedentary adults'. *Journal of Applied Physiology. American Physiological Society*, 99(6), pp. 2307–2311.
19. Bansal, M., Fiutem, J. J., Hill, J. A., O’Riordan, M. A., & Zahka, K. G. (2012). Oxygen pulse kinetics in Fontan patients during treadmill ramp protocol cardiopulmonary exercise testing. *Pediatric Cardiology*, 33(8), 1301-1306.
20. Bélanger, M., Stein, R. B., Wheeler, G. D., Gordon, T., & Leduc, B. (2000). Electrical stimulation: can it increase muscle strength and reverse osteopenia in spinal cord injured individuals? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(8), 1090-1098.
21. Bellew, J. W., Allen, M., Biefnes, A., Grantham, S., Miglin, J., & Swartzell, D. (2018). Efficiency of neuromuscular electrical stimulation: A comparison of elicited force and subject tolerance using three electrical waveforms. *Physiotherapy Theory and Practice*, 34(7), 551-558.
22. Bergquist, A. J., Clair, J. M., & Collins, D. F. (2010). Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared to a muscle belly: triceps surae. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*.110, 627 – 637.
23. Bijur, P. E., Silver, W., & Gallagher, E. J. (2001). Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain. *Academic Emergency Medicine*, 8(12), 1153-1157.
24. Billot, M., Duclay, J., Simoneau-Buessinger, E. M., Ballay, Y., & Martin, A. (2014). Is co-contraction responsible for the decline in maximal knee joint torque in older males?. *Age*, 36(2), 899-910.
25. Binder-Macleod, S. A., Halden, E. E., & Jungles, K. A. (1995). Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(4), 556-565.
26. Blickenstorfer, A., Kleiser, R., Keller, T., Keisker, B., Meyer, M., Riener, R., & Kollias, S. (2009). Cortical and subcortical correlates of functional electrical stimulation of wrist extensor and flexor muscles revealed by fMRI. *Human Brain Mapping*, 30(3), 963-975.
27. Broderick, B. J. et al. (2013) 'Haemodynamic performance of neuromuscular electrical stimulation (NMES) during recovery from total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 8(1), p. 3.
28. Burtin, C., Clerckx, B., Robbeets, C., Ferdinande, P., Langer, D., Troosters, T., ... & Gosselink, R. (2009). Early exercise in critically ill patients enhances short-term functional recovery. *Critical care medicine*, 37(9), 2499-2505.
29. Cabric, M., Appell, H. J., & Resic, A. (1988). Fine structural changes in electrostimulated human skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(1), 1-5.
30. Caggiano, E., Emrey, T., Craik, R. (1994). Effects of electrical stimulation or voluntary contraction for strengthening the quadriceps femoris muscles in an aged male population. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20(1), p. 22 – 28.
31. Callaghan, M. J., Oldham, J. A., & Winstanley, J. (2001). A comparison of two types of electrical stimulation of the quadriceps in the treatment of patellofemoral pain syndrome. A pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 15(6), 637-646.

32. Cauraugh, JH., Kim, S. (2002). Two coupled motor recovery protocols are better than one: electromyogram-triggered neuromuscular electrical stimulation and bilateral movements. *Stroke*, 33, p. 1589–1594.
33. Colson, S., Benchortane, M., Tanant, V., Faghan, JP., Fournier-Mehouas, M., Benaïm, C., Desnuelle, C., Sacconi, S. (2010). Neuromuscular electrical stimulation training: a safe and effective treatment for facioscapulohumeral muscular dystrophy patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(5), p. 697-702.
34. Cramer, R. M., Weston, A. R., Rutkowski, S., Middleton, J. W., Davis, G. M., & Sutton, J. R. (2000). Effects of electrical stimulation leg training during the acute phase of spinal cord injury: a pilot study. *European Journal of Applied Physiology*, 83(4-5), 409-415.
35. Crevenna, R., Marosi, C., Schmidinger, M., & Fialka-Moser, V. (2006). Neuromuscular electrical stimulation for a patient with metastatic lung cancer—a case report. *Supportive Care in Cancer*, 14(9), 970-973.
36. Crognale, D. et al. (2013) ‘Neuromuscular Electrical Stimulation Can Elicit Aerobic Exercise Response Without Undue Discomfort in Healthy Physically Active Adults’. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(1), pp. 208–215.
37. Deley, G., Millet, G. Y., Borrani, F., Lattier, G., & Brondel, L. (2006). Effects of Two Types of Fatigue on the VO₂ Slow Component. *International Journal of Sports Medicine*, 27(06), 475-482.
38. De Jonghe, B., Bastuji-Garin, S., Sharshar, T., Outin, H., & Brochard, L. (2004). Does ICU-acquired paresis lengthen weaning from mechanical ventilation?. *Intensive care medicine*, 30(6), 1117-1121.
39. Delitto, A., Brown, M., Strube, M. J., Rose, S. J., & Lehman, R. C. (1989). Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter: a single subject experiment. *International Journal of Sports Medicine*, 10(03), 187-191.
40. Deuchert, M., Ruben, J., Schwiemann, J., Meyer, R., Thees, S., Krause, T & Villringer, A. (2002). Event-related fMRI of the somatosensory system using electrical finger stimulation. *Neuroreport*, 13(3), 365-369.
41. Drouin, J., Valovich-mcLeod, T., Shultz, S., Gansneder, B., Perrin, D. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1), p. 22-9
42. Enoka, R. M. (2002). Activation order of motor axons in electrically evoked contractions. *Muscle & Nerve*, 25(6), 763-764.
43. Evans, W. J., & Lexell, J. (1995). Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50(Special_Issue), 11-16.
44. Feiereisen, P., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1997). Motor unit recruitment order during voluntary and electrically induced contractions in the tibialis anterior. *Experimental Brain Research*, 114(1), 117-123.
45. Fischer, A. et al. (2016) ‘Muscle mass, strength and functional outcomes in critically ill patients after cardiothoracic surgery: Does neuromuscular electrical stimulation help? The Catastim 2 randomized controlled trial’. *Critical Care*, 20(1), pp. 1–13.
46. Fitzgerald, G., Piva, S., Irrgang, J. (2003) A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, 33, p. 492–501
47. Fletcher, G. F. et al. (2001) AHA Scientific Statement, English Journal.

48. Fordyce, W. E., Bennett, F. M., Edelman, S. K., & Grodins, F. S. (1982). Evidence in man for a fast neural mechanism during the early phase of exercise hyperpnea. *Respiration Physiology*, 48(1), 27-43.
49. Fortuna, R. J., Robbins, B. W., Mani, N., & Halterman, J. S. (2010). Dependence on emergency care among young adults in the United States. *Journal of general internal medicine*, 25(7), 663-669.
50. Fregosi, R. F. (1991). Short-term potentiation of breathing in humans. *Journal of Applied Physiology*, 71(3), 892-899.
51. Freyschuss, U. (1970). Cardiovascular adjustment to somatomotor activation. *Acta Physiologica Scandinavia*, 342, 1-63.
52. Galbo, H., Kjaer, M., & Secher, N. H. (1987). Cardiovascular, ventilatory and catecholamine responses to maximal dynamic exercise in partially curarized man. *The Journal of Physiology*, 389(1), 557-568.
53. Gandevia, S. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81, p. 1725–1789.
54. Garnacho-Montero, J., Amaya-Villar, R., García-Garmendía, J. L., Madrazo-Osuna, J., & Ortiz-Leyba, C. (2005). Effect of critical illness polyneuropathy on the withdrawal from mechanical ventilation and the length of stay in septic patients. *Critical care medicine*, 33(2), 349-354.
55. Georgopoulos, D., Bshouty, Z., Younes, M., & Anthonisen, N. R. (1990). Hypoxic exposure and activation of the afterdischarge mechanism in conscious humans. *Journal of Applied Physiology*, 69(3), 1159-1164.
56. Gerovasili, V., Stefanidis, K., Vitzilaios, K., Karatzanos, E., Politis, P., Koroneos, A & Nanas, S. (2009). Electrical muscle stimulation preserves the muscle mass of critically ill patients: a randomized study. *Critical Care*, 13(5), R161.
57. Gibson, J. N. A., Morrison, W. L., Scrimgeour, C. M., Smith, K., Stoward, P. J., & Rennie, M. J. (1989). Effects of therapeutic percutaneous electrical stimulation of atrophic human quadriceps on muscle composition, protein synthesis and contractile properties. *European Journal of Clinical Investigation*, 19(2), 206-212.
58. Gibson, J. N. A., Smith, K., & Rennie, M. J. (1988). Prevention of disuse muscle atrophy by means of electrical stimulation: maintenance of protein synthesis. *The Lancet*, 332(8614), 767-770.
59. Glinsky, J., Harvey, L., van Es, PL. (2007). Efficacy of electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 15(5), p. 412 – 426.
60. Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y., & Martin, A. (2005). Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(8), 1291-1299.
61. Goats, G. C. (1990). Interferential current therapy. *British journal of sports medicine*, 24(2), 87.
62. Gosker, H. R., Engelen, M. P., van Mameren, H., van Dijk, P. J., van der Vusse, G. J., Wouters, E. F., & Schols, A. M. (2002). Muscle fiber type IIX atrophy is involved in the loss of fat-free mass in chronic obstructive pulmonary disease. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 76(1), 113-119.
63. Gregory, C. M., & Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical therapy*, 85(4), 358-364.
64. Griffin, J. W., Tooms, R. E., Vander Zwaag, R., Bertorini, T. E. & O'toole, M. L. 1993. Eccentric muscle performance of elbow and knee muscle groups in untrained men and women. *Med sci sports exerc*, 25, 936-44.

65. Grosset, J., Crowe, L., De Vito, G., O'Shea, D., Caulfield, B. (2013). Comparative effect of a 1 h session of electrical muscle stimulation and walking activity on energy expenditure and substrate oxidation in obese subjects. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 38(1), p. 57-65.
66. Hall, J. (2011). Guyton and Hall textbook of medical physiology (12th ed.). Philadelphia, Pa.: Saunders/Elsevier. pp. 505–510
67. Hamada, T., Sasaki, H., Hayashi, T., Moritani, T., & Nakao, K. (2003). Enhancement of whole body glucose uptake during and after human skeletal muscle low-frequency electrical stimulation. *Journal of Applied Physiology*, 94(6), 2107-2112.
68. Hamada, T. (2003) 'Electrical stimulation of human lower extremities enhances energy consumption, carbohydrate oxidation, and whole body glucose uptake', *Journal of Applied Physiology*, 96(3), pp. 911–916.
69. Han, B. S., Jang, S. H., Chang, Y., Byun, W. M., Lim, S. K., & Kang, D. S. (2003). Functional magnetic resonance image finding of cortical activation by neuromuscular electrical stimulation on wrist extensor muscles. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(1), 17-20.
70. Han, BS., Jang, SH., Chang, Y., Byun, WM., Lim, SK., Kang, DS. (2003). Functional magnetic resonance image finding of cortical activation by neuromuscular electrical stimulation on wrist extensor muscles. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, p. 17–20.
71. Harris, S., LeMaitre, J. P., Mackenzie, G., Fox, K. A., & Denvir, M. A. (2003). A randomised study of home-based electrical stimulation of the legs and conventional bicycle exercise training for patients with chronic heart failure. *European Heart Journal*, 24(9), 871-878.
72. Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of neurophysiology*, 28(3), 560-580.
73. Heyters, M., Carpentier, A., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1994). Twitch analysis as an approach to motor unit activation during electrical stimulation. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 19(4), 451-461.
74. Horstman, A., Beltman, M., Gerrits, K., Koppe, P., Janssen, T., Elich, P., de Haan, A. (2008). Intrinsic muscle strength and voluntary activation of both lower limbs and functional performance after stroke. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 28, p.251–261.
75. Hortobágyi, T., Maffiuletti, N. (2011). Neural adaptations to electrical stimulation strength training, *European Journal of Applied Physiology*, 111, p. 2439 – 2449.
76. Hsu, M. J., Wei, S. H. and Chang, Y. J. (2011) 'Effect of neuromuscular electrical muscle stimulation on energy expenditure in healthy adults'. *Sensors*, 11(2), pp. 1932–1942.
77. Hulke, S. M., Phatak, M. S., & Vaidya, Y. P. (2012). Cardiorespiratory response to aerobic exercise programs with different intensity: 20 weeks longitudinal study. *Journal of research in medical sciences: the official journal of Isfahan University of Medical Sciences*, 17(7), 649.
78. Hultman, E. R. I. C., & Sjöholm, H. (1983). Energy metabolism and contraction force of human skeletal muscle in situ during electrical stimulation. *The Journal of physiology*, 345(1), 525-532.
79. Hultman, E. R. I. C., & Spriet, L. L. (1986). Skeletal muscle metabolism, contraction force and glycogen utilization during prolonged electrical stimulation in humans. *The Journal of physiology*, 374(1), 493-501.

80. Ishida, K., & Miyamura, M. (2012). Neural regulation of respiration during exercise-Beyond the conventional central command and afferent feedback mechanisms. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 1(2), 235-245.
81. Jubeau, M., Gondin, J., Martin, A., Sartorio, A., & Maffiuletti, N. A. (2007). Random motor unit activation by electrostimulation. *International Journal of Sports Medicine*, 28(11), 901-904.
82. Jubeau, M., Sartorio, A., Marinone, P. G., Agosti, F., Van Hoecke, J., Nosaka, K., & Maffiuletti, N. A. (2008). Comparison between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris for growth hormone response and muscle damage. *Journal of Applied Physiology*, 104,75–81.
83. Kanda, F., Okuda, S., Matsushita, T., Takatani, K., Kimura, K. I., & Chihara, K. (2001). Steroid myopathy: pathogenesis and effects of growth hormone and insulin-like growth factor-I administration. *Hormone Research in Paediatrics*, 56(Suppl. 1), 24-28.
84. Kasai, T., Kawanishi, M., & Yahagi, S. (1992). The effects of wrist muscle vibration on human voluntary elbow flexion-extension movements. *Experimental Brain Research*, 90(1), 217-220.
85. Kimberley, T. J., Lewis, S. M., Auerbach, E. J., Dorsey, L. L., Lojovich, J. M., & Carey, J. R. (2004). Electrical stimulation driving functional improvements and cortical changes in subjects with stroke. *Experimental Brain Research*, 154(4), 450-460.
86. Krogh, A., & Lindhard, J. (1913). The regulation of respiration and circulation during the initial stages of muscular work. *The Journal of Physiology*, 47(1-2), 112-136.
87. Kuna, S. (2000). Respiratory-related activation and mechanical effects of the pharyngeal constrictor muscles. *Respiration Physiology*, 119 (2–3), 155–161
88. Langeard, A., Bigot, L., Chastan, N., Gauthier, A. (2017). Does neuromuscular electrical stimulation training of the lower limb have functional effects on the elderly?: A systematic review. *Experimental Gerontology*, 91, pp. 88–98
89. Latronico, N., Peli, E., & Botteri, M. (2005). Critical illness myopathy and neuropathy. *Current opinion in critical care*, 11(2), 126-132.
90. Laufer, Y., Ries, J. D., Leininger, P. M., & Alon, G. (2001). Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. *Physical therapy*, 81(7), 1307-1316.
91. Laufer, Y., & Elboim, M. (2008). Effect of burst frequency and duration of kilohertz-frequency alternating currents and of low-frequency pulsed currents on strength of contraction, muscle fatigue, and perceived discomfort. *Physical therapy*, 88(10), 1167-1176.
92. Laufer, Y., Shtraker, H. and Gabyzon, M. E. (2014) ‘The effects of exercise and neuromuscular electrical stimulation in subjects with knee osteoarthritis: A 3-month follow-up study’. *Clinical Interventions in Aging*, 9, pp. 1153–1161.
93. Laukkanen, J. A., Kurl, S., Salonen, J. T., Lakka, T. A., & Rauramaa, R. (2006). Peak oxygen pulse during exercise as a predictor for coronary heart disease and all cause death. *Heart*, 92(9), 1219-1224.
94. Lee, D., Lee, G. and Jeong, J. (2016) ‘Mirror therapy with neuromuscular electrical stimulation for improving motor function of stroke survivors: A pilot randomized clinical study’, *Technology and Health Care*, 24(4), pp. 503–511.
95. Lee, S. Y. et al. (2012) ‘The effects of neuromuscular electrical stimulation on cardiopulmonary function in healthy adults’. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 36(6), pp. 849–856.

96. Leonard, B., Mitchell, J. H., Mizuno, M., Rube, N., Saltin, B., & Secher, N. H. (1985). Partial neuromuscular blockade and cardiovascular responses to static exercise in man. *The Journal of Physiology*, 359(1), 365-379.
97. Lepley, L. K., Wojtys, E. M. and Palmieri-Smith, R. M. (2015). Combination of eccentric exercise and neuromuscular electrical stimulation to improve biomechanical limb symmetry after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*, 30(7), pp. 738–747.
98. Lexell, J., Henriksson-Larsen, N., & Sjöström, M. (1983). Distribution of different fibre types in human skeletal muscles 2. A study of cross-sections of whole m. vastus lateralis. *Acta Physiologica Scandinavica*, 117(1), 115-122.
99. Lexell, J., & Evans, J. (1995). Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50(Special_Issue), 11-16.
100. Levy, M. (1997). Neural Control of cardiac function. *Baillieres Clinical Neurology*, 6(2), p. 227- 244.
101. Lieber, R., Silva, P., Daniel, D. (1996). Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after anterior cruciate ligament surgery. *Journal of Orthopaedic Research*, 14, p. 131–138
102. Llano-Diez, M. et al. (2012) ‘Mechanisms underlying intensive care unit muscle wasting and effects of passive mechanical loading’, *Critical Care*, 16(5), p. R209.
103. Macfarlane, D. J., & Wong, P. (2012). Validity, reliability and stability of the portable Cortex Metamax 3B gas analysis system. *European journal of applied physiology*, 112(7), 2539-2547.
104. Maffiuletti, N. A. (2006). The use of electrostimulation exercise in competitive sport. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1(4), 406-407.
105. Maffiuletti, N. A. et al. (2013) ‘Neuromuscular electrical stimulation for preventing skeletal-muscle weakness and wasting in critically ill patients: a systematic review’, *BMC Medicine*, 11(1), p. 137.
106. Maffiuletti, N., Dugnani, S., Folz, M., Di Pierno, E., Mauro, F. (2002). Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 34, p.1638-44.
107. Maffiuletti, N. (2010). Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *European Journal of Applied Physiology*, 110, p. 223–234.
108. Maffiuletti, N. A., Minetto, M. A., Farina, D., & Bottinelli, R. (2011). Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. *European Journal of Applied Physiology*, 111, 2391–2397.
109. Malatesta, D., Cattaneo, F., Dugnani, S., & Maffiuletti, N. A. (2003). Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 17(3), 573-579.
110. Mang, C. S., Lagerquist, O., & Collins, D. F. (2010). Changes in corticospinal excitability evoked by common peroneal nerve stimulation depend on stimulation frequency. *Experimental Brain Research*, 203(1), 11-20.
111. Mateika, J. H., & Duffin, J. (1995). A review of the control of breathing during exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational physiology*, 71(1), 1-27.
112. McNeil, C. J., Murray, B. J., & Rice, C. L. (2006). Differential changes in muscle oxygenation between voluntary and stimulated isometric fatigue of human dorsiflexors. *Journal of Applied Physiology*. 100(3), 890-895.

113. Merrill, D. R. (2009). Review of electrical stimulation in cerebral palsy and recommendations for future directions. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 51, 154-165.
114. Minogue, C. M., Caulfield, B. M. and Lowery, M. M. (2014) 'Whole body oxygen uptake and evoked torque during subtetanic isometric electrical stimulation of the quadriceps muscles in a single 30-minute session', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. Elsevier Ltd*, 95(9), pp. 1750–1758
115. Muza, S. R., Lee, L. Y., Wiley, R. L., McDonald, S., & Zechman, F. W. (1983). Ventilatory responses to static handgrip exercise. *Journal of Applied Physiology*, 54(6), 1457-1462.
116. Muthalib, M., Jubeau, M., Millet, G. Y., Maffiuletti, N. A., & Nosaka, K. (2009). Comparison between electrically evoked and voluntary isometric contractions for biceps brachii muscle oxidative metabolism using near-infrared spectroscopy. *European journal of applied physiology*, 107(2), 235-241.
117. Myhre, K., & Andersen, K. L. (1971). Respiratory responses to static muscular work. *Respiration Physiology*, 12(1), 77-89.
118. Nagai, M. K., Marquez-Chin, C., & Popovic, M. R. (2016). Why is functional electrical stimulation therapy capable of restoring motor function following severe injury to the central nervous system?. In *Translational Neuroscience* (pp. 479-498). Springer, Boston, MA.
119. Neto, M. G. et al. (2016) 'Effects of neuromuscular electrical stimulation on physiologic and functional measurements in patients with heart failure a systematic review with meta-analysis'. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention*, 36(3), pp. 157–166.
120. Newsam, C. J., & Baker, L. L. (2004). Effect of an electric stimulation facilitation program on quadriceps motor unit recruitment after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(12), 2040-2045.
121. Nielsen, J., Kagamihara, Y., Crone, C., & Hultborn, H. (1992). Central facilitation of Ia inhibition during tonic ankle dorsiflexion revealed after blockade of peripheral feedback. *Experimental Brain Research*, 88(3), 651-656.
122. Nobrega, A. C., O'Leary, D., Silva, B. M., Marongiu, E., Piepoli, M. F., & Crisafulli, A. (2014). Neural regulation of cardiovascular response to exercise: role of central command and peripheral afferents. *BioMed Research International*, 2014.
123. Nuhr, M. J. et al. (2004) 'Beneficial effects of chronic low-frequency stimulation of thigh muscles in patients with advanced chronic heart failure', *European Heart Journal*, 25(2), pp. 136–143.
124. Oliveira, R. B., Myers, J., & Araújo, C. G. S. D. (2011). Long-term stability of the oxygen pulse curve during maximal exercise. *Clinics*, 66(2), 203-209.
125. Palma, J.A., Benarroch, E. (2014). Neural Control of the heart: Recent concepts and clinical correlation. *Neurology*, 83(3), p. 261 – 271.
126. Papathanasiou, G., Georgoudis, G., Papandreou, M., Spyropoulos, P., Georgakopoulos, D., Kalfakakou, V., & Evangelou, A. (2009). Reliability measures of the short International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) in Greek young adults. *Hellenic J Cardiol*, 50(4), 283-294
127. Parker, M. G., Bennett, M. J., Hieb, M. A., Hollar, A. C., & Roe, A. A. (2003). Strength response in human quadriceps femoris muscle during 2 neuromuscular electrical stimulation programs. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(12), 719-726.
128. Parker, M.G., Bennett, M.J., Hieb, MA., Hollar, A.C., Roe, A.A. (2003). Strength response in human femoris muscle during 2 neuromuscular electrical stimulation

- programs. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(12), p. 719-26.
129. Petrofsky, J., Laymon, M., Prowse, M., Gunda, S., & Batt, J. (2009). The transfer of current through skin and muscle during electrical stimulation with sine, square, Russian and interferential waveforms. *Journal of medical engineering & technology*, 33(2), 170-181
 130. Petterson, S., & Snyder-Mackler, L. (2006). The use of neuromuscular electrical stimulation to improve activation deficits in a patient with chronic quadriceps strength impairments following total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(9), 678-685.
 131. Pichon, F., Chatard, J., Martin, A., Commetti, G. (1995). Electrical stimulation and swimming performance. *Medicine and Science in sports and exercise*, 27(12), p. 1671 – 1676.
 132. Piva, S. R., Goodnite, E. A., Azuma, K., Woollard, J. D., Goodpaster, B. H., Wasko, M. C., & Fitzgerald, G. K. (2007). Neuromuscular electrical stimulation and volitional exercise for individuals with rheumatoid arthritis: a multiple-patient case report. *Physical therapy*, 87(8), 1064-1077.
 133. Plowman, S., Smith, D. (2013). *Exercise Physiology for Health Fitness and Performance*. 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins.
 134. Pocock, G., Richards, C. (2006). *Human physiology: the basis of medicine* (3rd ed.). Oxford: Oxford University Press. pp. 332–336
 135. Polese, J., Ada, L., Parreira, V., Faria, G. S., Avelino, P., & Teixeira-Salmela, L. F. (2015). Test-retest reliability of cardiorespiratory variables measured with the metamax 3b during the six-minute walking test after stroke. *Phys Med Rehabil Int*, 2, 1028.
 136. Popovic, M. R., Masani, K., & Micera, S. (2016). Functional electrical stimulation therapy: Recovery of function following spinal cord injury and stroke. In *Neurorehabilitation Technology* (pp. 513-532). Springer, Cham.
 137. Puthuchery, Z. A. et al. (2013) 'Acute skeletal muscle wasting in critical illness', *JAMA - Journal of the American Medical Association*, 310(15), pp. 1591–1600.
 138. Querol, F., Gallach, J. E., Toca-Herrera, J. L., Gomis, M., & Gonzalez, L. (2006). Surface electrical stimulation of the quadriceps femoris in patients affected by haemophilia A. *Haemophilia*, 12(6), 629-632.
 139. Quittan, M., Wiesinger, G. F., Sturm, B., Puig, S., Mayr, W., Sochor, A., ... & Fialka-Moser, V. (2001). Improvement of thigh muscles by neuromuscular electrical stimulation in patients with refractory heart failure: a single-blind, randomized, controlled trial. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80(3), 206-214.
 140. Remaud, A., Guevel, A., & Cornu, C. (2007). Antagonist muscle coactivation and muscle inhibition: effects on external torque regulation and resistance training-induced adaptations. *Neurophysiologie clinique= Clinical neurophysiology*, 37(1), 1-14.
 141. Ridding, M. C., Brouwer, B., Miles, T. S., Pitcher, J. B., & Thompson, P. D. (2000). Changes in muscle responses to stimulation of the motor cortex induced by peripheral nerve stimulation in human subjects. *Experimental Brain Research*, 131(1), 135-143.
 142. Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of athletic training*, 37(1), 80.

143. Robertson, V., Chipchase, L., Laasko, E., Whelan, K., McKenna, L. (2001). Guidelines for clinical use of electrophysical agents. Australian Physiotherapy Association.
144. Rodriguez, P., Setten, M., Maskin, L., Bonelli, I., Vidomlansky, S., Attie, S., Frosiani, S., Kozima, S., Valentini, R. (2012). Muscle weakness in septic patients requiring mechanical ventilation: Protective effect of transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Journal of Critical Care*, 27(3), p. 319.e1-319.e8
145. Roig, M., & Reid, W. D. (2009). Electrical stimulation and peripheral muscle function in COPD: a systematic review. *Respiratory medicine*, 103(4), 485-495.
146. Routsis, C., Gerovasili, V., Vasileiadis, I., Karatzanos, E., Pitsolis, T., Tripodaki, E., & Nanas, S. (2010). Electrical muscle stimulation prevents critical illness polyneuromyopathy: a randomized parallel intervention trial. *Critical Care*, 14(2), R74.
147. Roy, F. D., & Gorassini, M. A. (2008). Peripheral sensory activation of cortical circuits in the leg motor cortex of man. *The Journal of Physiology*, 586(17), 4091-4105.
148. Schardong, J. et al. (2017) 'Effects of Intradialytic Neuromuscular Electrical Stimulation on Strength and Muscle Architecture in Patients With Chronic Kidney Failure: Randomized Clinical Trial', *Artificial Organs*, 41(11), pp. 1049–1058.
149. Schuhfried, O., Crevenna, R., Fialka-Moser, V., Paternostro-Sluga, T. (2012). Non – Invasive Neuromuscular Electrical Stimulation in patients with central nervous system lesions: An educational review. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44, p. 99–105.
150. Shin, H. K., Cho, S. H., Jeon, H. S., Lee, Y. H., Song, J. C., Jang, S. H., & Kwon, Y. H. (2008). Cortical effect and functional recovery by the electromyography-triggered neuromuscular stimulation in chronic stroke patients. *Neuroscience Letters*, 442(3), 174-179.
151. Sillen, M., Janssen, P., Akkermans, M., Wouters, E., Spruit, M. (2008). The metabolic response during resistance training and neuromuscular electrical stimulation (NMES) in patients with COPD, a pilot study. *Respiratory Medicine*, 102(5), p. 786-9.
152. Sillen, M., Speksnijder, C., Eterman, R., Janssen, P., Wagers, S., Wouters, E., Uszko-Lencer, N., Spruit, M. (2009). Effects of neuromuscular electrical stimulation of muscles of ambulation in patients with chronic heart failure or COPD: a systematic review of the English-language literature. *Chest*, 136(1), p. 44-61.
153. Sillen, M., Wouters, E., Franssen, F., Meijer, K., Stakenborg, K., Spruit, M. (2011). Oxygen uptake, ventilation, and symptoms during low-frequency versus high-frequency NMES in COPD: a pilot study. *Lung*, 189(1), p. 21-6
154. Sinacore, D. R., Delitto, A., King, D. S., & Rose, S. J. (1990). Type II fiber activation with electrical stimulation: a preliminary report. *Physical Therapy*, 70(7), 416-422.
155. Snyder-Mackler, L. Y. N. N., Ladin, Z., Schepsis, A. A., & Young, J. C. (1991). Electrical stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the anterior cruciate ligament. Effects of electrically elicited contraction of the quadriceps femoris and hamstring muscles on gait and on strength of the thigh muscles. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 73(7), 1025-1036.
156. Snyder-Mackler, L., Delitto, A., Bailey, S., Stralka S. (1995). Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective, randomized clinical trial of electrical

- stimulation. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 77(8), p. 1166 - 1173.
157. Spengler, C. M., von Ow, D., & Boutellier, U. (1994). The role of central command in ventilatory control during static exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 68(2), 162-169.
158. Spruit M., Vanderhoven-Augustin I., Janssen P., Wouters, E. (2008). Integration of pulmonary rehabilitation in COPD. *Lancet*, 371(9606):12–13.
159. Stackhouse, S. K., Binder-Macleod, S. A., Stackhouse, C. A., McCarthy, J. J., Prosser, L. A., & Lee, S. C. (2007). Neuromuscular electrical stimulation versus volitional isometric strength training in children with spastic diplegic cerebral palsy: a preliminary study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21(6), 475-485.
160. Stefanovska, A., & Vodovnik, L. (1985). Change in muscle force following electrical stimulation. Dependence on stimulation waveform and frequency. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 17(3), 141-146.
161. Stevens, J. E., Mizner, R. L., & Snyder-Mackler, L. (2004). Neuromuscular electrical stimulation for quadriceps muscle strengthening after bilateral total knee arthroplasty: a case series. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(1), 21-29.
162. Suetta C, Aagaard P, Rosted A, Jakobsen AK, Duus B, Kjaer M, Magnusson SP (2004) Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *Journal of Applied Physiology*, 97:1954–1961
163. Sztajzel, J., (2004). Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system. *Swiss Medical Weekly*, 134, p. 514-522.
164. Takeda, K., Tanino, G., & Miyasaka, H. (2017). Review of devices used in neuromuscular electrical stimulation for stroke rehabilitation. *Medical devices (Auckland, NZ)*, 10, 207.
165. Tanaka, S. et al. (2016) 'A Single Session of Neuromuscular Electrical Stimulation Enhances Vascular Endothelial Function and Peripheral Blood Circulation in Patients With Acute Myocardial Infarction', *International Heart Journal*, 57(6), pp. 676–681.
166. Tawadrous, F. D., & Eldridge, F. L. (1974). Posthyperventilation breathing patterns after active hyperventilation in man. *Journal of Applied Physiology*, 37(3), 353-356.
167. Taylor, T., West, D., Howatson, G., Jones, C., Bracken, R., Love, T., Cook, C., Swift, E., Baker, J., Kilduff, L. (2015). The impact of neuromuscular electrical stimulation on recovery after intensive, muscle damaging, maximal speed training in professional team sports players, *Journal of Science and Medicine in Sport. Sports Medicine Australia*, 18(3), pp. 328–332.
168. Theurel, J., Lepers, R., Pardon, L., & Maffioletti, N. A. (2007). Differences in cardiorespiratory and neuromuscular responses between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris muscle. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 157(2-3), 341-347.
169. Thompson, A. K., & Stein, R. B. (2004). Short-term effects of functional electrical stimulation on motor-evoked potentials in ankle flexor and extensor muscles. *Experimental Brain Research*, 159(4), 491-500.
170. Tortora, G. (2008). Principles of anatomy and physiology (12. ed.). Hoboken, N.J.: Wiley. pp. 905–909.

171. Trimble, M. H., & Enoka, R. M. (1991). Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. *Physical Therapy*, 71(4), 273-280.
172. Trimble, M., Enoka R. (1991). Mechanisms Underlying the Training Effects Associated with Neuromuscular Electrical Stimulation. *Physical Therapy*, 71(4), p. 273 – 280.
173. Triposkiadis, F., Karayannis, G., Giamouzis G., Skoularigis, J., Louridas, G., Butler, J., (2009). The Sympathetic Nervous System in Heart Failure: Physiology, Pathophysiology, and Clinical Implications. *Journal of the American College of Cardiology*, 54, p.1747–1762.
174. van Lewinsky, F., Hofer, S., Kaus, J., Merboldt, KD., Rothkegel, H., Schweizer, R. et al. (2009) Efficacy of EMG-triggered electrical arm stimulation in chronic hemiparetic stroke patients. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 27, p. 189–197.
175. Vanderthommen, M., Depresseux, J. C., Dauchat, L., Degueldre, C., Croisier, J. L., & Crielaard, J. M. (2002). Blood flow variation in human muscle during electrically stimulated exercise bouts. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7), 936-941.
176. Vance, C. G., Dailey, D. L., Rakel, B. A., & Sluka, K. A. (2014). Using TENS for pain control: the state of the evidence. *Pain management*, 4(3), 197-209.
177. Vanderthommen, M., & Duchateau, J. (2007). Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exercise and sport sciences reviews*, 35(4), 180-185.
178. Vanderthommen, M., Duteil, S., Wary, C., Raynaud, J. S., Leroy-Willig, A., Crielaard, J. M., & Carlier, P. G. (2003). A comparison of voluntary and electrically induced contractions by interleaved 1H-and 31P-NMRS in humans. *Journal of Applied Physiology*. 94, 1012–1024
179. Vaquero, A. F., Chicharro, J. L., Gil, L., Ruiz, M. P., Sanchez, V., Lucia, A. & Gomez, M. A. (1998). Effects of muscle electrical stimulation on peak VO₂ in cardiac transplant patients. *International Journal of Sports Medicine*, 19(05), 317-322.
180. Vieira, P. J. C. et al. (2014) ‘Neuromuscular electrical stimulation improves clinical and physiological function in COPD patients’, *Respiratory Medicine*, 108(4), pp. 609–620.
181. Vivodtzev, I., Lacasse, Y., & Maltais, F. (2008). Neuromuscular electrical stimulation of the lower limbs in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention*, 28(2), 79-91.
182. von Lewinski, F., Hofer, S., Kaus, J., Merboldt, K. D., Rothkegel, H., Schweizer, R. & Paulus, W. (2009). Efficacy of EMG-triggered electrical arm stimulation in chronic hemiparetic stroke patients. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 27(3), 189-197.
183. Waldrop, T. G., Eldridge, F. L., Iwamoto, G. A., & Mitchell, J. H. (1996). Central neural control of respiration and circulation during exercise. *Handbook of Physiology. Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*, 333, 380.
184. Wasserman, K. W. B. J., Whipp, B. J., & Casaburi, R. (1986). Respiratory control during exercise. *Handbook of Physiology. The Respiratory System. Control of Breathing*, 2(pt 2), 595-620.
185. Weingarden, H., Ring, H. (2006). Functional electrical stimulation-induced neural changes and recovery after stroke. *Europa Medicophysica*, 42, p.87–90.

186. Whipp, J., & Wasserman, K. (Eds.). (1991). *Exercise: Pulmonary Physiology and Pathophysiology* (Vol. 52). Informa Health Care.
187. Williamson, A., & Hoggart, B. (2005). Pain: a review of three commonly used pain rating scales. *Journal of Clinical Nursing*, 14(7), 798-804.
188. Wust, R., Morse, C., de Haan, A., Rittweger, J., Jones, D., Degens, H. (2008). Sex differences in contractile properties and fatigue resistance of human skeletal muscle. *Experimental Physiology*, 93(7), p. 843 – 850.
189. Xhyheri, B., Manfrini, O., Mazzolini, M., Pizzi, C., Bugiardini, R., (2012). Heart Rate Variability Today. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 55, p. 321-331.
190. Zifko, U. A. (2000). Long-term outcome of critical illness polyneuropathy. *Muscle & nerve*, 23(S9), S49-S52.
191. Zizic, T. M., Hoffman, K. C., Holt, P. A., Hungerford, D. S., O'Dell, J. R., Jacobs, M. A., ... & Free, S. M. (1995). The treatment of osteoarthritis of the knee with pulsed electrical stimulation. *The Journal of Rheumatology*, 22(9), 1757-61.
192. Zory, R., Boerio, D., Jubeau, M., & Maffiuletti, N. A. (2005). Central and peripheral fatigue of the knee extensor muscles induced by electromyostimulation. *International Journal of Sports Medicine*, 26(10), 847-853.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Στερεάς Ελλάδας
Σχολή Επαγγελματών Υγείας και Πρόνοιας
Τμήμα Φυσικοθεραπείας

ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΗΘΙΚΗΣ και ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ

Δρ Ιωάννης Πουλής
Καθηγητής Εφαρμογών
Τμήμα Φυσικοθεραπείας
ΤΕΙ Στερεάς Ελλάδας
3^ο χλμ. ΠΕΟ Λαμίας-Αθήνας
351 00, Λαμία
22310 60222
ipoulis@teiam.gr

Λαμία, 26 Σεπτεμβρίου 2018

Απόσπασμα απόφασης Νο 53

Σήμερα Τετάρτη, 26 Σεπτεμβρίου 2018 και ώρα 11.00 στο Γραφείο του αναπληρωτή καθηγητή του Τμήματος Φυσικοθεραπείας, Ιωάννη Πουλή, συνήλθε η Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας:

Σύμφωνα με απόφαση της Γενικής Συνέλευσης του Τμήματος (αρ. πρωτ. 118/02-10-2008) η Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας αποτελείται από τα ακόλουθα μέλη:

Πουλής Ιωάννης
Στριμπάκος Νικόλαος
Παράς Γεώργιος
Τρίγκας Παναγιώτης (αναπληρωματικό μέλος)

Κατόπιν μελέτης της αίτησης του μεταπτυχιακού φοιτητή κ. Καραγκούνη Αντωνίου (αριθ. πρωτ. 967/30-8-2018) με θέμα διπλωματικής εργασίας: «**Διερεύνηση της απόκρισης του αναπνευστικού και κυκλοφορικού συστήματος κατά τη μυϊκή συστολή μέσω ΗΜΝΕ και την ενεργητική σύσπαση σε υγιείς άνδρες νεαρής ηλικίας**» με εισηγήτρια την αν. καθηγήτρια κ. Κορτιάνου Ελένη,

και βασιζόμενη στα στοιχεία που παρέχονται στην Επιτροπή από τον αιτούντα, η Επιτροπή αποφασίζει ότι:

Η ερευνητική πρόταση είναι κοντά στα διεθνή πρότυπα ηθικής πρακτικής και δεοντολογίας τα οποία συνάδουν με την αξία του σεβασμού προς τους εθελοντές που θα συμμετάσχουν.

Για την ακρίβεια του αποσπάσματος

Ο Γραμματέας της Επιτροπής



Γιώργος Παράς

Τμήμα Φυσικοθεραπείας, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Λαμίας, 3^ο χλμ. ΠΕΟ Λαμίας-Αθήνας, 351 00 Λαμία

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β

Τίτλος της ερευνητικής εργασίας:

“Διερεύνηση της απόκρισης του αναπνευστικού και κυκλοφορικού συστήματος κατά τη μυϊκή συστολή μέσω ΗΜΝΕ και την ενεργητική σύσπαση σε υγιείς άνδρες νεαρής ηλικίας ”

ΕΝΤΥΠΟ ΕΝΗΜΕΡΩΣΗΣ ΥΠΟΨΗΦΙΟΥ ΕΘΕΛΟΝΤΗ

Σας προσκαλούμε να λάβετε μέρος στην έρευνα, η οποία διεξάγεται στο πλαίσιο της διπλωματικής μου εργασίας. Το παρόν έντυπο αποσκοπεί στην ενημέρωσή σας για τις διαδικασίες της έρευνας και τους λόγους διεξαγωγής της.

Παρακαλούμε να το διαβάσετε και αν επιθυμείτε να μας απαντήσετε εάν θα θέλατε να συμμετάσχετε ή όχι. Αισθανθείτε ελεύθεροι να ζητήσετε διευκρινίσεις και επιπρόσθετες πληροφορίες για οτιδήποτε δεν γίνεται κατανοητό. Δεν είστε υποχρεωμένος να μας απαντήσετε άμεσα.

Στην έρευνα, θα συμμετέχουν νεαροί άντρες από 18 έως 30 ετών, φυσικά δραστήριοι, που δεν πάσχουν από αναπνευστικά, καρδιαγγειακά, μυοσκελετικά προβλήματα και παχυσαρκία - κριτήρια τα οποία πληρείται και βάσει αυτών έχετε επιλεγεί για τη μελέτη. Σκοπός της μελέτης είναι να παρατηρήσουμε, να αποτυπώσουμε και να προσπαθήσουμε να ερμηνεύσουμε το πώς αντιδρά το αναπνευστικό και το καρδιαγγειακό σύστημα όταν συσπάται ο τετρακέφαλος μυς α) μέσω ειδικού εξοπλισμού (Ηλεκτρονευρομυϊκός ερεθισμός – ΗΝΜΕ) με ηλεκτρόδια που εφαρμόζονται στο δέρμα στην ανατομική περιοχή του μυός και β) μέσω σύσπασης που θα κάνει ο εθελοντής μόνος του. Τα αποτελέσματα πιθανόν να έχουν σημασία αφού ο ΗΝΜΕ μπορεί να είναι εναλλακτική μορφή άσκησης σε νεαρά άτομα που για διάφορους λόγους υγείας δε μπορούν να συμμετέχουν σε πρόγραμμα μυϊκής ενδυνάμωσης μέσω εθελούσιας σύσπασης του μυός.

Θα χρειαστεί μια (1) επίσκεψη στο εργαστήριο που θα διαρκέσει περίπου 2 – 3 ώρες στο σύνολο. Παρακαλείστε για την συνεργασία σας στις υποδείξεις του εξεταστή καθόλη τη διάρκεια της διαδικασίας. Η διαδικασία θα περιλαμβάνει τα ακόλουθα:

- Λήψη ιστορικού
- Καταγραφή στοιχείων
- Συμπλήρωση ερωτηματολογίου
- Επίδειξη εξοπλισμού και επεξήγηση διαδικασίας
- Σκέλος 1: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων και συσκευής εργομετρίας. Σύσπαση μέσω ΗΝΜΕ για 30’ (2 συσπάσεις το λεπτό με διάρκεια 5’’ η καθεμιά και 23’’ διάλειμμα)
- Διάλειμμα 30 λεπτών
- Σκέλος 2: Τοποθέτηση εθελοντή σε ισοκινητικό δυναμόμετρο και συσκευής εργομετρίας. Ενεργητική σύσπαση παρόμοια με το σκέλος 1.

Κατά τη διάρκεια της μέτρησης δεν υπάρχουν πιθανοί κίνδυνοι ή τυχόν παρενέργειες, πέρα από μια πιθανή ήπια ενόχληση κατά τη χρήση του ΗΝΜΕ.

Από τη μελέτη δε θα έχετε κανένα προσωπικό όφελος. Αν συναινέσετε να λάβετε μέρος ο φάκελος σας θα γίνει γνωστός μόνο στην ομάδα η οποία πραγματοποιεί την έρευνα, ώστε να αξιολογήσουν και να αναλύσουν τα αποτελέσματα. Επίσης τα στοιχεία σας μπορεί να γίνουν γνωστά στην Επιτροπή Ελέγχου της Έρευνας. Όπου είναι δυνατό τα αποτελέσματα θα ελέγχονται με τα προσωπικά σας στοιχεία (όνομα, επώνυμο, διεύθυνση κλπ) καλυμμένα. Τα αποτελέσματα της μελέτης θα παραδοθούν με το πέρας της συγγραφής της διπλωματικής εργασίας στην αρμόδια επιτροπή του ιδρύματος και θα παρουσιαστούν στην ημέρα εξέτασης της.

Είναι δική σας απόφαση αν θα λάβετε μέρος ή όχι. Αν αποφασίσετε να λάβετε μέρος θα σας δοθεί ένα έντυπο *Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση* για να το υπογράψετε. Έχετε πάντα το δικαίωμα να αποσυρθείτε από την έρευνα ακόμα και μετά την υπογραφή σας, χωρίς να δώσετε καμία εξήγηση. Η απόφασή σας να μην συμμετέχετε δεν θα επηρεάσει καμία παροχή υπηρεσιών από το ίδρυμά μας.

Αν αισθάνεστε ότι θα θέλατε περισσότερες πληροφορίες μη διστάσετε να επικοινωνήσετε μαζί μας.

Σας ευχαριστούμε πολύ για τη συμμετοχή και τη βοήθεια στην έρευνά μας.

Καραγκούνης Αντώνιος (e-mail: karagkounisgr@hotmail.com, τηλ: 6948664563)

Ο εθελοντής παραλαμβάνει ένα αντίτυπο του έντυπου *Ενημέρωση Υποψήφιου Εθελοντή* και ένα αντίτυπο του υπογεγραμμένου έντυπου *Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση*.

Ημερομηνία παράδοσης έντυπου: / /201

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ

Έντυπο 'Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση'

Ημερομηνία ___ / ___ / ___

Επώνυμο εθελοντή (ασθενή): _____

Όνομα: _____

Αριθμός αναγνώρισης ασθενούς στην παρούσα έρευνα:

Ημερομηνία γέννησης: ___ / ___ / ___

Προϊστάμενος ερευνητής- εισηγητής: **ΚΟΡΤΙΑΝΟΥ ΕΛΕΝΗ**Φοιτητής/ερευνητής: **ΚΑΡΑΓΚΟΥΝΗΣ ΑΝΤΩΝΙΟΣ**

Υπεύθυνος γιατρός: _____

Άρρεν Θήλυ

Ιδιαιτερότητες εθελοντή-(ασθενή):

Άλλες πληροφορίες:

Το παρόν περιέχει εμπιστευτικές πληροφορίες και φυλάσσεται στο αρχείο του φοιτητή.

Δήλωση και υποχρεώσεις του υπεύθυνου φοιτητή-ερευνητή:

Έχω εξηγήσει τη διαδικασία της έρευνας στον συμμετέχοντα. Έχει πληροφορηθεί για τα πλεονεκτήματα από την έρευνα έχοντας καταστήσει σαφές αν είναι πλεονεκτήματα προς την ανθρωπότητα ή προς το ίδιο τον συμμετέχοντα. Έχω καταστήσει σαφές ποιοι μπορεί να είναι οι κίνδυνοι συμμετοχής σε αυτή την έρευνα. Έχω καταστήσει σαφές τι περιλαμβάνει η πειραματική διαδικασία, τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα εναλλακτικών λύσεων που μπορεί να έχει ο συμμετέχων, και έχω απαντήσει σε απορίες του.

Σε περίπτωση που ο συμμετέχων θέλει περαιτέρω πληροφορίες πριν ή και μετά τη διεξαγωγή της μελέτης μπορεί να με βρει στο τηλ. **6948664563**

Εξήγησα στον συμμετέχοντα όσο καλύτερα μπορούσα τις λεπτομέρειες και τις συνέπειες της μελέτης με τρόπο απλό ώστε να μπορεί να κατανοήσει τα λεγόμενά μου.

Υπογραφή φοιτητή/ερευνητή

Ημερομηνία __/__/__

Το παρόν δόθηκε στον συμμετέχοντα

ναι όχι

Βάλτε ✓ στην απάντηση που θέλετε.

Δήλωση του συμμετέχοντα:

Παρακαλώ να διαβάσετε το παρόν προσεκτικά. Κανονικά πρέπει να έχετε ήδη στα χέρια σας ένα αντίγραφο του *Εντύπου Ενημέρωσης Εθελοντή* που περιγράφει τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα του πειράματος στο οποίο συμμετέχετε. Αν όχι, ο ερευνητής θα σας δώσει ένα αντίγραφο τώρα.

Τίτλος της ερευνητικής εργασίας: **“Διερεύνηση της απόκρισης του αναπνευστικού και κυκλοφορικού συστήματος κατά τη μυϊκή συστολή μέσω ΗΜΝΕ και την ενεργητική σύσπαση σε υγιείς άνδρες νεαρής ηλικίας”**

Μικρή επεξήγηση της ερευνητικής εργασίας:

Ο Ηλεκτρικός Νευρομυϊκός Ερεθισμός (ΗΝΜΕ) χρησιμοποιείται στην αποκατάσταση προκειμένου να βοηθήσει τους ασθενείς να βελτιώσουν την περιφερική κυκλοφορία αίματος, να αυξήσουν την μυϊκή τους δύναμη και αντοχή και να αναδημιουργήσουν την κινητική τους λειτουργία. Επίσης, μελέτες έχουν δείξει ότι, μέσω του ΗΝΜΕ, προκαλούνται προσαρμογές του νευρικού συστήματος. Μικρός είναι σχετικά ο αριθμός των μελετών που αναφέρονται στην απόκριση του αναπνευστικού και καρδιαγγειακού συστήματος κατά τη διάρκεια εφαρμογής του ΗΝΜΕ παρότι πλήθος μελετών αναφέρονται στην θετική απόκριση των παραπάνω συστημάτων κατά τη διάρκεια της σωματικής άσκησης.

1. Επιβεβαιώνω ότι διάβασα και κατάλαβα το *Έντυπο Ενημέρωσης Εθελοντή* σήμερα την ___/___/___ και ότι είχα την δυνατότητα να κάνω ερωτήσεις.
2. Καταλαβαίνω ότι η συμμετοχή μου είναι εθελοντική και ότι είμαι ελεύθερη(-ος) να αποσυρθώ από το πείραμα οποιαδήποτε ώρα, ακόμα και μετά από την υπογραφή της παρούσας δήλωσης, χωρίς να δώσω εξηγήσεις ή το λόγο της απόσυρσής μου, χωρίς να επηρεαστεί το επίπεδο παροχής υπηρεσιών από το φυσικοθεραπευτή μου, το γιατρό μου ή το νοσοκομείο.
3. Καταλαβαίνω ότι μέρος ή ολόκληρος ο ιατρικός μου φάκελος θα διαβαστεί από τους ερευνητές.
4. Δίνω την άδεια να έχουν πρόσβαση στον ιατρικό φάκελό μου.
5. Συμφωνώ να συμμετάσχω εθελοντικά στην παρούσα ερευνητική εργασία.

Βάλτε σε κάθε
τετράγωνο ✓ αν
συμφωνείτε ή ✗ αν
διαφωνείτε.

Παρακάτω παραθέτω, χωρίς περαιτέρω εξηγήσεις, πρακτικές οι οποίες δεν θα επιθυμούσα να ακολουθηθούν σε περίπτωση ανάγκης: _____

Υπογραφή συμμετέχοντα

Ημερομηνία ___/___/___

International Physical Activity Questionnaire*

Short - self answered - 7 items

Greek Version**

Οι παρακάτω ερωτήσεις αφορούν στο χρόνο που έχετε αφιερώσει για κάποια σωματική δραστηριότητα τις τελευταίες 7 ημέρες. Περιλαμβάνουν ερωτήσεις σχετικά με δραστηριότητες που κάνετε κατά την εργασία σας, στις μετακινήσεις σας, στις δουλειές του σπιτιού, του κήπου και στον ελεύθερο χρόνο σας για ψυχαγωγία, άσκηση ή άθληση. Σας παρακαλώ να απαντήσετε όλες τις ερωτήσεις, ακόμα και εάν πιστεύετε ότι δεν είστε ένα ιδιαίτερα σωματικά δραστήριο άτομο.

Πριν απαντήσετε τις ερωτήσεις 1 και 2, σκεφτείτε όλες τις έντονες σωματικές δραστηριότητες που κάνατε κατά τις τελευταίες 7 ημέρες. Μια έντονη σωματική δραστηριότητα αναφέρεται σε δραστηριότητες που απαιτούν έντονη σωματική προσπάθεια και σας κάνουν να αναπνέετε σημαντικά δυσκολότερα από ότι συνήθως. Σκεφθείτε μόνο τις έντονες σωματικές δραστηριότητες που κάνατε και είχαν διάρκεια μεγαλύτερη από 10 λεπτά κάθε φορά.

- 1. Κατά τις τελευταίες 7 ημέρες, πόσες ημέρες κάνατε κάποια έντονη σωματική δραστηριότητα, όπως σκάψιμο, έντονη άσκηση με βάρη, τρέξιμο σε διάδρομο με κλίση, γρήγορο τρέξιμο, aerobics, γρήγορη ποδηλασία, γρήγορη κολύμβηση, τένις μονό, αγώνας σε γήπεδο (ποδόσφαιρο, basketball-μπάσκετ, volleyball-βόλεϊ, κλπ);**

_____ ημέρες ανά εβδομάδα

εάν δεν κάνατε έντονες σωματικές δραστηριότητες, τότε προχωρήστε στην ερώτηση 3

- 2. Τις ημέρες που κάνατε κάποια έντονη σωματική δραστηριότητα, πόσο χρόνο αφιερώνατε συνήθως;**

_____ λεπτά ανά ημέρα

δεν γνωρίζω/δεν είμαι βέβαιος

Πριν απαντήσετε τις ερωτήσεις 3 και 4, σκεφτείτε όλες τις μέτριας έντασης σωματικές δραστηριότητες που κάνατε κατά τις τελευταίες 7 ημέρες. Μια μέτριας έντασης σωματική δραστηριότητα αναφέρεται σε δραστηριότητες που απαιτούν μέτρια σωματική προσπάθεια και σας κάνουν να αναπνέετε κάπως δυσκολότερα από ότι συνήθως. Σκεφθείτε μόνο τις μέτριας έντασης σωματικές δραστηριότητες που κάνατε και είχαν διάρκεια μεγαλύτερη από 10 λεπτά κάθε φορά.

* The IPAQ group: <https://sites.google.com/site/theipaq/home>

** Papathanasiou G, et al. *Hellenic J Cardiol.* 2009; 50: 283-294.

3. Κατά τις τελευταίες 7 ημέρες, πόσες ημέρες κάνατε κάποια μέτρια σωματική δραστηριότητα, όπως το να σηκώνετε και να μεταφέρετε ελαφρά βάρη (λιγότερο από 10 κιλά), συνολική καθαριότητα του σπιτιού, ήπιες ρυθμικές ασκήσεις σώματος, ποδηλασία αναφυκής με χαμηλή ταχύτητα, καλαρή κολύμβηση; Σας παρακαλώ να μη συμπεριλάβετε το περπάτημα.

_____ ημέρες ανά εβδομάδα

εάν δεν κάνατε μέτριας έντασης σωματικές δραστηριότητες, τότε προχωρήστε στην ερώτηση 5

4. Τις ημέρες που κάνατε κάποια μέτρια σωματική δραστηριότητα, πόσο χρόνο αφιερώνετε συνήθως;

_____ λεπτά ανά ημέρα δεν γνωρίζω/δεν είμαι βέβαιος

Πριν απαντήσετε στις ερωτήσεις 5 και 6, σκεφτείτε το χρόνο που περπατήσατε κατά τις **τελευταίες 7 ημέρες**. Να συμπεριλάβετε το περπάτημα στο χώρο της εργασίας σας, στο σπίτι, στις μετακινήσεις σας και στον ελεύθερο χρόνο σας για ψυχαγωγία, άσκηση ή άθληση.

5. Κατά τις τελευταίες 7 ημέρες, πόσες ημέρες περπατήσατε για περισσότερο από 10 συνεχόμενα λεπτά;

_____ ημέρες ανά εβδομάδα

εάν δεν περπατήσατε καμία φορά περισσότερο από 10 συνεχόμενα λεπτά, τότε προχωρήστε στην ερώτηση 7

6. Τις ημέρες που περπατήσατε, για περισσότερο από 10 συνεχόμενα λεπτά, πόσο χρόνο περάσατε περπατώντας;

_____ λεπτά ανά ημέρα δεν γνωρίζω/δεν είμαι βέβαιος

7. Κατά τις τελευταίες 7 ημέρες, πόσο χρόνο περάσατε καθισμένος/η σε μια συνηθισμένη μέρα; Ο χρόνος αυτός μπορεί να περιλαμβάνει το χρόνο που περνάτε καθισμένος/η στο σπίτι, στο γραφείο, στο αυτοκίνητο, όταν διαβάζετε, όταν είστε με φίλους, ξεκουράζετε σε πολυθρόνα ή βλέπετε τηλεόραση, αλλά δεν περιλαμβάνει τον ύπνο.

_____ ώρες ανά ημέρα δεν γνωρίζω/δεν είμαι βέβαιος

Τέλος του ερωτηματολογίου. Σας ευχαριστούμε για τη συμμετοχή σας.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ε

ΕΝΤΥΠΟ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

Όν/μο: _____

Ημερομηνία: _____

Βάρος: _____ Ύψος: _____

Μέγιστη σύσπαση (Nm)		
Σύσπαση με ΗΝΜΕ (Nm)		
Εθελούσια σύσπαση (Nm)		
Τύπος ΗΝΜΕ		
Ανεκτή ένταση προοδευτικά (mA)		
ΗΡΕΜΙΑ		
ΗΝΜΕ		
ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ		
Αίσθηση μάσκας (1-10)		
Αίσθηση ρεύματος (1-10)		
ROM		

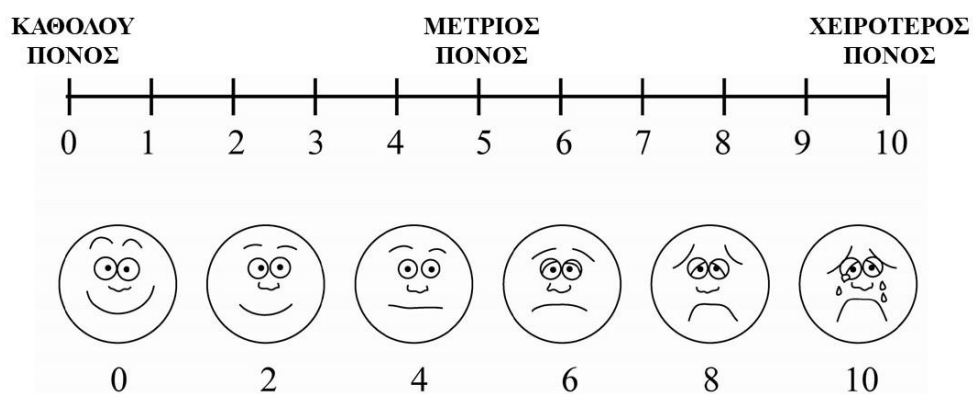
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΣΤ

ΕΝΤΥΠΟ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΧΡΟΝΟΥ ΣΥΣΤΟΛΩΝ

A/A	ΧΡΟΝΟΣ ΜΕ ΗΝΜΕ	ΧΡΟΝΟΣ ΜΕ ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		
16		
17		
18		
19		
20		
21		
22		
23		
24		
25		
26		
27		
28		
29		
30		

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ

ΟΠΤΙΚΗ ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ ΚΛΙΜΑΚΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΕΝΟΧΛΗΣΗΣ



ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Η

ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΕΛΕΓΧΟΥ ΚΑΝΟΝΙΚΟΤΗΤΑΣ

Tests of Normality			
	Shapiro-Wilk		
VE_REST_lmin	,859	15	,023
VE HNME	,944	15	,438
VE ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ	,912	15	,147
VE_1_1	,933	15	,301
VE_2_1	,900	15	,094
VT_REST_litra	,878	15	,044
VT HNME	,871	15	,034
VT ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ	,867	15	,031
VT_1_1	,873	15	,038
VT_2_1	,827	15	,008
BF_Rest_Breath_min	,927	15	,246
BF HNME	,921	15	,197
BF ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ	,855	15	,021
BF_1_1	,847	15	,016
BF_2_1	,898	15	,088
VO2_REST_lmin	,910	15	,135
VO2 HNME	,913	15	,150
VO2 ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ	,913	15	,152
VO2_1_1	,868	15	,031
VO2_2_1	,858	15	,023
O2Pulse_REST_ml	,917	15	,172
O2pulse HNME	,927	15	,245
O2pulse ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ	,862	15	,026
O2pulse_1_1	,933	15	,307
o2pulse_2_1	,863	15	,027
HR_Rest_Beat_min	,820	15	,007
HR HNME	,844	15	,014
HR ΕΘΕΛΟΥΣΙΑ	,916	15	,169
HR_1_1	,842	15	,014
HR_2_1	,925	15	,232