

**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΩΝ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΜΥΙΚΟΥ
ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΩΣ ΜΕΣΟ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ
ΣΤΗΝ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ**

**ΑΝΤΩΝΟΠΟΥΛΟΣ ΑΓΓΕΛΟΣ
ΓΙΑΝΝΙΩΤΗ ΑΓΓΕΛΙΚΗ**

ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΑΡΒΑΝΙΤΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΑΙΓΙΟ, 2012

***‘EVALUATION OF ELECTRICAL MUSCLE STIMULATION, AS
A MEANS OF REHABILITATION IN PHYSICAL THERAPY.’***

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Αναγνωρίζεται η ευγενική και γενναιόδωρη βοήθεια του κύριου Κάντα Παναγιώτη, εισηγητή του θέματος και καθοδηγητή μας στα πρώτα δύσκολα βήματά μας.

Είμαστε επίσης ευγνώμονες στον κύριο Αρβανίτη Γεώργιο, ο οποίος αξιολόγησε την προσπάθειά μας και ανέλαβε μαζί μας να φέρει εις πέρας την ολοκλήρωση της παρουσίασής της.

Συγγενείς, γονείς και φίλοι έδειξαν αμέριστη υποστήριξη και υπομονή, για τις οποίες τους ευχαριστούμε θερμά.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός αυτής της ανασκόπησης, είναι η αξιολόγηση του ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού ως μέσο αποκατάστασης στην ηλεκτροθεραπεία.

Μέσα από εκτενείς έρευνες και πλούσια βιβλιογραφία, μπορούμε να αντιληφθούμε τα οφέλη του μυϊκού ερεθισμού, είτε αυτός εφαρμόζεται ως βασική θεραπεία είτε ως συμπληρωματική θεραπεία, σε ένα πρόγραμμα αποκατάστασης των ασθενών που περιλαμβάνουν κινησιοθεραπεία, διάφορα είδη ασκήσεων και άλλα φυσικά μέσα όπως το ηλεκτρικό ρεύμα.

Στο πρώτο κεφάλαιο αναφέρουμε συνοπτικά τα είδη και τα χαρακτηριστικά των θεραπευτικών ρευμάτων, την ανοχή του ανθρώπινου οργανισμού σε αυτά, καθώς και τα αποτελέσματά τους στους ιστούς.

Στο δεύτερο κεφάλαιο μαθαίνουμε τι είναι το νευρικό σύστημα και ποια είναι η λειτουργία του σε σχέση με τους μύες, πώς αντιδρά αυτό το νευρομυϊκό σύστημα στα ηλεκτρικά ερεθίσματα, και πώς ενεργοποιείται ώστε να προκληθεί μια μυϊκή συστολή.

Στο τρίτο κεφάλαιο αναφερόμαστε στα είδη των κυριότερων ρευμάτων που γνωρίζουμε μέχρι σήμερα, και σε αυτά που χρησιμοποιούνται για ελάττωση του πόνου και σε αυτά που εφαρμόζουμε για να προκαλέσουμε μυϊκή συστολή. Εφόσον το θέμα μας όμως είναι ο μυϊκός ερεθισμός, στα επόμενα κεφάλαια θα αναφερόμαστε αποκλειστικά και μόνον σε αυτόν.

Στο τέταρτο κεφάλαιο αρχίζουμε πλέον μέσα από έρευνες και την βιβλιογραφία που έχουμε στα χέρια μας να αναλύουμε και να αξιολογούμε τον ηλεκτρικό μυϊκό ερεθισμό. Ποιες είναι οι σωστές παράμετροι που πρέπει να επιλέξουμε ώστε να έχουμε το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα, και πώς θα τον χρησιμοποιήσουμε έτσι ώστε να αντλήσουμε την μέγιστη συστολή που μπορούμε.

Στο πέμπτο κεφάλαιο μπαίνουμε στην κλινική εφαρμογή του μυϊκού ερεθισμού, σε φυσιολογικά ή μη φυσιολογικά εννευρωμένους μύες, στα κυριότερα τραυματισμένα νεύρα και στους βασικότερους μύες του προσώπου και σώματος. Συγκρίνουμε τις συσκευές για ερεθισμό, βάσει των ερευνών. Αναφέρουμε τις επιδράσεις και τις αντενδείξεις του, με ποιες μεθόδους θα μπορούσε να συνδυαστεί για καλύτερα αποτελέσματα, και αξιολογούμε την χρήση του σε κάποιες πολύ βασικές παθήσεις.

Στο έκτο και τελευταίο κεφάλαιο, περιγράφουμε εκτενώς ένα είδος του μυϊκού ερεθισμού, που είναι ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός, ο οποίος εφαρμόζεται μετά από σοβαρές κακώσεις και σε σοβαρές παθήσεις, και διαφαίνεται σπουδαίος στην αποκατάσταση τέτοιων περιπτώσεων.

Μετά από την αξιολόγηση του ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού, καταλήγουμε σε συμπεράσματα, που προκύπτουν από αξιολόγηση της αρθρογραφίας και βιβλιογραφίας που έχουμε συλλέξει.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

| | |
|--|-----|
| ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ..... | iii |
| ΠΕΡΙΛΗΨΗ | iv |
| ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ | v |
| ΕΙΣΑΓΩΓΗ | vii |
| ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1..... | 8 |
| ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΑ ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ ΡΕΥΜΑΤΑ | 8 |
| 1.1 ΣΥΝΟΠΤΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΗΛΕΚΤΡΟΦΥΣΙΚΗΣ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ..... | 8 |
| 1.2 ΕΙΔΗ ΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΡΕΥΜΑΤΩΝ | 10 |
| 1.3 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΦΑΣΕΩΝ ΚΑΙ ΠΑΛΜΩΝ | 13 |
| 1.4 ΑΝΟΧΗ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΡΕΥΜΑΤΟΣ ΑΠΟ ΤΟΝ ΑΝΘΡΩΠΟ..... | 14 |
| 1.5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΩΝ ΡΕΥΜΑΤΩΝ..... | 15 |
| ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2..... | 17 |
| ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΜΥΪΚΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ..... | 17 |
| 2.1 ΤΟ ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΙ Η ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ | 17 |
| 2.2 ΑΝΤΙΔΡΑΣΕΙΣ ΜΥΩΝ ΚΑΙ ΝΕΥΡΩΝ ΣΤΑ ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ ΕΡΕΘΙΣΜΑΤΑ..... | 19 |
| 2.3 ΕΝΕΡΓΟΠΟΙΗΣΗ ΜΥΪΚΩΝ ΙΝΩΝ ΚΑΙ ΜΥΪΚΗ ΣΥΣΤΟΛΗ..... | 20 |
| ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3..... | 24 |
| ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΙΑ..... | 24 |
| 3.1 ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΙΑ ΚΑΙ ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΑ ΡΕΥΜΑΤΑ..... | 24 |
| 3.2 ΚΥΡΙΟΤΕΡΑ ΡΕΥΜΑΤΑ ΓΙΑ ΕΛΑΤΤΩΣΗ ΤΟΥ ΠΟΝΟΥ | 25 |
| Παρεμβαλλόμενα Ρεύματα ή Ρεύματα Συμβολής (Διασταυρούμενα)..... | 25 |
| Διαδυναμικά ρεύματα | 26 |
| Παλμικό ρεύμα υψηλής τάσης | 27 |
| Διαδερμικός ηλεκτρικός νευρικός ερεθισμός | 28 |
| (transcutaneous electrical nerve stimulator – T.E.N.S.)..... | 28 |
| Μικρορεύμα (microcurrent)..... | 31 |
| 3.3 ΚΥΡΙΟΤΕΡΑ ΡΕΥΜΑΤΑ ΓΙΑ ΠΡΟΚΛΗΣΗ ΜΥΪΚΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ..... | 31 |
| Γαλβανικό ρεύμα | 31 |
| Ιοντοφοροεση | 33 |
| Ρωσικά ρεύματα (KOTS)..... | 35 |
| Φαραδικό ρεύμα | 36 |
| Λειτουργικός Ηλεκτρικός Ερεθισμός (Functional Electrical Stimulation- FES)..... | 36 |
| ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4..... | 37 |
| ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΜΥΪΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ | 37 |
| 4.1 ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΜΥΪΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ (HME)..... | 37 |

| | |
|--|------------|
| 4.2 ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΟΥ ΗΜΕ | 38 |
| 4.3 ΑΡΧΕΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΗΜΕ | 38 |
| 4.4 ΗΜΕ ΚΑΙ ΑΥΞΗΣΗ ΜΥΙΚΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ | 50 |
| ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 | 58 |
| ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΟΥ ΗΜΕ | 58 |
| 5.1 ΗΜΕ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΑ ΕΝΝΕΥΡΩΜΕΝΩΝ ΜΥΩΝ | 58 |
| 5.1.1 ΗΜΕ ΑΤΡΟΦΙΚΩΝ ΜΥΩΝ | 58 |
| 5.1.2 ΗΜΕ ΥΓΙΩΝ ΜΥΩΝ | 61 |
| 5.2 ΗΜΕ ΑΠΟΝΕΥΡΩΜΕΝΩΝ ΜΥΩΝ | 62 |
| 5.3 ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ ΚΥΡΙΟΤΕΡΩΝ ΝΕΥΡΩΝ ΣΕ ΒΛΑΒΗ ΤΟΥΣ | 63 |
| 5.4 ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ ΚΥΡΙΟΤΕΡΩΝ ΜΥΩΝ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ | 65 |
| 5.5 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΗΜΕ ΚΑΙ ΣΕ ΑΛΛΕΣ ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΙΣ | 70 |
| 5.6 ΣΥΣΚΕΥΕΣ ΗΜΕ | 71 |
| 5.7 ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΟΥ ΗΜΕ | 72 |
| 5.8 ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΚΑΙ ΚΙΝΔΥΝΟΙ ΣΤΗΝ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΗΜΕ | 74 |
| 5.9 ΜΕΘΟΔΟΙ ΣΥΝΔΥΑΖΟΜΕΝΕΣ ΜΕ ΤΟΝ ΗΜΕ | 75 |
| 5.9.1 ΕΝΕΡΓΗΤΙΚΗ ΑΣΚΗΣΗ | 75 |
| Άσκηση με αντίσταση | 76 |
| 5.9.2 ΙΣΟΜΕΤΡΙΚΗ ΑΣΚΗΣΗ | 77 |
| 5.9.3 ΔΙΑΤΑΣΕΙΣ | 78 |
| 5.10 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΟΥ ΗΜΕ | 79 |
| Σε υγιείς και αθλητές | 79 |
| Στην αντιμετώπιση του πόνου | 80 |
| Στην Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) | 81 |
| Στην Χρόνια Καρδιακή Ανεπάρκεια (ΧΚΑ) | 83 |
| Στην άρθρωση του γόνατος | 85 |
| Σε Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ) | 89 |
| Στην εγκεφαλική παράλυση (ΕΠ) | 93 |
| ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 | 96 |
| ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ -FES | 96 |
| 6.1 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ -FES | 96 |
| 6.2 ΠΟΙΟΥΣ ΩΦΕΛΕΙ Η ΜΕΘΟΔΟΣ FES | 98 |
| 6.3 ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ FES | 98 |
| 6.4 ΣΥΝΗΘΕΙΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ | 99 |
| Εφαρμογή σε ΑΕΕ | 99 |
| Εφαρμογή στη Σκλήρυνση Κατά Πλάκας (ΣΚΠ) | 100 |
| Εφαρμογή στη νόσο του Parkinson (ΝΠ) | 102 |
| Εφαρμογή στις κρανιοεγκεφαλικές κακώσεις (ΚΕΚ) | 103 |
| Εφαρμογή σε κακώσεις ΝΜ | 104 |
| ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ | 108 |
| ΞΕΝΗ ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ - ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ | 112 |
| ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ – ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ | 132 |

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ηλεκτροθεραπεία αποτελεί βασικό και ουσιώδη τομέα της φυσικοθεραπείας, και πλέον είναι ο πιο διαδεδομένος, εύκολος και αποτελεσματικός τρόπος αντιμετώπισης παθήσεων, κακώσεων, και τραυματισμών.

Χρησιμοποιείται και σε υγιείς ανθρώπους, όπως είναι οι αθλητές, για τόνωση και μυϊκή ενεργοποίηση, αλλά και στην αισθητική.

Η ηλεκτροθεραπεία χρησιμοποιείται από την αρχαιότητα με παρόμοιο τρόπο όπως και στην σύγχρονη κλινική πράξη. Μπορεί τότε να είχαν χέλια για έκλυση ηλεκτρισμού, και να μην είχαν όλα αυτά τα εργαλεία που έχουμε εμείς σήμερα στα χέρια μας, αλλά αυτό και μόνο αποδεικνύει την προσφορά του ηλεκτρικού ερεθισμού στην αποκατάσταση.

Η ραγδαία εξέλιξη της τεχνολογίας βελτιώνει τα ηλεκτροθεραπευτικά μέσα, ειδικά τις τελευταίες δεκαετίες, όπου ερευνητές και ειδικοί βρίσκουν νέους τρόπους και βελτιώνουν συνεχώς τις υποδομές και τα υλικά που χρησιμοποιούνται.

Παρόλα αυτά, απαιτείται συνετή πορεία και συνεχής επιστημονική αναζήτηση, για βέλτιστα δυνατά αποτελέσματα.

Ο φυσιοθεραπευτής πρέπει να επιλέγει και να εφαρμόζει τα κατάλληλα θεραπευτικά μέσα και τις κατάλληλες μεθόδους και τεχνικές, για να επιτύχει το καλύτερο θεραπευτικό αποτέλεσμα σε κάθε πάθηση και σε κάθε ασθενή, σε συνεργασία πάντα με τον γιατρό.

Υπάρχουν πολλοί τρόποι που εφαρμόζεται η ηλεκτροθεραπεία, και μέσω πολλών διαφορετικών μέσων. Ο ηλεκτρικός μυϊκός ερεθισμός είναι ένας από αυτούς τους τρόπους και η εφαρμογή του είναι πολύτιμη στην αποκατάσταση μετά από τραυματισμούς, βλάβες, και παθήσεις.

Το ιδανικό θεραπευτικό αποτέλεσμα προκύπτει από εφαρμογή περιεκτικών και ποιοτικών φυσιοθεραπευτικών σχημάτων. Αυτό θα προκύψει από την αξιολόγηση του ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού, καθώς και των υπολοίπων μέσων που επιλέγονται για την αποκατάσταση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΑ ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ ΡΕΥΜΑΤΑ

1.1 ΣΥΝΟΠΤΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΗΛΕΚΤΡΟΦΥΣΙΚΗΣ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

Ηλεκτρισμός είναι μια μορφή ενέργειας, πλεονεκτική για την ικανότητά της να μετατρέπεται εύκολα και γρήγορα σε άλλη μορφή ενέργειας, όπως είναι η θερμική ενέργεια μέσα στους ιστούς (Cumberbatch, 1939).

Ηλεκτρικό ρεύμα είναι η προσανατολισμένη κίνηση ηλεκτρονίων που μεταφέρουν ηλεκτρικά φορτία μέσα σε έναν αγωγό (Rowley, 1972).

Το **άτομο** είναι η μικρότερη δομή της ύλης, και αποτελείται από τον πυρήνα του και διάφορα σωματίδια γύρω από αυτόν.

Τα **ηλεκτρόνια** είναι σωματίδια φορτισμένα με αρνητικό ηλεκτρικό φορτίο σε διαφορετική τροχιά και απόσταση απ'τον πυρήνα του ατόμου το καθένα (Charman, 1990b).

Ένα ηλεκτρόνιο σε μεγάλη απόσταση από τον πυρήνα, είναι δυνατόν να 'αποκολληθεί' και να βρίσκεται ελεύθερο στην ύλη. Αυτό είναι το **ελεύθερο ηλεκτρόνιο** (Φραγκοράπτης, 2008).

Το άτομο που επικρατεί το θετικό φορτίο, λόγω έκλειψης ηλεκτρονίου, ονομάζεται θετικό ιόν, ή αλλιώς **κατιόν**. Αντίθετα, το άτομο όπου επικρατεί το αρνητικό φορτίο, λόγω πρόσθεσης ηλεκτρονίου, ονομάζεται αρνητικό ιόν, ή αλλιώς **ανιόν** (Κάντας, 2009).

Με την ύπαρξη της λεγόμενης '**διαφοράς δυναμικού**' στα άκρα ενός αγωγού, μπορεί να δημιουργηθεί το ηλεκτρικό ρεύμα. Τα ηλεκτρόνια θα ρέουν από το αρνητικό προς το θετικό ηλεκτρικό φορτίο (Walker et al., 1988).

Η διαφορά δυναμικού είναι με απλά λόγια η **τάση** (V), και μονάδα μέτρησης της τάσης είναι το Volt, φόρος τιμής στο όνομα του Ιταλού φυσικού Alessandro Volta (1745-1827) (Φραγκοράπτης, 2008).

Στην ηλεκτροθεραπεία χρησιμοποιούμε σαν μονάδα το χιλιοστό του Volt, mV ή αλλιώς 'milliVolt', για να εκφράσουμε την μικρή ηλεκτρεγερτική δύναμη (Nelson & Currier, 1987; Φραγκοράπτης, 2008).

Η ποσότητα των ηλεκτρικών φορτίων που ρέουν μέσα σ' έναν αγωγό στη μονάδα του χρόνου, ορίζεται ως η **ένταση** του ηλεκτρικού ρεύματος (Γιόκαρης, 2007; Φραγκοράπτης, 2008).

Μονάδα μέτρησης της έντασης είναι το Ampere (A) ονομαζόμενο μετά τον Γάλλο φυσικό Andre Marie Ampere (1775-1836), μα εμείς στην ηλεκτροθεραπεία χρησιμοποιούμε το χιλιοστό του, milliampere (mA) (Linax & Heuser, 1977).

Ο ρυθμός με τον οποίο τα ηλεκτρικά φορτία διέρχονται από κάποιον αγωγό εξαρτάται από:

- Το ποσό της αντίστασης που παρουσιάζει ο αγωγός.
- Την διαφορά δυναμικού του (Nelson & Currier, 1987).

Η σχέση τάσης-έντασης, διαφαίνεται στον **νόμο του Ohm** (Κάντας, 2009).

Σύμφωνα με τον νόμο του Ohm, η ένταση του ρεύματος που διέρχεται μέσα από έναν αγωγό ή κύκλωμα, είναι ανάλογη της διαφοράς δυναμικού (τάσης) στα άκρα του κυκλώματος και αντιστρόφως ανάλογη της αντίστασης του κυκλώματος (Nelson & Currier, 1987).

Η **αντίσταση ενός αγωγού**, μας δείχνει πόσο εύκολα ή πόσο δύσκολα περνούν τα ηλεκτρικά φορτία μέσα από τη μάζα του, και εξαρτάται από:

- Τον αριθμό ελεύθερων ηλεκτρονίων του - όσο περισσότερα είναι τα ελεύθερα ηλεκτρόνια, τόσο μικρότερη είναι η αντίστασή του.
- Το μήκος του - όσο μεγαλύτερο είναι το μήκος του αγωγού τόσο μεγαλύτερη είναι η αντίστασή του και αντιστρόφως.
- Τη διάμετρό του - όσο μεγαλύτερη είναι η διάμετρος του αγωγού τόσο μικρότερη είναι η αντίστασή του και αντιστρόφως.
- Τη θερμοκρασία του - όσο μεγαλύτερη είναι η θερμοκρασία ενός αγωγού τόσο μεγαλύτερη είναι η αντίστασή του (λόγω της αύξησης των τυχαίων κινήσεων των ηλεκτρονίων (Γιόκαρης, 2007).

Η αντίσταση του κυκλώματος μπορεί να αυξηθεί από πολλούς παράγοντες και να δημιουργηθούν ανεπιθύμητες παρενέργειες στον ασθενή μας, γι'αυτό υποχρέωσή μας είναι να παρέχουμε ασφάλεια, ελέγχοντας και αντικαθιστώντας τα ηλεκτρόδια, όποτε και εφόσον είναι απαραίτητο. Πρέπει να εφαρμόζουμε σωστά, να ελέγχουμε την περιοχή εφαρμογής (π.χ. το δέρμα), αλλά και τα υλικά που χρησιμοποιούμε (π.χ. τα σφουγγαράκια) (Nelson & Currier, 1987).

Έτσι, αποφεύγουμε την περίπτωση της απλής ενόχλησης του ασθενή μέχρι και την περίπτωση του **'χημικού εγκαύματος'** (Κάντας, 2009).

Σύμφωνα με τον νόμο του Άγγλου φυσικού **Joule**, όταν το ηλεκτρικό ρεύμα διέρχεται μέσα από οποιονδήποτε αγωγό ή με οποιαδήποτε αντίσταση, μέρος της ηλεκτρικής ενέργειας μετατρέπεται σε θερμότητα (Rowley, 1972).

Το ποσό της παραγόμενης θερμότητας, είναι ανάλογο του τετραγώνου της έντασης και χρόνου ροής ρεύματος, και αντιστρόφως ανάλογο της αντίστασης αγωγού (Γιόκαρης, 2007 ; Κάντας, 2009).

Ο νόμος του Faraday αφορά το φαινόμενο της **ηλεκτρόλυσης**. Αυτό είναι οι φυσιοχημικές αλλαγές που προκύπτουν μετά την διέλευση του ηλεκτρικού ρεύματος μέσα από διάλυμα ηλεκτρολυτών με ελεύθερα ιόντα, όπως ακριβώς είναι και το ανθρώπινο σώμα (Rowley, 1972).

Η ηλεκτρολυόμενη μάζα τώρα, είναι ανάλογη της έντασης του ρεύματος και του χρόνου εφαρμογής του (Γιόκαρης, 2007).

Αποτελέσματα στους ιστούς με την χρήση του ηλεκτρικού ρεύματος

Όταν εφαρμόζουμε θεραπευτικό ηλεκτρικό ρεύμα, οι ιστοί του ανθρώπινου οργανισμού αποτελούν τα μέρη του κυκλώματος και έτσι καθίστανται οι αγωγοί του (Geddes, 1984).

Οι ιστοί του ανθρώπινου οργανισμού, έχουν διαφορετική αντίσταση μεταξύ τους, με το λίπος και τα οστά να παρουσιάζουν μεγάλη αντίσταση, και το δέρμα λόγω κερατίνης την μεγαλύτερη (Riley & Richter, 1975; Γιόκαρης, 2007).

Αντίθετα, το ηλεκτρικό ρεύμα διέρχεται ευκολότερα μέσω του μυϊκού και νευρικού ιστού (Wolf, 1981; Munsat et al., 1976).

Οι εντάσεις του ρεύματος πάντως, είναι αρκετά χαμηλές ώστε να προκαλέσουν χημικό έγκαυμα ή έστω κάποια άσχημη αίσθηση στον ασθενή (Γιόκαρης, 2007; Κάντας, 2009).

Η εφαρμογή συνεχούς ρεύματος μπορεί να είναι πιο επιρρεπής στην δημιουργία χημικού εγκαύματος, λόγω σταθερής πολικότητας και εφόσον συνδυαστεί με παρατεταμένο χρονικό διάστημα (Robertson et al., 2011).

Η απώλεια της εμπιστοσύνης του ασθενή προς το πρόσωπο του φυσιοθεραπευτή είναι το χειρότερο σενάριο μετά το έγκαυμα, καθώς με χορήγηση κάποιας αγωγής θα εξασθενήσει ούτως η άλλως. Ακόμη μια φορά απαιτείται η πλήρης αφοσίωση του θεραπευτή για αποφυγή παρακείμενων κινδύνων (Κάντας, 2009).

1.2 ΕΙΔΗ ΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΡΕΥΜΑΤΩΝ

Τα ηλεκτρικά ρεύματα χρησιμοποιούνται για:

- Πρόκληση μυϊκής συστολής (με μυϊκό ή νευρικό ερεθισμό) (Huxley, 1974).
- Αντιμετώπιση του πόνου (μέσω ερεθισμού αισθητικών νεύρων) (Rushon, 2002).
- Επούλωση τραυματισμών (μετά από μια ρήξη, ένα διάστρεμμα, μια υπερδιάταση (Watson, 1996; Buckwalter, 2002).
- Υπεραιμία και αγγειοδιαστολή (Abramson et al., 1963).

Τα κυριότερα ρεύματα που προκαλούν **μυϊκή συστολή**, είναι τα:

- Παλμικά συνεχή**
- Εναλλασσόμενα (ημιτονοειδή, φαραδικά, κ.α.)**
- Τα Ρωσικά (Kotz) (Alon, 1985).**

Τα κυριότερα ρεύματα που χρησιμοποιούνται για **ελάττωση του πόνου** είναι:

- Παρεμβαλλόμενα (Noble et al., 2001).**
- Διαδυναμικά**
- Υψηλής τάσης**
- T.E.N.S. (Alon, 1985).**

Τα ρεύματα περιγραφικά διακρίνονται σε συνεχή, παλμικά και εναλλασσόμενα. Αυτό συμβαίνει, λόγω της διαφορετικής ροής των ηλεκτρικών φορτίων τους (Κάντας, 2009).

Συνεχή Ρεύματα (DC)

Τα συνεχή ηλεκτρικά ρεύματα (γαλβανικά), είναι τα ρεύματα εκείνα όπου τα ηλεκτρικά φορτία ρέουν προς μία μόνο κατεύθυνση (από τον θετικό στον αρνητικό πόλο) (Γιόκαρης, 2007; Κάντας, 2009), είναι δηλαδή, σταθερά ρεύματα (Robertson et al., 2011).

Δεν προκαλούν μυϊκές συσπάσεις και έτσι δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για παραγωγή μυϊκής συστολής, αντίθετα μπορούν να επιδεινώσουν την κατάσταση του ασθενή, και δύνανται να προκαλέσουν έντονα δυσάρεστο αισθητικό αποτέλεσμα (Γιόκαρης, 2007).

Δεν χρησιμοποιούνται ούτε για την αντιμετώπιση του πόνου, καθώς κάτι τέτοιο δεν έχει αποδειχθεί (Wolf, 1981; Rushton, 2002).

Η χρήση του συνεχούς ρεύματος πρέπει λοιπόν να περιορίζεται **στην ιοντοφόρηση** για προώθηση των ευεργετικών ιόντων, παρά για ερεθισμό κάποιου νεύρου ή επούλωση τραυματισμού (Buckwalter, 2002; Robertson et al., 2011).

Εναλλασσόμενα Ρεύματα (AC)

Τα εναλλασσόμενα ρεύματα είναι ρεύματα χαμηλής συχνότητας, ορθογώνιας μορφής, σε συχνότητα 1-10kHz (Ward & Robertson, 1998).

Η κατεύθυνση των ηλεκτρικών φορτίων αντιστρέφεται περιοδικά, η πολικότητα και η ένταση αλλάζουν, άρα δεν έχουμε ούτε αρνητικό ούτε θετικό πόλο (Φραγκοράπτης, 2008).

Χρησιμοποιούνται κυρίως σε εννευρωμένους μύες για πρόκληση συστολής, και αισθητικά για να ελέγξουμε τον πόνο.

Οι παλμοί εδώ και οι φάσεις τους, είναι συνεχόμενοι και χωρίς παύλα (Robertson et al., 2011).

Οι συνηθισμένες μορφές παλμών των εναλλασσόμενων ρευμάτων είναι η ημιτονοειδής, η τριγωνική και η ορθογώνια (Ward et al., 2004).

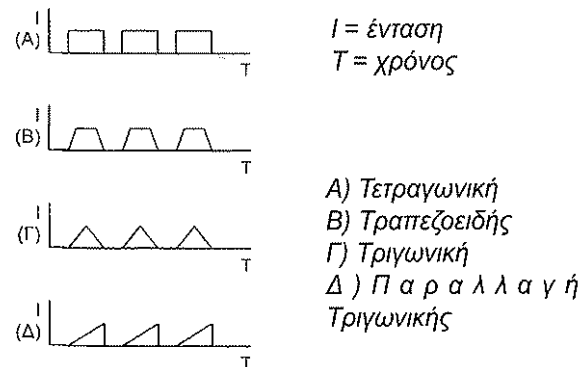
Παλμικά Ρεύματα

Τα παλμικά ή διακοπτόμενα προκύπτουν από συνδυασμό των χαρακτηριστικών συνεχούς και εναλλασσόμενου ρεύματος, με χαρακτηριστική την παύλα μεταξύ των παλμών.

Στα παλμικά ρεύματα υπάρχει μεταβολή της έντασης, αλλά η πολικότητα παραμένει σταθερή. Μπορεί βέβαια η πολικότητα να αντιστρέφεται και εδώ (Robertson et al., 2011).

Τα παλμικά συνεχή ρεύματα προκαλούν μυϊκή σύσπαση και μπορούν να χρησιμοποιηθούν στον ηλεκτρικό μυϊκό ερεθισμό. Έχουν όμως, δύο βασικά μειονεκτήματα σε σχέση με τα εναλλασσόμενα:

- Μόνο το ένα ηλεκτρόδιο είναι ενεργό
- Σημαντικά εντονότερο δυσάρεστο αισθητικό αποτέλεσμα (Γιόκαρης, 2007).



Εικόνα 1-1 Μορφές παλμικών συνεχών ρευμάτων (Γιόκαρης, 2007)

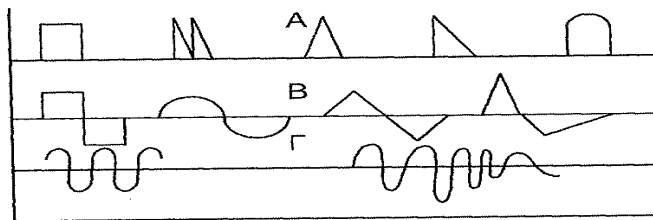
Μονοφασικά, διφασικά και πολυφασικά ρεύματα

Τα παλμικά ρεύματα διακρίνονται σε: μονοφασικά, διφασικά και πολυφασικά (Γιόκαρης, 2007).

Μονοφασικά είναι τα ρεύματα, στα οποία υπάρχει μία φάση ανά παλμό, και είναι ρεύματα μίας κατεύθυνσης (παλμικά συνεχή).

Διφασικά είναι τα ρεύματα, στα οποία υπάρχουν δύο φάσεις ανά παλμό, συμμετρικές ή ασύμμετρες. Τα διφασικά είναι εναλλασσόμενα ρεύματα κι έτσι έχουμε αντιστροφή πολικότητας (Rubinstein & Miller, 2001).

Πολυφασικά είναι τα ρεύματα όπου κάθε παλμός αποτελείται από τρεις ή περισσότερες φάσεις, συμμετρικές ή ασύμμετρες (παρεμβλλόμενα ρεύματα, Ρωσικά) (Alon et al., 1983 ; Rubinstein & Miller, 2001).



Εικόνα 1-2 Α) Μονοφασικά Β)Διφασικά Γ)Τριφασικά ρεύματα (Γιόκαρης, 2007)

1.3 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΦΑΣΕΩΝ ΚΑΙ ΠΑΛΜΩΝ

Παλμός κλινικά χαρακτηρίζεται ως η μονάδα του ηλεκτρικού ρεύματος. Κυριολεκτικά όμως, η **φάση** είναι η θεμελιώδης μονάδα του ηλεκτρικού ρεύματος (Γιόκαρης, 2007).

Στα μονοφασικά ρεύματα (δηλαδή στα παλμικά συνεχή) η φάση και ο παλμός είναι συνώνυμα (Alon et al., 1983).

Στα διφασικά όμως καθώς και στα πολυφασικά ρεύματα η φάση και ο παλμός δεν είναι το ίδιο.

Στα διφασικά συμμετρικά ρεύματα οι δύο φάσεις του ενός παλμού είναι ίδιες, ενώ στα διφασικά ασύμμετρα οι δύο φάσεις του ενός παλμού είναι διαφορετικές μεταξύ τους. Το ίδιο ισχύει και για τις φάσεις του ενός παλμού των πολυφασικών ρευμάτων (Woodcock et al., 1999).

Υπάρχουν ορισμένα χαρακτηριστικά από τα οποία εξαρτάται η αποτελεσματικότητα της εφαρμογής των ρευμάτων (Γιόκαρης, 2007).

Τα χαρακτηριστικά που μας ενδιαφέρουν, ιδιαίτερα όταν χρησιμοποιούμε τα ρεύματα για θεραπευτικούς σκοπούς, είναι τα παρακάτω:

Διάρκεια Φάσης και Παλμού

Διάρκεια φάσης είναι ο χρόνος κατά τον οποίο περνά το ρεύμα σε κάθε φάση, αρχίζοντας από το μηδέν και καταλήγοντας σ' αυτό.

Για τα μονοφασικά ρεύματα (παλμικά συνεχή) η διάρκεια φάσης και παλμού είναι η ίδια.

Για τα διφασικά η διάρκεια του παλμού είναι ίση με το άθροισμα της διάρκειας των δύο φάσεων.

Η διάρκεια ενός πολυφασικού παλμού ισούται με το άθροισμα της διάρκειας των φάσεων που περιέχει (Γιόκαρης, 2007).

Ταχύτητα Ανύψωσης Φάσης και Παλμού

Είναι η ταχύτητα με την οποία τα παλμικά ρεύματα φτάνουν στη μέγιστη τιμή έντασης στην διάρκεια της φάσης, και εκφράζεται και σαν **χρόνος** ανόδου φάσης.

Για τα μονοφασικά ρεύματα, επειδή φάση και παλμός είναι το ίδιο πράγμα, μιλάμε για χρόνο ανόδου και για ταχύτητα ανόδου παλμού (Γιόκαρης, 2007).

Εξίσου και για τα διφασικά συμμετρικά ρεύματα, εφόσον και οι 2 φάσεις είναι ίδιες ή συμμετρικές.

Όσο μεγαλύτερος είναι ο χρόνος ανόδου, τόσο μικρότερη είναι η ταχύτητα ανύψωσης και αντιστρόφως, η οποία επηρεάζει την ικανότητα του ρεύματος να ερεθίζει το νευρικό ιστό (Munsat et al., 1976).

Όπως παριστάνεται στο παρακάτω σχήμα στην τριγωνική μορφή η ταχύτητα ανύψωσης είναι μικρή, στην τραπεζοειδή μορφή η ταχύτητα ανύψωσης είναι μέτρια, και στην ορθογώνια μορφή η ταχύτητα ανύψωσης είναι πολύ μεγάλη (Γιόκαρης, 2007).

Συχνότητα παλμών

Ο αριθμός των παλμών (δηλαδή κύκλων) στη μονάδα του χρόνου, ορίζει τη συχνότητα του ρεύματος, των παλμών (Walker et al., 1988).

Κάθε κύκλος ρεύματος αποτελείται από τον παλμό και την παύση που τον ακολουθεί.

Δεν έχουν όλα τα παλμικά ρεύματα παύσεις ανάμεσα στους παλμούς. Σε αυτήν την περίπτωση, η διάρκεια του κύκλου είναι η διάρκεια του παλμού (Balogun et al., 1993).

Όσο μεγαλύτερη είναι η διάρκεια του κύκλου, τόσο μικρότερη είναι η συχνότητα, και αντιστρόφως.

Τα παλμικά ρεύματα χωρίζονται σε χαμηλής (1-1000 Hz), μέσης (1-1000 kHz) και υψηλής (>100 kHz) συχνότητας (Κάντας, 2009).

Στην ηλεκτροθεραπεία χρησιμοποιούμε χαμηλόσυχνα ρεύματα έως και 120-150 Hz (Wolf, 1981; Nelson & Currier, 1987).

Παλμοσειρές

Παλμοσειρά είναι μια σειρά από παλμούς, και περιλαμβάνει διάφορο αριθμό παλμών και τις μεταξύ τους παύσεις (Κάντας, 2009).

Όσο χρόνο διαρκεί η παλμοσειρά, τόσο διαρκεί και ο κινητικός και αισθητικός ερεθισμός που προκαλείται απ'το ρεύμα. Η χρονική διάρκεια της παλμοσειράς, συνήθως κυμαίνεται από 1 έως μερικά δευτερόλεπτα.

Η παλμοσειρά υπάρχει για να παρέχεται η δυνατότητα της χαλάρωσης στους συσπόμενους μύες (Γιόκαρης, 2007).

1.4 ΑΝΟΧΗ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΡΕΥΜΑΤΟΣ ΑΠΟ ΤΟΝ ΑΝΘΡΩΠΟ

Η ανεκτικότητα του ηλεκτρικού ρεύματος από τον ανθρώπινο οργανισμό εξαρτάται από:

- Το αν το ρεύμα είναι συνεχές παλμικό ή εναλλασσόμενο
- Τη μέση τιμή έντασης του ρεύματος
- Το είδος της κυματομορφής (Rowley, 1972).

Ο φυσικοθεραπευτής θα πρέπει να σιγουρεύει ότι ο ασθενής έχει ανεκτικότητα στο ρεύμα, και όπου προκύπτει δυσανεξία (π.χ. ένα τσούξιμο από υψηλή ένταση και μεγάλη διάρκεια), να επανεξετάζει την μέθοδο, τις

προδιαγραφές και τις παραμέτρους πριν από την εφαρμογή τους (Nelson & Currier, 1987).

Ο ρόλος του φυσικοθεραπευτή είναι να ελαχιστοποιεί τυχόν ενοχλήσεις που προκαλούν τα ρεύματα στον ασθενή (Munsat et al., 1976).

Αν δεν εξασφαλιστεί η ασφάλεια του ασθενή, περιορίζεται η πιθανότητα για το μέγιστο κινητικό ή αναλγητικό αποτέλεσμα κατά τη χρήση ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού, καθώς σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να έχουμε και αρνητικά αποτελέσματα (π.χ. αύξηση του πόνου) (Crevenna et al., 2003).

Εκτός από πρωτοκόλλα που καλούμαστε να εφαρμόσουμε ως θεραπευτές, διαθέτουμε όλη την επιστημονική γνώση που χρειαζόμαστε ώστε να αξιολογήσουμε και να αντιμετωπίσουμε οποιαδήποτε παθολογική κατάσταση και ασθενή (Nelson & Currier, 1987).

1.5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΩΝ ΡΕΥΜΑΤΩΝ

Τα αποτελέσματα που προκύπτουν από την εφαρμογή των θεραπευτικών ρευμάτων, αφορούν θερμικά, φυσιοχημικά και νευροφυσιολογικά αποτελέσματα (Γιόκαρης, 2007).

Θερμικά Αποτελέσματα

Τα παλμικά ρεύματα υψηλής και χαμηλής τάσης για μυϊκό και νευρικό ερεθισμό νεύρων, έχουν χαμηλή μέση τιμή έντασης κι έτσι, προκαλούν ελάχιστο θερμικό αποτέλεσμα (Munsat et al., 1976; Γιόκαρης, 2007).

Φυσιοχημικά Αποτελέσματα

Κατά την εφαρμογή συνεχών ρευμάτων έχουμε μετακίνηση ιόντων, που βρίσκονται μέσα στους ιστούς από τους οποίους διέρχεται το ρεύμα προς τους πόλους-ηλεκτρόδια, διαδικασία γνωστή ως **ιοντοφόρηση** (Harris, 1982).

Επιπλέον λίπη και πρωτεΐνες μετακινούνται προς τον αρνητικό πόλο του κυκλώματος. Και αυτή η διαδικασία είναι γνωστή ως **καταφόρηση**.

Η μεταφορά υγρού στις κυτταρικές μεμβράνες με συνεχές ρεύμα, είναι γνωστή ως **ηλεκτρόσμωση** (Γιόκαρης, 2007).

Το αποτέλεσμα της μεταφοράς ιόντων (θετικά φορτισμένων ιόντων νατρίου (Na^+) που βρίσκονται μέσα στους ιστούς του σώματος κινούνται προς τον αρνητικό πόλο (κάθοδος) (Campbell et al., 1995).

Κάθε ιόν Na^+ παίρνει ένα ηλεκτρόνιο και μετατρέπεται σε ουδέτερο άτομο. Το νάτριο στη συνέχεια αντιδρά με το νερό και φτιάχνεται η βάση $\text{NaOH} + \text{H}_2$. Έτσι η κάθοδος γίνεται **αλκαλική**, και η αυξημένη αλκαλικότητά της υγροποιεί τις πρωτεΐνες και ελαττώνει την σκληρότητα των ιστών (Γιόκαρης, 2007).

Στην άνοδο συμβάινει μια όξινη αντίδραση με σχηματισμό υδροχλωρικού οξέος (HCl) μετά την ουδετεροποίηση του χλωρίου. Η αυξημένη οξύτητα της ανόδου πήζει τις πρωτεΐνες και σκληραίνει τους ιστούς (Rowley, 1972).

Αυτές οι αντιδράσεις είναι αποτέλεσμα μόνο των συνεχών ρευμάτων χαμηλής έντασης, και όχι των παλμικών ρευμάτων (Γιόκαρης, 2007).

Νευροφυσιολογικά αποτελέσματα

Μέρος της ηλεκτρικής ενέργειας του ρεύματος, όπως είπαμε και παραπάνω, κατά την διέλευση του από τον αγωγό, μετατρέπεται σε θερμότητα (Rowley, 1972).

Εκτός από θερμικά αποτελέσματα όμως, έχουμε

-μυϊκή σύσπαση και

-ελάττωση του πόνου, ως βασικά αποτελέσματα, αλλά και δευτερεύοντα όπως είναι

-η τοπική επιφανειακή αγγειοδιαστολή

-η βελτίωση της κυκλοφορίας (Hudlicka et al., 1977; Vanderthommen et al., 2002).

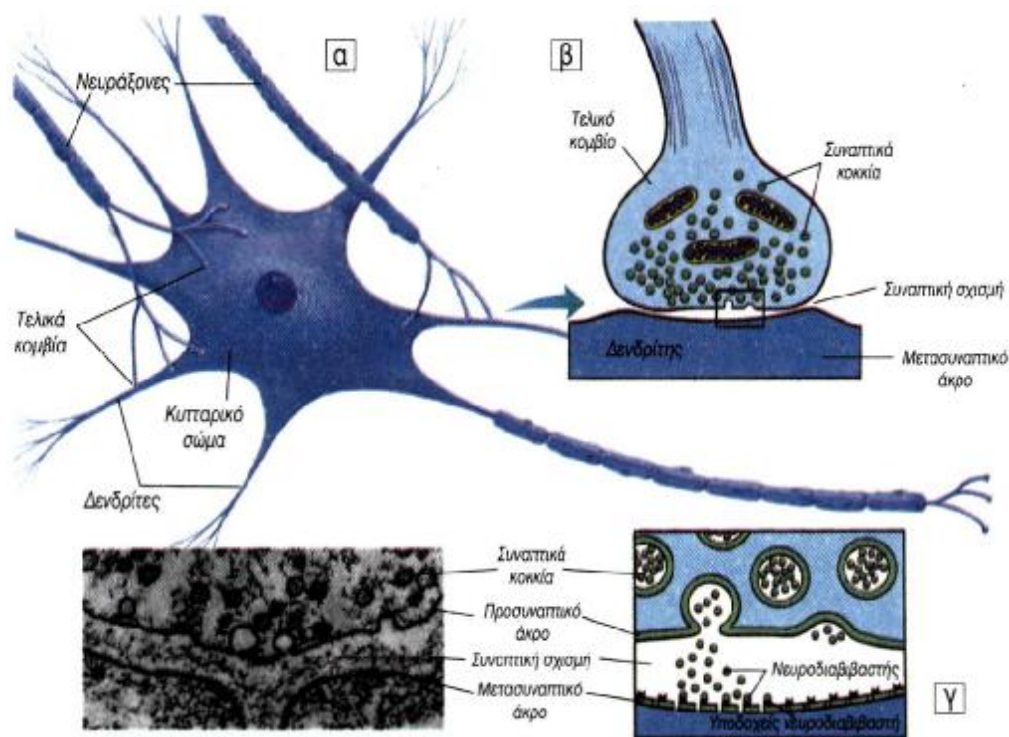
-η μείωση φλεγμονής και οιδημάτων (Κάντας, 2009).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΜΥΪΚΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ

2.1 ΤΟ ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΙ Η ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ

Το **νευρικό σύστημα** αποτελείται από τα νευρικά κύτταρα ή νευρώνες και τη νευρογλοία (Palay & Chan-Palay, 1977).

Ένας **νευρώνας** αποτελείται από τους δενδρίτες, το κυτταρικό σώμα και τον άξονα με τις προεκτάσεις του, με την πιο μακριά του να ονομάζεται **νευράξονας** (Baker et al., 1971).



Εικόνα 2-1 Το νευρικό κύτταρο (νευρώνας)

Οι νευρώνες έχουν την ικανότητα να παράγουν, να δέχονται, και να κατευθύνουν ερεθίσματα (Robertson et al., 2011).

Σύμφωνα με αυτήν την ικανότητά τους, χωρίζονται σε κινητικούς, αισθητικούς και διάμεσους νευρώνες.

Τα διάφορα ερεθίσματα, είτε παράγονται στο κεντρικό νευρικό σύστημα (ΚΝΣ) είτε στην περιφέρεια, διέρχονται από τις λεγόμενες **‘νευρικές συνάψεις’** (Heuser & Reese, 1977).

Οι νευρικές αυτές συνάψεις είναι η περιοχή ένωσης των νευρώνων μεταξύ τους (Couteaux, 1974; Heuser & Reese, 1977).

-Οι **κινητικοί** μεταφέρουν κινητικά ερεθίσματα από το ΚΝΣ στην περιφέρεια (Granit, 1973).

-Οι **αισθητικοί** μεταφέρουν αισθητικά ερεθίσματα από το περιβάλλον προς το ΚΝΣ.

-Οι **διάμεσοι** μεσολαβούν στη σύνδεση άλλων νευρώνων μεταξύ τους.

Κινητικοί Νευρώνες

Οι νευρώνες αυτοί μεταφέρουν τα ερεθίσματα (ώσεις) φυγόκεντρα, σε εκτελεστικά όργανα, όπως είναι οι ενδοκρινείς ή εξωκρινείς αδένες και στους μύες.

Οι δενδρίτες, που αποτελούν τον δεκτικό πόλο των ερεθισμάτων και τα σώματα των κινητικών νευρών, βρίσκονται στον εγκέφαλο ή το νωτιαίο μυελό (NM) (Granit, 1973).

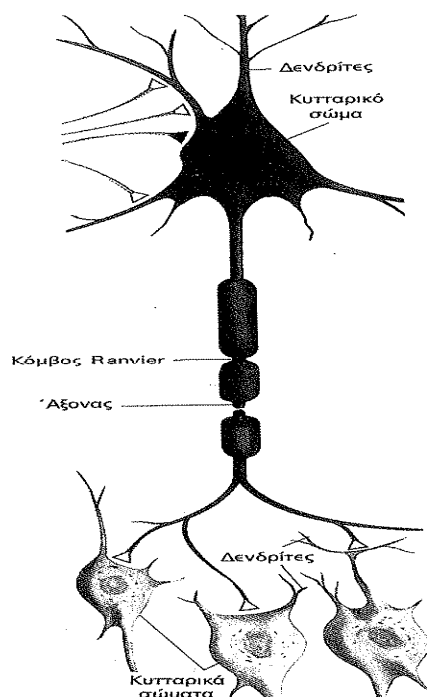
Οι άξονες των κινητικών νευρώνων ή **νευρικές ίνες** περιβάλλονται από έλυτρα **μυελίνης** (λιπώδης μονωτική ουσία) και παρουσιάζουν στην πορεία τους χάσματα ή περισφύξεις, που ονομάζονται '**κόμβοι «Ranvier»**' (Cousteaux, 1974).

Κάθε νευρώνας με τις διακλαδώσεις του και τις μυϊκές ίνες που νευρώνει, καλείται **κινητική μονάδα** (Gordon & Pattullo, 1993).

Υπάρχουν δύο είδη νευρώνων των σκελετικών μυών, οι α και γ κινητικοί νευρώνες (Granit, 1973).

Οι α κινητικοί νευρώνες αποτελούν το 70% των κινητικών νευρώνων του ΝΜ και νευρώνουν τις εξωκαψικές ίνες των σκελετικών μυών (Granit, 1973; Bowman & McNeal, 1986).

Οι γ κινητικοί νευρώνες αποτελούν το 30% των κινητικών νευρώνων των πρόσθιων κινητικών νευρών του ΝΜ και νευρώνουν τις ενδοκαψικές ίνες της μυϊκής ατράκτου των σκελετικών μυών, ρυθμίζοντας τη δραστηριότητα του μυός και το μυϊκό τόνο (Granit, 1973).



Αισθητικοί Νευρώνες

Σε αντίθεση με τους κινητικούς νευρώνες, οι αισθητικοί είναι κεντρομόλοι νευρώνες που μεταφέρουν ερεθίσματα από την περιφέρεια στο κέντρο (Cousteaux, 1974).

Άλλοι άξονες περιβάλλονται από μυελίνη άλλοι όχι. Ανάλογα με το αν περιβάλλονται από μυελίνη ή όχι μεταβιβάζουν αντίστοιχα, γρήγορα ή αργά αισθητικά ερεθίσματα αφής, πίεσης, δόνησης, θερμοκρασίας, πόνου κ.λ.π. (Γιόκαρης, 2007).

2.2 ΑΝΤΙΔΡΑΣΕΙΣ ΜΥΩΝ ΚΑΙ ΝΕΥΡΩΝ ΣΤΑ ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ ΕΡΕΘΙΣΜΑΤΑ

Ο νευρικός και μυϊκός ιστός μπορούν να διεγερθούν. Αυτό οφείλεται και εξαρτάται από την διαπερατότητα της κυτταρικής τους μεμβράνης σε ιόντα καλίου (K^+) (Munsat et al., 1976).

Το εσωτερικό των κυττάρων είναι αρνητικά φορτισμένο σε σχέση με το εξωτερικό (Robertson et al., 2011). Αυτό οφείλεται στην μεγάλη διαπερατότητα της κυτταρικής μεμβράνης και στην υψηλή συγκέντρωση των ιόντων K^+ μέσα στο κύτταρο. Αντίθετα, τα ιόντα Na^+ είναι περισσότερα στο εξωτερικό του κυττάρου (Charman, 1990a-b).

Η **αντλία καλίου – νατρίου** της κυτταρικής μεμβράνης, είναι υπεύθυνη για την μεταφορά των ιόντων νατρίου και καλίου, έξω και έσω από αυτήν αντίστοιχα, για την διατήρηση αυτής της ανισορροπίας.

Η επιλεκτική διαπερατότητα της κυτταρικής τους μεμβράνης σε ιόντα K^+ και νατρίου (Na^+), δημιουργεί **διαφορά δυναμικού** μεταξύ του εξωτερικού και εσωτερικού της μεμβράνης, που ονομάζεται **δυναμικό ηρεμίας** (Γιόκαρης, 2007).

Αυτή η διαφορά δυναμικού είναι περίπου $-70mV$ στα νευρικά κύτταρα και τις λείες μυϊκές ίνες, και περίπου $-80mV$ για τα κύτταρα των σκελετικών μυών (Charman, 1990a-b)

Το **δυναμικό ενέργειας** από την άλλη, είναι η προσωρινή αντιστροφή της τάσης της κυτταρικής μεμβράνης από τα $-70mV$ στα $+30mV$ μέσω της **νευρικής ώσης** (κύμα ηλεκτροχημικής δραστηριότητας) που μεταφέρεται μέσα σε μια νευρική ίνα (Γιόκαρης, 2007).

Είναι απαραίτητη η εκπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης, έτσι ώστε να ερεθιστεί μια νευρική ίνα και να μεταφέρει το ερέθισμα.

Με τον όρο **εκπόλωση** εννοούμε την αλλαγή της διαπερατότητας της μεμβράνης (δηλαδή ευκολότερη μεταφορά ιόντων Na^+), και αναστροφή της διαφοράς δυναμικού της (Baker et al., 1971).

Για να προκληθεί εκπόλωση το ερέθισμα (το βαλβιδικό ερέθισμα) πρέπει να έχει ικανή ένταση και διάρκεια (Linax & Heuser, 1977).

Τα ερεθίσματα που βρίσκονται πάνω σε μια νευρική ίνα υπακούν στον νόμο του ‘όλου ή ουδενός’. Αυτό σημαίνει ότι ένα ερέθισμα, όταν φτάσει σε βαλβιδικό επίπεδο, προκαλεί εκπόλωση της μεμβράνης που είναι η ίδια, άσχετα με το μέγεθος του ερεθίσματος (Κάντας, 2009).

Εάν δε φτάσει σε βαλβιδικό επίπεδο, δεν προκαλεί αντίδραση, συνεπώς δεν θα προκληθεί εκπόλωση (Linás & Heuser, 1977).

Μετά τον ερεθισμό και τη μετάδοσή του κατά μήκος της νευρικής ίνας, υπάρχει μια σύντομη περίοδος κατά την οποία η νευρική ίνα δε μπορεί να απαντήσει σε δεύτερο ερέθισμα. Αυτή ονομάζεται **απόλυτα ανερέθιστη περίοδος**, και διαρκεί περίπου 0.5 msec (Κάντας, 2009).

Η διεγερσιμότητα αποκαθίσταται σταδιακά, καθώς η μεμβράνη επαναπολώνεται.

Όταν το ερέθισμα φτάσει στα τελικά κινητικά κομβία της νευρομυϊκής σύναψης, απελευθερώνονται **νευροδιαβιβαστικές ουσίες**, οι οποίες προκαλούν εκπόλωση της μεμβράνης της μυϊκής ίνας. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την πρόκληση μιας στιγμιαίας μυϊκής συστολής (Coutheaux, 1974; Huxley, 1974; Heuser & Reese, 1977).

Με τον ίδιο τρόπο, αλλά σε διαφορετική κατεύθυνση, και από περιφερικό σε κεντρικό νευρώνα, μεταδίδονται τα ερεθίσματα στο ΚΝΣ (Howson, 1978).

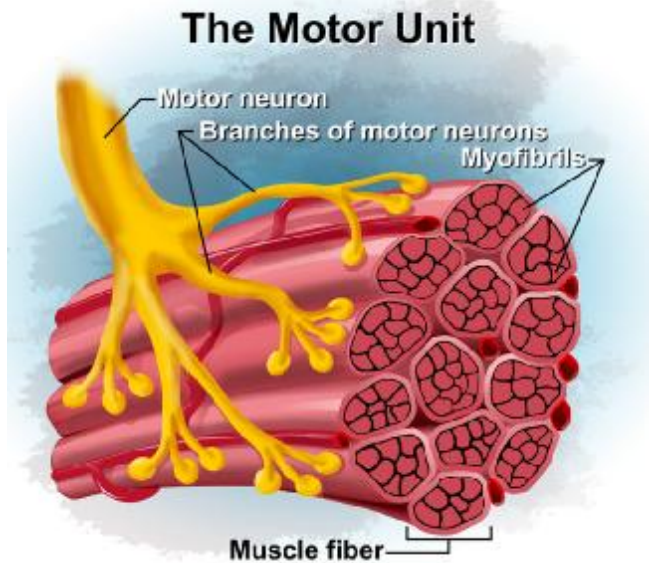
Η φάση της ‘**υπερπόλωσης**’ της κυτταρικής μεμβράνης, αντιστοιχεί στην απόλυτα ανερέθιστη περίοδο, όπου ακόμα και σε αυτήν μπορεί να διεγερθεί η νευρική ίνα (Wouters & Van Der Berchen, 1973).

Γι’ αυτό όμως, χρειάζονται ερεθίσματα μεγάλης έντασης τα οποία το μόνο αποτέλεσμα που θα έχουν, είναι η εξάντληση και προσαρμογή της μεμβράνης κι έτσι, ανάγκη για ακόμα μεγαλύτερης έντασης ερεθίσματα (Salmons & Henriksson, 1981).

2.3 ΕΝΕΡΓΟΠΟΙΗΣΗ ΜΥΙΚΩΝ ΙΝΩΝ ΚΑΙ ΜΥΪΚΗ ΣΥΣΤΟΛΗ

Μέσω της απελευθέρωσης της νευροδιαβιβαστικής ουσίας **ακετυλοχολίνης** (ACh) από το δυναμικό ενέργειας στους κινητικούς νευρώνες, εκπολώνεται η κυτταρική μεμβράνη των μυϊκών ινών, με αποτέλεσμα την συστολή τους.

Μια **κινητική μονάδα** αποτελείται από το κινητικό νεύρο και τις μυϊκές ίνες που νευρώνει, οι οποίες ελέγχονται από το κεντρικό νευρικό σύστημα (ΚΝΣ) (Gordon & Pattullo, 1993; Robertson et al., 2011).



Εικόνα 2-3 Η κινητική μονάδα

Ο μυς χρησιμοποιεί ειδικές ουσίες όπως υδατάνθρακες (γλυκογόνο), πρωτεΐνες και λιπίδια και μέσω της τριφωσφορικής αδενοσίνης (ATP) η χημική ενέργεια μετατρέπεται σε μηχανική.

Η παραγωγή χημικής ενέργειας γίνεται με ή χωρίς την βοήθεια του οξυγόνου (O_2), δηλαδή αερόβια ή αναερόβια (Gollnick et al., 1974).

Στις δραστηριότητες όπου αρκούν μερικές μυϊκές συστολές, η ενέργεια που προμηθεύεται στους μύες παράγεται **αναερόβια**, ενώ αντιθέτως, στις δραστηριότητες που απαιτούνται πολλές μυϊκές συστολές, η ενέργεια παράγεται **αερόβια** (Gollnick et al., 1974).

Φυσικές Ιδιότητες του Σκελετικού Μυός

Ο σκελετικός μυς αποτελείται από το **ελαστικό** και το **συσταλτό** στοιχείο (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974; Huxley, 1974).

Οι τένοντες και οι μεμβράνες που τον περιβάλλουν (περιμύιο, επιμύιο, ενδομύιο και σαρκεΐλημα) συνθέτουν το ελαστικό στοιχείο του μυός (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974).

Τα νημάτια ακτίνης και μυοσίνης συνθέτουν το συσταλτό στοιχείο του μυός.

Στο διατεταμένο ελαστικό στοιχείο του μυός εναποθηκεύεται μηχανική ενέργεια και τείνει να ανακτήσει το αρχικό μήκος του. Αυτή η τάση είναι η εξωτερική δύναμη που προκαλεί την κίνηση (Huxley, 1974).

-Όσο μεγαλύτερος αριθμός μυϊκών ινών συσπάται ταυτόχρονα και παρατεταμένα (τετανικά), τόσο μεγαλύτερη είναι η διάταση του ελαστικού στοιχείου του μυός.

-Όσο μεγαλύτερη είναι η διάταση του ελαστικού στοιχείου του μυός, τόσο μεγαλύτερο είναι το ποσό της μηχανικής ενέργειας που εναποθηκεύεται σ' αυτό (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974).

Είδη μυϊκών ινών

Οι μυϊκές ίνες έχουν διαφορετικές ιδιότητες η καθεμία. Κάποιες είναι ταχείας συστολής (περίπου 50 msec) με λιγότερη αντοχή στην κόπωση, και κάποιες άλλες βραδείας (90msec και άνω), με ανθεκτικότητα στην κόπωση

Οι ταχείας συστολής είναι ίνες που προκαλούν μικρής διάρκειας έντονες δυνάμεις, ενώ οι βραδείας συστολής προκαλούν μεγαλύτερης διάρκειας συστολή με λιγότερη δύναμη.

Μερικοί μύες περιέχουν 3 τύπους ινών, τον τύπο I, IIα και IIβ (Huxley, 1974; Scott et al., 2001).

Οι τύπου I ίνες (η αλλιώς βραδείας συστολής) έχουν χαμηλή ενζυματική δραστηριότητα, μικρή ταχύτητα συστολής και χαλάρωσης, μεγάλη οξειδωτική ικανότητα, μικρή διάμετρο και αναπτύσσουν λίγη δύναμη (Γιόκαρης, 2007).

Οι τύπου II ίνες (η αλλιώς ταχείας συστολής) έχουν μικρή περιεκτικότητα σε μυοσφαιρίνη και τριχοειδή αγγεία και μεγάλη διάμετρο. Πραγματοποιούν σύντομες αλλά έντονες συστολές. Χωρίζονται σε τύπου IIα και IIβ ίνες (Scott et al., 2001).

Οι IIα ίνες έχουν υψηλή ενζυματική δραστηριότητα και μεγάλη ταχύτητα συστολής, ενώ διαθέτουν μεγάλη οξειδωτική ικανότητα, ανθεκτικότητα στην κόπωση και αναπτύσσουν μέτρια δύναμη (Γιόκαρης, 2007).

Τέλος, οι τύπου IIβ ίνες είναι ίνες με πολύ υψηλή ενζυματική δραστηριότητα, συστέλλονται με αρκετή ταχύτητα, αναπτύσσουν μεγάλη δύναμη, και έχουν πολύ χαμηλή οξειδωτική δραστηριότητα κι ανθεκτικότητα στην κόπωση (Scott et al., 2001).

Εάν ο μύς αποτελείται περισσότερο από ίνες που συστέλλονται γρήγορα τότε η δύναμη του θα είναι μεγαλύτερη και η αντοχή του μικρότερη, και το αντίθετο ισχύει όταν το μεγαλύτερο ποσοστό των ινών του είναι βραδείας συστολής (Γιόκαρης, 2007).

Ένας μύς περιέχει και τους 3 αυτούς τύπους μυϊκής ίνας, με τις ταχείας συστολής να κυμαίνονται στο 40%-90% του μυός και τις ίνες βραδείας να αποτελούν το 13%-60% του μυός (Scott et al., 2001).

Σε αγύμναστα άτομα έχει παρατηρηθεί πως οι ίνες βραδείας συστολής στους μύες του ώμου βρίσκονται σε ποσοστό 36%, και του μηρού στο 46%, ενώ σε αθλητές μακρινών αποστάσεων μπορεί να φτάσουν το 74% (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Το ποσοστό των μυϊκών ινών ταχείας και βραδείας συστολής εξαρτάται και από κληρονομικούς παράγοντες (Scott et al., 2001).

Όταν η θερμοκρασία σε έναν μυ αυξάνεται, τότε μπορεί να αυξάνεται και η μέγιστη δύναμη που μπορεί να αναπτύξει αυτός ο μυς σε μέγιστη εκούσια προσπάθεια (Γιόκαρης, 2007).

Σχέση ταχύτητας και δύναμης μυϊκής συστολής

Ο μυς παράγει μικρή δύναμη γρηγορότερα απ'ότι παράγει μεγάλη δύναμη. Η ταχύτητα μείωσης του μήκους του μυός είναι αντιστρόφως ανάλογη του φορτίου που εφαρμόζεται στον μυ (Balogun et al., 1993).

Σύμφωνα με τον Fenn, το χάσιμο της ταχύτητας συστολής του μυός ενώ αυξάνεται το φορτίο οφείλεται σε χημικούς λόγους, την οποία άποψη βάσισε στο ότι η παραγωγή ενέργειας σε έναν μυ που εργάζεται είναι συνεχής και σταθερή (Huxley, 1974).

Μέγιστη μυϊκή δύναμη

Η μέγιστη μυϊκή δύναμη είναι το μεγαλύτερο ποσοστό δύναμης που μπορεί να αναπτύξει ένας μυς στη διάρκεια μιας εκούσιας μέγιστης συστολής, σε συγκεκριμένο χρόνο, όταν έχουν επιστρατευτεί όλες οι μυϊκές ίνες που διατίθενται (Moffroid & Kusick, 1975).

Η συνολική δύναμη που μπορεί να αναπτύξει ένας μυς εξαρτάται από τον αριθμό των μυϊκών ινών που συσπώνται σε συγκεκριμένο χρόνο, και το ποσό της δύναμης που αναπτύσσεται από κάθε μυϊκή ίνα που συσπάται (Huxley, 1974).

Η επίτευξη μέγιστης δυνατής συστολής, προϋποθέτει μεγάλη **ανοχή** του δυσάρεστου αισθητικού αποτελέσματος που προκύπτει κατά τον ερεθισμό, και ως συνέπεια τούτου, μέγιστη δυνατή αύξηση της κορυφής των ερεθισμάτων σε κάθε περίπτωση.

Η **ανοχή** του δυσάρεστου αισθητικού αποτελέσματος, είναι κάτι το οποίο σχετίζεται με την ψυχολογία του ατόμου, αλλά σε κάθε περίπτωση δύναται να καλλιεργηθεί.

Με συστηματική και προσεκτική καθοδήγηση του ατόμου από το φυσικοθεραπευτή, δύναται να **εξοικειωθεί** ο ασθενής στην ανοχή του ρεύματος αφήνοντας έτσι μεγαλύτερα περιθώρια αύξησης της μέγιστης τιμής έντασης (Γιόκαρης, 2007).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

3.1 ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΙΑ ΚΑΙ ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΑ ΡΕΥΜΑΤΑ

Η θεραπεία διάφορων παθολογικών καταστάσεων με ηλεκτρικό ρεύμα, δεν ονομαζόταν ανέκαθεν ‘ηλεκτροθεραπεία’.

Το 1912 ο Neiswanger την ανέφερε ως ‘ηλεκτροθεραπευτική πρακτική’, ενώ 27 χρόνια αργότερα, ο Cumberbatch την ονομάζει ‘ιατρικό ηλεκτρισμό’ (Robertson et al., 2011).

Κάποιοι τύποι ηλεκτροφυσικών μέσων, εφαρμόζονται εσωτερικά, όπως είναι ο εμφυτευμένος βηματοδότης (Dobsák et al., 2006).

Το **δέρμα** είναι το μέσον επικοινωνίας του εξωτερικού περιβάλλοντος και του οργανισμού. Αντιστέκεται στην είσοδο μολυντικών μικροοργανισμών, είναι το σημαντικότερο στοιχείο θερμορύθμισης, προστατεύει τους εν τω βάθει ιστούς, και προφυλάσσει από τις κακώσεις των μαλακών ιστών (Riley & Richter, 1975).

Αποτελεί ενός είδους ‘εμπόδιο’ στην είσοδο οποιασδήποτε εφαρμοζόμενης ενέργειας πάνω στο σώμα, αλλά το ποσό της ενέργειας αυτής που θα εισαχθεί στο σώμα, εξαρτάται και από τους υποκείμενους εν τω βάθει ιστούς (Geddes, 1984).

Σε άλλα σημεία είναι πιο παχύ (π.χ. στους γλουτιαίους μύες) και σε άλλα πιο λεπτό ειδικά σε αρθρώσεις, όπως είναι τα σφυρά, η επιγονατίδα, κ.ά. (Robertson et al., 2011). Επίσης, έχει σημασία και η γήρανση αλλά και η εκτατικότητα του (Cornwall, 1981).

Σε κάποιες χώρες, συμπεριλαμβανομένης της Ελλάδας, ηλεκτροθεραπεία είναι ένα ευρύ φάσμα φυσικών μέσων, που αφορούν εκτός από το ηλεκτρικό θεραπευτικό ρεύμα και τις διάφορες μορφές του, εφαρμογές όπως είναι οι διαθερμίες, ο υπέρηχος, η θερμοθεραπεία, κ.ά. (Wolf, 1981).

Επειδή το θέμα μας είναι η αξιολόγηση **μόνον** του ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού και των αποτελεσμάτων χρήσης του στα διάφορα φυσιοθεραπευτικά προγράμματα αποκατάστασης, θα εστιάσουμε καθαρά και μόνο στα ηλεκτρικά ρεύματα (Rowley, 1972).

Θα κάνουμε βέβαια μια σύντομη αναφορά και στα ρεύματα εκείνα που, μπορεί να μην προσφέρουν μυϊκό ερεθισμό, αλλά προσφέρουν θεραπευτικά αποτελέσματα σε κάποιες περιπτώσεις, όπως είναι η αναλγησία.

Έχουμε ήδη αναφέρει έναν τρόπο διαχωρισμού των ηλεκτροθεραπευτικών ρευμάτων, δηλαδή με βάση τις παραμέτρους τους.

Ο τρόπος για να ξεχωρίσουμε και να διακρίνουμε τα κλινικά ρεύματα, είναι οι ονομασίες τους βάσει των χαρακτηριστικών τους, αλλά και από τους ειδικούς (ερευνητές, επιστήμονες) που τα εφάρμοσαν για πρώτη φορά και πήραν το όνομα τους (Robertson et al., 2011).

Κάποια ρεύματα χρησιμοποιούνται για πρόκληση μυϊκής συστολής και κάποια για ελάττωση του πόνου, όπως αναφέραμε και σε προηγούμενο κεφάλαιο (Huxley, 1974).

3.2 ΚΥΡΙΟΤΕΡΑ ΡΕΥΜΑΤΑ ΓΙΑ ΕΛΑΤΤΩΣΗ ΤΟΥ ΠΟΝΟΥ

Η εφαρμογή των ηλεκτρικών ρευμάτων μπορεί να πραγματοποιηθεί και για να προκαλέσουμε μεταβολές στο ΚΝΣ, να ελαττώσουμε τον πόνο, και να βοηθήσουμε σε περιπτώσεις όπως είναι η σπαστικότητα (Rowley, 1972; Robertson et al., 2011).

Ο ηλεκτρικός αισθητικός ερεθισμός, όπως ονομάζεται, αναφέραμε πως βοηθά στην αντιμετώπιση της σπαστικότητας (Potisk et al., 1995).

Μια κατηγορία τέτοιων ρευμάτων είναι η ιοντοφόρηση, η οποία συμβάλλει στην αύξηση της αιματικής ροής, στην επούλωση πληγών (Watson, 1996), καταγμάτων, και στην μείωση του οιδήματος (Robertson et al., 2011).

Παρεμβαλλόμενα Ρεύματα ή Ρεύματα Συμβολής (Διασταυρούμενα)

Τα παρεμβαλλόμενα ρεύματα είναι ρεύματα χαμηλής συχνότητας, ημιτονοειδούς ή ορθογώνιας μορφής (Nemec, 1959).

Στα δυο ρεύματα που παρεμβάλλονται, υπάρχει ίδια ένταση αλλά διαφορετική συχνότητα (Belcher, 1974).

Στην περιοχή της συμβολής των δύο αυτών ρευμάτων παράγεται ένα νέο ρεύμα που έχει συχνότητα, ίση με τη διαφορά των συχνοτήτων των δύο αυτών συμβαλλόμενων ρευμάτων (De Domenico, 1981).

Δηλαδή, αν το ένα ρεύμα έχει συχνότητα 4.000Hz και το άλλο 4.100Hz, τότε λέμε πως το νέο ρεύμα που δημιουργήθηκε, έχει συχνότητα 100Hz (Γιόκαρης, 2007).

Εφαρμόζονται με 4 ηλεκτρόδια (2 κυκλώματα) σταυρωτά και διαγώνια, πάνω στις επώδυνες περιοχές (De Domenico, 1981), στα στελέχη των νεύρων ή παρασπονδυλικά (Nelson & Currier, 1987 ; Lambert et al., 2000).

Τα ρεύματα συμβολής επιδρούν στον μυϊκό και νευρικό ιστό και επιφέρουν εν τω βάθει **αναλγητικά** και **μυοχαλαρωτικά** αποτελέσματα, μα όχι αύξηση της μυϊκής δύναμης (Myer-Waarden & Hans-Juergens, 1980).

Σημαντικά αποτελέσματα προσφέρουν στην επούλωση των οστών (Ganne, 1988; Fourie & Bowerbank, 1997).

Δρουν σε μεγάλο βάθος χωρίς να προκαλούν ερεθισμό των επιφανειακών ιστών (Ganne & Speculand, 1979), και επιδρούν θετικά στην κυκλοφορία του αίματος (Noble et al., 2000; Vanderthommen et al., 2002).

Επίσης, επικεντρώνονται στην εκάστοτε επίπονη περιοχή αποδίδοντας το μέγιστο και ολοκληρωτικό αποτέλεσμα στην μείωση σπασμών και πόνου στους ιστούς που εφαρμόζονται (Noble et al., 2001).

Βασικό μειονέκτημα αυτών των ρευμάτων, είναι ότι δεν μπορούμε να τα αξιοποιήσουμε στην ηλεκτροδιαγνωστική μας (Lambert et al., 2000).

Διαδυναμικά ρεύματα

Τα διαδυναμικά ρεύματα χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά από τον Γάλλο οδοντίατρο Δρ. Bernard το 1929, αλλά χρησιμοποιήθηκαν φυσιοθεραπευτικά το 1945 (Γιόκαρης, 2007).

Τα διαδυναμικά ρεύματα είναι παλμικά συνεχή ρεύματα ημιτονοειδούς μορφής (Nelson & Currier, 1987), πλήρη ή ανορθωμένα (Robertson et al., 2011).

Αυτά τα ρεύματα δεν χρησιμοποιούνται ούτε για μυϊκό ερεθισμό γιατί δεν δύνανται να προκαλέσουν αποτελεσματική μυϊκή σύσπαση και αύξηση μυϊκής δύναμης, αλλά ούτε και ως αναλγητικά ρεύματα, καθώς δεν μπορεί να αποδειχθεί αυτή η δράση τους επιστημονικά, και υπάρχει γενική επιφύλαξη.

Μπορεί να προσφέρουν κάποια αναλγησία, αλλά σε χρόνιες επώδυνες παθολογικές καταστάσεις (Γιόκαρης, 2007).

Η διάρκεια των ερεθισμάτων παραμένει η ίδια χωρίς τη δυνατότητα να ελαττωθεί ή να αυξηθεί.

Η ένταση της είναι αρκετά μικρή ώστε να αποφευχθεί τυχόν χημικό έγκαυμα (Γιόκαρης, 2007).

Κύριες μορφές των διαδυναμικών αποτελούν:

-Η μονοφασική, με διάρκεια φάσης 10msec και συχνότητα 50Hz

-Η διφασική, με διάρκεια φάσης 10msec και συχνότητα 100Hz (Rubinstein et al., 2001).

-Η μορφή CP που χρησιμοποιείται για μείωση των σπασμών, πόνου και βελτίωση της κυκλοφορίας (Hudlicka et al., 1977; Vanderthommen et al., 2002).

-Η μορφή LP επίσης για μείωση σπασμών και πόνου (Γιόκαρης, 2007).

Η ένταση που επιλέγουμε, είναι 4-6 mA για τα διφασικά και 7-10 mA για τα μονοφασικά (Γιόκαρης, 2007).

Τα θεραπευτικά αποτελέσματα των διαδυναμικών ρευμάτων είναι:

-Υποχώρηση του πόνου και ανακούφιση

-Μείωση της φλεγμονής και του οιδήματος

-Μυϊκή ενδυνάμωση

-Αύξηση της τοπικής κυκλοφορίας λόγω αγγειοδιαστολής

-Επούλωση τραυματισμών

-Διευκόλυνση στην αναγέννηση των ιστών

Τα μειονεκτήματα είναι τα ακόλουθα:

-Έχουμε ερεθισμό του δέρματος στην περιοχή εφαρμογής των ηλεκτροδίων (Robertson et al., 2011).

-Υπάρχει κίνδυνος πρόκλησης χημικού εγκαύματος λόγω της σταθερής πολικότητας, μόνο εάν εφαρμοστεί για παρατεταμένη διάρκεια (Μπάκας, 1985).

-Δεν μπορούμε να ρυθμίσουμε τις παραμέτρους

-Δεν υπάρχει επιστημονική βάση για το ποσό αναλγησίας που προσφέρουν

-Προκαλούν δυσάρεστο αίσθημα στον ασθενή της μορφής του τσιμπήματος (Γιόκαρης, 2007).

Σε γενικές γραμμές, μπορούμε να πούμε πως τα διαδυναμικά ρεύματα δεν έχουν αρκετά να προσφέρουν στον τομέα της ηλεκτροθεραπείας, μιας και η τεχνολογία αναπτύσσεται ραγδαία και είναι δύσκολο έως αδύνατο να προσαρμοστούν.

Τα μειονεκτήματα τους είναι αναλογικά περισσότερα από αυτά που θα μπορούσαν να προσφέρουν, και γι'αυτό περιορίζεται σταδιακά η εφαρμογή τους.

Παλμικό ρεύμα υψηλής τάσης

Τα ρεύματα υψηλής τάσης, είναι παλμικά συνεχή ρεύματα, ορθογώνιας ή τριγωνικής μορφής (Wolf, 1981 ; Robertson et al., 2011).

Οι παλμοί μπορεί να είναι μονοφασικοί ή εναλλασσόμενοι, μπορεί ακόμη να είναι μονοί ή διπλοί σε κάθε περίοδο.

Χρησιμοποιούνται για λύση του μυϊκού σπασμού και βελτίωση της κυκλοφορίας (Walker et al., 1988; Vanderthommen et al., 2002), για πρόκληση ισχυρής μυϊκής σύσπασης για αύξηση της δύναμης σε φυσιολογικά εννευρωμένους, σε ατροφικούς και υγιείς μύες (Alon, 1985; Balogun et al., 1993).

Δευτερευόντως μπορούν να φανούν χρήσιμοι στον αισθητικό ερεθισμό προσφέροντας αναλγησία (Nelson & Currier, 1987 ; Φραγκοράπτης, 2008).

Δεν χρησιμοποιούνται όμως για ερεθισμό απονευρωμένων μυών (Nelson & Currier, 1987).

Η εφαρμογή ρευμάτων υψηλής τάσης (YT), έγινε για πρώτη φορά στην Αμερική, και αργότερα στην Ευρώπη, και έδωσε λύσεις σε περιπτώσεις που πολλά ρεύματα δεν ενδείκνυνται ή η δράση τους δεν επαρκεί (Walker et al., 1988).

Τα ρεύματα αυτά είναι από τους ασθενείς περισσότερο ανεκτά γιατί:

-Δρουν εν τω βάθει στους ιστούς του ανθρώπινου σώματος

-Έχουν τη μικρότερη αισθητήρια επιβάρυνση, εξαιτίας των βραχυτάτων παλμών τους

-Δεν μπορούν να προκαλέσουν χημικό έγκαυμα γιατί δεν έχουν γαλβανική σύνθεση (Nelson & Currier, 1987).

-Δεν προκαλούν θερμικό ερεθισμό, παρόλο που έχουν μεγάλη τάση (μέχρι 500 Volt) και ένταση (μέχρι 200 mA) (Alon, 1985 ; Walker et al., 1988).

Ενδείκνυνται για πρόληψη ατροφιών και αλλοιώσεων μετά από ακινητοποίηση αρκετής διάρκειας, αντιμετώπιση συμφύσεων (Γιόκαρης, 2007), αθλητικών κακώσεων (Lake, 1992; Trevino, 1994), μυοσκελετικών-αγγειακών-νευρολογικών παθήσεων, και σε δερματοπάθειες (Φραγκοράπτης, 2008).

Για τους λόγους αυτούς, τα ρεύματα YT είναι δυνατόν να εφαρμοσθούν ακόμη και πάνω σε περιοχές που υπάρχουν ανοικτά έλκη, με την προϋπόθεση ότι τα ηλεκτρόδια είναι αποστειρωμένα (Alon, 1985).

Τα πλεονεκτήματα των ρευμάτων υψηλής τάσης, είναι:

-Η ταχεία κινητοποίηση των ιόντων, που είναι αποτέλεσμα της μεγάλης έντασης του ρεύματος

-Η βαθιά επίδρασή τους και οι δυνατές συσπάσεις που προκαλούν (Nelson & Currier, 1987).

-Η αναλγησία, που προκαλείται από την επιρροή των μικροπαλμών τους πάνω στις μεγάλες και ταχείες νευρικές ίνες Αβ και Αγ (Bishop, 1980; Alon, 1985; Walker et al., 1988).

-Όπως ήδη αναφέρθηκε, υπάρχει μηδαμινή πιθανότητα να προκαλέσουν χημικό έγκαυμα, λόγω της μικρής μέσης έντασης που επιλέγεται.

Διαδερμικός ηλεκτρικός νευρικός ερεθισμός (transcutaneous electrical nerve stimulator – T.E.N.S.)

Είναι ρεύματα διαδερμικής διέγερσης και ανήκουν στα χαμηλόσυχνα ρεύματα.

Χρησιμοποιούνται για τον ερεθισμό νεύρων (Fleck, 1975), και προσφέρουν αναλγησία και χαλάρωση των μυών (Rozier, 1974), και μέχρι σήμερα είναι ο αποτελεσματικότερος τρόπος στην διαχείριση του πόνου (Terenious, 1978; Φραγκοράπτης, 2008).

Σαν στόχο έχουν τη διέγερση των Αβ αισθητικών νευρικών ινών και την αναστολή της διαβίβασης των ερεθισμάτων του πόνου από Αδ και C ίνες στο κέντρο αντίληψης (Torebjork & Hallin, 1973; Robertson et al., 2011).

Σε συνδυασμό με άλλα θεραπευτικά μέσα και τεχνικές, μπορούν να αντιμετωπίσουν επιτυχώς διάφορες επώδυνες καταστάσεις (Palmer et al., 1999), ακόμη και μακροπρόθεσμα (Fishbain et al., 1996; Chabal et al., 1998), κι ακόμη και στον χρόνιο πόνο (Carroll et al., 2001).

Δεν έχει κανένα νόημα να χρησιμοποιηθούν για μυϊκή ενδυνάμωση, ή ενάντια στην μυϊκή ατροφία, διότι δεν έχουν τις κατάλληλες προδιαγραφές (Γιόκαρης, 2007).

Έχουν ορθογώνιους παλμούς, διφασικούς, με διάρκεια παλμού συνήθως να είναι στα 50-200 μs (Alon et al., 1983).

Οι παράμετροι που παίζουν βασικό ρόλο στην αποτελεσματικότητα του TENS, είναι:

- Η διάρκεια ενέργειας και η μορφή του παλμού
- Η αναγκαία ένταση
- Οι σχέσεις έντασης και χρόνου παλμού (Bresler & Froening, 1976)
- Η αντίσταση της νευρικής ίνας
- Η πολικότητα
- Η συχνότητα (Mannheimer, 1978; Johnson et al., 1991a).

Τα ρεύματα TENS διαιρούνται στα:

- **Συμβατικά TENS**, ή κλασσική μορφή

Η μορφή αυτή είναι πιο αποτελεσματική από τον ηλεκτροβελονισμό που αναφέρεται παρακάτω

Το ρεύμα είναι εναλλασσόμενο, διφασικό ασύμμετρο, με διάρκεια ερεθίσματος μικρή, υψηλή συχνότητα (30 – 100 Hz) και ένταση (30-50 mA), με χρόνο παλμού 50-120mV και χρόνο εφαρμογής 10-20 λεπτά (Carroll et al., 2001; Mima et al., 2004).

Σ'αυτές τις συχνότητες δεν ενεργοποιούνται οι νευρικές ίνες μικρής διαμέτρου, αλλά μόνο οι μεγάλες. Οι συχνότητες πάνω από 100 Hz συμβάλλουν άμεσα στο να προκληθεί γρηγορότερα μυϊκός κάματος (Halge, 1972; Spielholz & Nolan, 1995).

Εξαιτίας της πρόκλησης μυϊκού καμάτου δε θα πρέπει κατά την εφαρμογή τους να προκαλείται μυϊκή σύσπαση, αλλά μόνο η αίσθηση ελαφρού μουδιάσματος στον ασθενή (Dornette, 1975; Sluka & Walsh, 2003).

-Ηλεκτροβελονιστικά TENS

Το ρεύμα είναι κι εδώ εναλλασσόμενο, διφασικό, με μικρή διάρκεια ερεθίσματος και υψηλή ένταση (40-60 mA).

Στη χαμηλόσυχνη διαδερμική νευροδιέγερση εφαρμόζονται συνήθως οι συχνότητες 1-4 Hz, με χρόνο παλμού 120-250.

Οι μεμονωμένες αυτές ηλεκτρικές ώσεις δεν είναι από όλους τους ασθενείς ανεκτές, γιατί με την ενδεδειγμένη ένταση του ρεύματος προκαλείται ταυτόχρονα και μια επώδυνη μυϊκή σύσπαση (Γιόκαρης, 2007).

Στόχος τους στην εφαρμογή αυτών των συχνοτήτων (1 -4 Hz) είναι η διέγερση των νευρικών ινών Αδ και C, οι οποίες άγουν την αίσθηση του πόνου (Torebjork & Hallin, 1973).

Η μέθοδος βελονιστικού TENS αναπτύχθηκε στη Σουηδία από τους Sjoelund και Eriksson (1979), νωρίτερα όμως στις ΗΠΑ ο Mayer με τους συνεργάτες του χρησιμοποίησαν ηλεκτροδιεγέρσεις με συχνότητα 2Hz (Φραγκοράπτης, 2008).



Εικόνα 3-1 Εφαρμογή των ηλεκτροβελονιστικών TENS

Κύρια ένδειξη για εφαρμογή του TENS είναι φυσικά ο **πόνος** (Melzack, 1975).

Ο πόνος μπορεί να αφορά:

- σύνδρομα (αυχενικό σύνδρομο, σύνδρομο Sudeck, κ.ά.)
- αυχεναλγίες-ισχιαλγίες
- οσφυαλγία
- πόνους αρθρώσεων κυρίως από αρθρίτιδες ή αρθροπάθειες (Lone et al., 2003; Cheing & Hui-Chan, 2004).
- μετεγχειρητικούς πόνους (Bjordal et al., 2003).
- κεφαλαλγίες (Edmeads, 1978),
- σημεία πυροδότησης πόνου (trigger points) (Melzack et al., 1977), κ.α.

Κύριες περιπτώσεις της εφαρμογής τους, είναι:

- Μετά από μυϊκές θλάσεις (π.χ. τετρακεφάλου)
- Μετά από κακώσεις συνδέσμων και τενόντων (Trevino, 1994; Woo et al., 2000; Lin et al., 2004).
- Σε δύσκαμπτες αρθρώσεις (Lone et al., 2003).

Ο TENS δεν δύναται να προκαλέσει παρενέργειες ούτε σοβαρές επιπλοκές (Scudds et al., 1995).

Δεν εφαρμόζουμε TENS σε περιπτώσεις δερματοπαθειών, σε ασθενείς με βηματοδότη, σε εγκύους (Crothers, 2003), και πάνω στον καρωτιδικό κόλπο (Φραγκοράπτης, 2008).

Μικρορεύμα (microcurrent)

Το Μικρορεύμα ταξινομείται ως διαδερμική ηλεκτρική διέγερση των νεύρων και είναι ρεύμα χαμηλής έντασης, της τάξης λιγότερο του 1mA! Συνήθως τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται γύρω από την περιοχή του πόνου, και το ρεύμα έχει διάρκεια περίπου 20 λεπτά (Robertson et al., 2011).

Σκοπός του είναι η αντιμετώπιση του χρόνιου πόνου και η μείωση των συμπτωμάτων των μυϊκών κακώσεων.

Χρησιμοποιείται σε αρκετές ασθένειες και έρευνες έχουν δείξει ότι τα αποτελέσματα είναι ικανοποιητικά, δηλαδή, ο πόνος μειώνεται σημαντικά ή εξαφανίζεται συνολικά.

Όταν εφαρμόζεται στο δέρμα έχουμε αύξηση της παρουσίας της ATP, αύξηση της εισροής αμινοξέων και της πρωτεϊνικής σύνθεσης (Lambert et al., 2002).

3.3 ΚΥΡΙΟΤΕΡΑ ΡΕΥΜΑΤΑ ΓΙΑ ΠΡΟΚΛΗΣΗ ΜΥΙΚΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ

Γαλβανικό ρεύμα

Το γαλβανικό ρεύμα είναι το σταθερό συνεχές ρεύμα, με μια κατεύθυνση, σταθερή τάση και ένταση (Φραγκοράπτης, 2008 ; Robertson et al., 2011), και πήρε το όνομα του από τον Ιταλό Luigi Galvani (Φραγκοράπτης, 2008).

Ο Galvani (1785) συντέλεσε στο να δημιουργηθεί το συνεχές ρεύμα, μετά την παρατήρηση του πως συσπώνταν οι μύες της κρεμασμένου βατράχου από χάλκινο άγκιστρο, της ο Volta ήταν αυτός που απέδειξε στην πράξη την λειτουργία του αγκίστρου ως ηλεκτρικό αγωγό (Φραγκοράπτης, 2008).

Οι επιδράσεις του γαλβανικού ρεύματος είναι:

-ηλεκτρολυτική

-ηλεκτροτονική

-ιοντοφορητική (σε ενδεδειγμένη διάλυση της φαρμάκου) (Abramson et al., 1963).

-Εκμεταλλεύοντας το **φαινομενο της ηλεκτρολυσης** με το γαλβανικο ρευμα δημιουργουμε ερυθροτητα στο δερμα (υπεραιμια), ως αποτελεσμα της αγγειοδιαστολης (Abramson et al., 1963).

Εκτος από υπεραϊμία παρατηρούμε κι άλλα ευεργετικά αποτελέσματα, της είναι η καλύτερη μεταβολιστική λειτουργία, τροφοδοσία των ιστών και καλύτερη αντιμετώπιση οιδημάτων και αιματωμάτων (Φραγκοράπτης, 2008).

-Το φαινόμενο της **ηλεκτροτονικής επίδρασης** αποτελεί την ικανότητα είτε της νευρικής είτε της μυϊκής ίνας να αντιδρά στο ηλεκτρικό ερέθισμα (Φραγκοράπτης, 2008).

Το γαλβανικό ρεύμα χρησιμοποιείται στην Ιοντοφόρηση για την μεταφορά ωφέλιμων ιόντων μέσω του δέρματος, με επιτυχή αποφυγή της επιβάρυνσης του οργανισμού με χάπια και βαριές αγωγές δια του στόματος (Robertson et al., 2011).

Όταν εφαρμόζουμε γαλβανικό ρεύμα, πρέπει να προσέξουμε πολύ την ανεκτικότητα στο δέρμα του ασθενή της, και σε τυχόν παρενέργειες (Φραγκοράπτης, 2008).

Εκτος από της ιδιαιτερότητες του καθενός, μεγάλο ρόλο παίζει και εδώ η δική μας αξιολόγηση βάσει της γνώσης και της εμπειρίας μας (Φραγκοράπτης, 2008).

Το γαλβανικό ρεύμα μπορεί να εφαρμοστεί με τρεις μεθόδους (Φραγκοράπτης, 2008).

Με το **σταθερό γαλβανικό** θέλουμε να προκαλέσουμε υπεραϊμία, μείωση του μυϊκού σπασμού και σκοπός μας είναι η αναλγησία και η μυοχαλαρωση (Φραγκοράπτης, 2008). Χρησιμοποιείται κυρίως σε μυαλγίες (οσφυϊκής και αυχενικής μοίρας σπονδυλικής στήλης), παραλύσεις περιφερικών νεύρων (Aghew et al., 1999), παθήσεις αγγείων, νευραλγίες (τριδύμου, ισχιακού, κ.α.), αρθρίτιδες-αρθροπάθειες, κ.α. (Φραγκοράπτης, 2008).

Κατά την εφαρμογή **κινητικού γαλβανικού** ρεύματος, αναβρισκουμε τα επώδυνα σημεία των μυών (trigger points) και/ή τις αντανακλαστικές ζώνες (Φραγκοράπτης, 2008).

Χρησιμοποιώντας το **διακοπτόμενο** γαλβανικό, στόχος μας είναι η πρόκληση σύσπασης στον μυ στο σημείο ερεθισμού του ή μέσω του ερεθισμού του κινητικού του νεύρου, και εφαρμόζεται κυρίως σε παρετικούς και παράλυτους μύες

Η ένταση του γαλβανικού ρεύματος πρέπει να ρυθμίζεται έτσι, ώστε να μην προκαλεί στον ασθενή μούδιασμα ή τσούξιμο, λαμβάνοντας υπ'όψιν την πάθηση και το στάδιο της και την ανεκτικότητα του ασθενή (Φραγκοράπτης, 2008).

Ιοντοφορεση

Ιοντοφόρεση είναι η μεταφορά ωφέλιμων ιόντων από φαρμακευτικές ουσίες μέσω του δέρματος στους ιστούς με τη βοήθεια συνεχούς ρεύματος, καθώς είναι και η μονή κύρια χρήση του (Lekas, 1979 ; Φραγκοράπτης, 2008 ; Robertson et al., 2011).

Δεν είναι μορφή ηλεκτρικού ερεθισμού, αλλά οφείλουμε να αναφερθούμε σε αυτήν διότι χρησιμοποιείται για θεραπευτικούς λόγους (Robertson et al., 2011).

Η δόση των εισερχόμενων ιόντων εξαρτάται από την ένταση του ρεύματος επί τον χρόνο θεραπείας (Lekas, 1979).

Η ιοντοφορά είναι γνωστή σχεδόν 2,5 αιώνες τώρα. Το 1745 ο Pivati πειραματίστηκε για πρώτη φορά με το να μεταφέρει φάρμακα με μια πρωτότυπη ηλεκτροσσκευή, και το 1846 ο Klenke με ανάλογες εφαρμογές είχε θετικά αποτελέσματα σε παιδιά με ποθήσεις της λεμφαδένες της (Jarvis & Voita, 1971).

Το 1906 ο Frankenhausem πειραματίστηκε με την χρήση της ιοντοφορας στην οφθαλμολογία, αλλά παρόλο του ότι είχε θετικά αποτελέσματα, την αποδέχτηκαν για πρώτη φορά το 1907 με την πειραματική συνεισφορά του Leduc (Φραγκοράπτης, 2008 ; Robertson et al., 2011).

Ο R. Pohl, ο Schatzky και αρκετοί άλλοι επίδοξοι ερευνητές πειραματίστηκαν με την χρήση της ιοντοφόρεσης για να αποδείξουν την κίνηση των ιόντων (Φραγκοράπτης, 2008).

Το φάρμακο που χρησιμοποιούμε όταν εφαρμόζουμε Ιοντοφόρεση, πρέπει να είναι σε διαλυτή μορφή (υγρό) ή σε αλοιφή και να τοποθετείται μεταξύ ηλεκτροδίου και δέρματος, και αυτό το διάλυμα ονομάζεται **ηλεκτρολύτης** (Gangarosa et al., 1978).

Τα ιόντα του φαρμάκου διεισδύουν διαδερμικά στο σώμα και μέσω των τριχοειδών αγγείων μεταφέρονται στην κυκλοφορία του αίματος (Abramson et al., 1963).

Η Ιοντοφόρεση είναι ικανή να επιταχύνει την επούλωση των πληγών χρησιμοποιώντας μίγματα από ιώδιο, ψευδάργυρο και χαλκό (Tannenbaum, 1980 ; Cornwall, 1981 ; Sloan & Soltani, 1986; Watson, 1996).

Τα μίγματα αυτά, μπορεί να περιέχουν δεξαμεθαζονη για φλεγμονές μυών και θύλακα (Glass et al., 1980 ; Harris, 1982), λιδοκαΐνη (Russo et al., 1980), υαλουρονιδαση για οιδήματα-λεμφοιδηματα, αιματώματα, κ.α. (Schwartz, 1955), σαλικυλικό οξύ, οξικό οξύ (π.χ. στην ασβεστοποιο τενοντίτιδα) (Leduc et al., 2003), οξικά άλατα (Robertson et al., 2011).

Και τα δυο ηλεκτρόδια μπορεί να είναι ενεργά, ανάλογα με το μίγμα που χρησιμοποιείται (Robertson et al., 2011).

Τα ανιόντα, δηλαδή:

-τα αλογόνα της ιώδιο για νευρίτιδες (Γιόκαρης, 2007)

-οι χημικές ρίζες, της άλας νατρίου για επούλωση των ουλών και υδροχλωρικό οξύ για ομαλοποίηση ουλών (Tannenbaum, 1980), φαινολικό, σαλικυλικό, οξικό οξύ, οξικά άλατα για εναπόθεση ασβεστίου (Baker et al., 1971) και υδροκορτιζονη με αντιφλεγμονώδη δράση σε διάφορες παθήσεις (Harris, 1982), τοποθετούνται στο ηλεκτρόδιο της καθόδου (Φραγκοράπτης, 2008).

Τα κατιόντα, δηλαδή:

-τα μέταλλα της σίδηρος, κουράριο για καταστολή του νευρικού συστήματος (Γιόκαρης, 2007).

-τα αλκαλοειδή της μορφίνη, κινίνη, ξυλοκαΐνη σε νευραλγίες, νευρίτιδες, θυλακιτιδες (Lekas, 1979), ισταμίνη σε αρθραλγίες και αλλεργίες (Abramson et al., 1963).

-τα αλκαλικά μέταλλα της λιθιο για ρευματικές παθήσεις (Kahn, 1982), νάτριο, κάλιο

-οι μεταλλικές αλκαλικές γαίες (ασβέστιο) σε οστεοπορωτικές καταστάσεις (Γιόκαρης, 2007), τοποθετούνται αντίστοιχα στην άνοδο (Φραγκοράπτης, 2008).

Εκτός από την τοπική, έχουμε και μια γενική επίδραση στον οργανισμό (Φραγκοράπτης, 2008).

Δυο παράμετροι για να είναι η Ιοντοφόρηση επιτυχής και αποτελεσματική, είναι να εφαρμοστεί στην κατάλληλη περιοχή και μέσω του κατάλληλου μίγματος ιόντων (Robertson et al., 2011).

Το ποσοστό των θεραπευτικών ιόντων που θα εισέρθουν στο σώμα, εξαρτάται από το ποσοστό του φαρμάκου διάλυσης, το μέγεθος των ηλεκτροδίων, την ένταση του ρεύματος και το χρόνο που θα διαρκέσει η θεραπεία (Lekas, 1979).

Όταν η ένταση που χρησιμοποιούμε είναι χαμηλή (0,5-2,0 mA/cm²) ο χρόνος θεραπείας μπορεί να φθάσει μέχρι 60 min (Φραγκοράπτης, 2008).

Η προτεινόμενη ένταση του ρεύματος της, της για την κάθοδο 0,5 mA/cm², και για την άνοδο 1,0 mA/cm², καθώς ο κίνδυνος χημικών εγκαυμάτων σε αυτό το ηλεκτρόδιο είναι μεγαλύτερος λόγω καυστικότερης αντίδρασης (αλκαλική) (Gangarosa et al., 1978).

Τα **πλεονεκτήματα** της ιοντοφόρησης σε σχέση με άλλους θεραπευτικούς τρόπους, όπως είναι οι ενέσεις και οι πόσιμες φαρμακευτικές ουσίες, είναι τα ακόλουθα:

-δεν τραυματίζεται το δέρμα

-δεν επιβαρύνονται τα εσωτερικά όργανα

-γίνεται άμεση εφαρμογή στην επώδυνη περιοχή (Φραγκοράπτης, 2008).

Τα **μειονεκτήματα** της ιοντοφόρησης είναι τα εξής:

-δεν καθορίζεται με ακρίβεια πόση ύλη θα διεισδύσει στο σώμα και είναι δύσκολο να υπολογιστεί (Gangarosa et al., 1978).

-δυστυχώς δεν χρησιμοποιούνται όλα τα φάρμακα στην Ιοντοφόρηση
-η επίδραση των ιόντων δεν επικεντρώνεται σ'ένα συγκεκριμένο εσωτερικό όργανο (Φραγκοράπτης, 2008).

-βασικός κίνδυνος παραμένει το χημικό έγκαυμα (Jarvis & Voita, 1971 ; Robertson et al., 2011).

-είναι χρονοβόρα διαδικασία (Γιόκαρης, 2007).

Η Ιοντοφόρηση ενδείκνυται σε αρθρίτιδες, αρθροπάθειες, δυσκαμψίες, τενοντοθυλακίτιδες, κακώσεις μαλακών μορίων (Trevino, 1994), κακώσεις περιφερικών νευρών (Aghew et al., 1999), μυαλγίες, ισχιαλγίες-οσφυαλγίες, νευραλγίες-νευροπάθειες, πληγές, κατακλίσεις κ.α. (Gangarosa et al., 1978).

Αντενδείκνυται σε ασθενείς με προβλήματα αισθητικότητας, σε ασθενείς αλλεργικούς στο υποψήφιο για θεραπεία φάρμακο, καθώς και σε περιοχές με ουλές και ανοιχτές πληγές (Lekas, 1979).

Ρωσικά ρεύματα (KOTS)

Σύμφωνα με τον Ρώσο επιστήμονα Kots, με αυτήν την τεχνική αυξάνεται η ταχύτητα με την οποία συσπώνται οι μύες, η δύναμη και η αντοχή της

Ο Kots το 1977, παρουσίασε την τεχνική αυτή, 'Ρωσική', της ονομάστηκε αργότερα, που ως αποτέλεσμα είχε την βελτίωση της δύναμης υγιών μυών, ακόμη και μυών αθλητών (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Ο ηλεκτρικός μυϊκός ερεθισμός που εφαρμόζεται, βρίσκεται σε συχνότητα 2,5 kHz και είναι διαφοροποιημένο ημιτονοειδές εναλλασσόμενο ρεύμα ώστε να προκληθεί η μέγιστη δυνατή ροπή (Ward & Robertson, 1998; Ward et al., 2004)

Η Ρωσική τεχνική σήμερα εκφράζεται ως '10/50/10' δηλαδή 10sec σύσπαση, 50sec ανάπαυση και 10 συσπάσεις ανά συνεδρία, με μέγιστο δυνατό αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται μετά από 10-15 συνεδρίες (Γιόκαρης, 2007). Αυτό είναι το κατάλληλο πρωτόκολλο για αποφυγή της μυϊκής κόπωσης (Hudlicka et al., 1977).

Η μικρή διάρκεια των παλμών επιτρέπει τον μυϊκό ερεθισμό χωρίς την πρόκληση πόνου (Ward & Shkuratova, 2002).

Μπορεί να εφαρμοστεί **έμμεσα**, δηλαδή με μονοπολική μέθοδο ερεθίζοντας της εν τω βάθει μύες μέσω του κινητικού της σημείου, και **άμεσα** με διπολική μέθοδο ερεθίζοντας της επιφανειακές μεγάλες μυϊκές μονάδες και ομάδες (Μπάκας, 1985).

Για να έχει αποτελέσματα η Ρωσική τεχνική πρέπει να πληρούνται 2 βασικές προϋποθέσεις :

-Η ένταση του ρεύματος πρέπει να είναι τόσο υψηλή ώστε να προκαλέσει τετανική σύσπαση σε όλες τις μυϊκές ίνες

-Για να επιτευχθεί επιστράτευση όλων των μυϊκών ινών το ρεύμα πρέπει να προκαλεί λίγο ή καθόλου πόνο (Altman et al., 1979).

Χρησιμοποιούμε στην πράξη αυτή την τεχνική και σε φυσιολογικά εννευρωμένους μύες, αλλά και σε εννευρωμένους ατροφικούς μύες, με εξίσου γρήγορα και επιτυχή αποτελέσματα (Γιόκαρης, 2007).

Το ρωσικό ρεύμα έχει την ικανότητα για ταυτόχρονη αναλγησία, μέσω του μπλοκαρίσματος της μεταφοράς του ερεθίσματος του πόνου, και κινητική ενεργοποίηση που εκφράζεται με σύσπαση του μύος (Granit, 1973).

Για καλύτερα αποτελέσματα τα ρωσικά πρέπει να χρησιμοποιούνται συνδυαστικά και ταυτόχρονα με την μέγιστη ενεργητική προσπάθεια διάφορες παθήσεις και κακώσεις (όπως είναι η χονδρομαλακυνση επιγονατίδας) (Johnson et al., 1977), και όχι σαν εναλλακτική λύση της άσκησης ή χωριστά με της περιόδους της εθελοντικής άσκησης (Ward & Shkuratova, 2002).

Φαραδικό ρεύμα

Το φαραδικό ρεύμα είναι συγκεκριμένη μορφή εναλλασσόμενου ρεύματος (Γιόκαρης, 2007), τριγωνικής η τετράγωνης μορφής ασύμμετρο (Φραγκοραπτης, 2008).

Ενδείκνυται για ηλεκτρογυμναστική, δηλαδή για εκγύμναση των εννευρωμένων μυών (Φραγκοραπτης, 2008).

Λειτουργικός Ηλεκτρικός Ερεθισμός (Functional Electrical Stimulation-FES)

Ο Λειτουργικός Ηλεκτρικός Ερεθισμός (FES) είναι ηλεκτρικός μυϊκός ερεθισμός που αναφέρεται σε ένα συγκεκριμένο τρόπο κλινικής εφαρμογής του ρεύματος (Robertson & Ward, 2002).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΜΥΪΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ

4.1 ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΜΥΪΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ (HME)

Η ιδέα του ηλεκτρικού ερεθισμού ξεκίνησε από τους αρχαίους Έλληνες το 400 π.Χ., με την χρήση του ηλεκτροφόρου χελιού σε διάφορες ασθένειες (Robertson et al., 2011).

Με τις έρευνες των Volta και Faraday κατά τον 18^ο και 19^ο αιώνα, η χρήση του ηλεκτρισμού έγινε περισσότερο ελεγχόμενη, ενώ κατόπιν βοήθησαν και οι έρευνες των Galvani και Duchenne στη νευροφυσιολογία.

Το 1900 εφευρέθηκε η γεννητρια εναλλασσόμενου ρεύματος και πρώτος την εφάρμοσε ο Γάλλος επιστήμονας d'Arsonval το 1894 (Robertson et al., 2011).

Το 1950 ο Nemec εισήγαγε την θεωρία 'παρεμβολής' (παρεμβαλλόμενο ρευμα), με χρήση εναλλασσόμενου ρεύματος των 4Hz για διέγερση μυών και νεύρων, ενώ στην δεκαετία του '70 ο ρώσος επιστήμονας Kots, έκανε χρήση του εναλλασσόμενου ρεύματος στα 2,5Hz για μυϊκή ενδυνάμωση, που αργότερα ονομάστηκε 'ρωσικό ρευμα' (Ward & Shkuratova, 2002).

Ο ηλεκτρικός νευρομυϊκός ερεθισμός (HME) χρησιμοποιεί ηλεκτρικά ρεύματα με σκοπό την ενεργοποίηση του σκελετικού μυός και την πρόκληση μυϊκής σύσπασης

Οι φυσικές αρχές και ο τρόπος εφαρμογής του HME συζητούνται στην παρούσα ανασκόπηση. Επίσης, συζητούνται οι φυσιολογικές επιδράσεις του HME τόσο σε τοπικό όσο και σε συστηματικό επίπεδο.

Ο HME χρησιμοποιείται για τη βελτίωση των επιδόσεων και την αποκατάσταση μετά από τραυματισμούς στον αθλητισμό (Lake, 1992; Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Επίσης, χρησιμοποιείται για την ενεργοποίηση παράλυτων μυϊκών μονάδων σε νοσήματα του νευρικού συστήματος, έτσι ώστε να μπορούν να επιτελούν διάφορες λειτουργίες (Functional Electrical Stimulation – FES).

Ερευνάται η χρήση του για την πρόληψη της εν τω βάθει φλεβικής θρόμβωσης, τη θεραπεία της φλεβικής ανεπάρκειας και της διαλείπουσας χωλότητας, ενώ λόγω της αύξησης του μεταβολισμού που μπορεί να επιφέρει, ίσως χρησιμεύσει στο μέλλον για τη θεραπεία του σακχαρώδους διαβήτη και της νοσογόνου παχυσαρκίας.

Συζητούνται ιδιαίτερα οι επιδράσεις του HME στην αποκατάσταση ασθενών με Χρόνια Καρδιακή Ανεπάρκεια – ΧΚΑ (Chronic Heart Failure-CHF) και Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια – ΧΑΠ (Chronic Obstructive Pulmonary Disease-COPD) (Sillen et al., 2009).

Οι βλάβες των σκελετικών μυών είναι σημαντικός παράγοντας μείωσης της λειτουργικότητας των ασθενών αυτών (Zanotti et al., 2003).

Έχει δειχθεί ότι προγράμματα αποκατάστασης με εκούσια άσκηση αναστρέφουν τις βλάβες των σκελετικών μυών και βελτιώνουν την κλινική κατάσταση των ασθενών (Stackhouse et al., 2007).

Σε ασθενείς όμως με σημαντική μείωση της ικανότητας για άσκηση τέτοια προγράμματα αποκατάστασης είναι δύσκολο να εφαρμοστούν.

Η ικανότητα του ΗΜΕ να αυξάνει τη μυϊκή δύναμη και την αερόβια ικανότητα χωρίς προσπάθεια από μέρος του ατόμου και χωρίς σημαντική καρδιοαναπνευστική επιβάρυνση, τον καθιστά πιθανή εναλλακτική μορφή άσκησης σε αυτές τις περιπτώσεις (Sillen et al., 2011).

Αποτελέσματα προγραμμάτων αποκατάστασης με ΗΜΕ σε ασθενείς με ΧΚΑ και ΧΑΠ είναι ενθαρρυντικά προς αυτή την κατεύθυνση (Abdellaoui et al., 2011).

Ζητήματα όπως η ασφάλεια του ΗΜΕ, η συμμόρφωση των ασθενών και οι βέλτιστες παράμετροι ερεθισμού παραμένουν υπό συζήτηση και για την επίλυσή τους απαιτούνται ακόμα περισσότερες μελέτες.

4.2 ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΟΥ ΗΜΕ

Όταν ο μυς διεγείρεται με τεχνητά μέσα, όπως με τον ΗΜΕ, η ενεργοποίηση των μυϊκών μονάδων είναι διαφορετική από αυτή που παρατηρείται κατά τη φυσιολογική εκούσια ενεργοποίηση (Gordon & Pattullo, 1993).

Ενώ τα ηλεκτρόδια είναι τοποθετημένα διαδερμικά πάνω από την επιφάνεια του μυός, η ενεργοποίηση του μυός αυτού καθ'αυτού οφείλεται στη διέγερση των ενδομυϊκών κλάδων του νεύρου και όχι στην απευθείας διέγερση των μυϊκών ινών (με την προϋπόθεση, βέβαια, ότι η νευρική οδός είναι ανέπαφη) (Ambrosio et al., 2012).

Αυτό προκύπτει από μελέτες της επίδρασης του ΗΜΕ σε χειρουργικούς ασθενείς, στους οποίους αποκλείστηκε η τελική κινητική πλάκα με κουράριο.

Η δύναμη της μυϊκής συστολής καθορίζεται από δύο κυρίως παράγοντες:

-από τον αριθμό των μυϊκών ινών που επιστρατεύονται και ο οποίος εξαρτάται από την ένταση και τη διάρκεια του ερεθίσματος, και

-από τη συχνότητα διέγερσης του περιφερικού νεύρου (Howson, 1978).

4.3 ΑΡΧΕΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΗΜΕ

Πρώτα αξιολογούμε τον ασθενή μας, και θεωρητικά και πρακτικά, έτσι ώστε να επιλέξουμε την κατάλληλη γι'αυτόν θεραπεία που θα εφαρμοστεί, αλλά επαναξιολογούμε και αμέσως μετά την εφαρμογή για τυχόν ανεπιθύμητα αποτελέσματα (π.χ. χημικό έγκαυμα) (Nelson & Currier, 1987).

Συμβουλευόμαστε και επεξηγούμε, δίνουμε οδηγίες και εξετάζουμε συνεχώς την περιοχή της εφαρμογής (για αισθητικότητα, αιματική ροή κ.λπ.), και αναλύουμε όλους τους πιθανούς κινδύνους μετά τον ΗΜΕ.

Απαραίτητος είναι ο έλεγχος της συσκευής που θα χρησιμοποιηθεί. Ελέγχουμε τα καλώδια, ηλεκτρόδια, διακόπτες, τις ενδείξεις, τα βύσματα, έτσι ώστε να ελαχιστοποιούνται οι πιθανοί κίνδυνοι και να εξασφαλίζεται η άνεση του ασθενή (Campbell et al., 1995).

Ελέγχουμε την υπό θεραπεία περιοχή, έτσι ώστε να επιβεβαιωθεί η ακεραιότητα του δέρματος, δηλαδή να είναι καθαρό και χωρίς εκδορές. Εξαιρείται η περίπτωση όπου ο ΗΜΕ χρησιμοποιείται για επούλωση πληγών, μόνο εάν δεν υπάρχει κίνδυνος μόλυνσης ή βλάβης στο δέρμα (Robertson & Ward, 2002).

Ηλεκτροδιαγνωστική

Η ένταση του ερεθίσματος που προκαλεί την ελάχιστη ορατή συστολή με παλμικό συνεχές ρεύμα ορθογώνιας μορφής, 1sec διάρκεια και παύση 2sec, ονομάζεται **ρεοβαση**.

Η διάρκεια παλμού που μπορεί να προκαλέσει την ελάχιστη ορατή μυϊκή συστολή με ένταση διπλάσια της ρεοβασης, ονομάζεται **χροναξία**.

Οποιοδήποτε ερέθισμα που διαρκεί περισσότερο από την χροναξία, μπορεί να προκαλέσει μυϊκή σύσπαση (Γιόκαρης, 2007).

Η χροναξία των φυσιολογικά εννευρωμένων μυών κυμαίνεται από 0,05 msec έως 1 msec (μικρής διάρκειας ερεθίσματα). Οι μύες όπου βρίσκουμε την χροναξία τους μεγαλύτερη από αυτές τις τιμές, λεμεί ότι δεν είναι φυσιολογικά εννευρωμένοι, αλλά απονευρωμένοι (παρουσιάζουν εκφύλιση που μπορεί να είναι πάρεση ή και παράλυση του μύος) (Kern et al., 2002).

Όλη αυτή η διαδικασία που περιγράφηκε παραπάνω, είναι η **ηλεκτροδιαγνωστική**. Μια χρήσιμη διαγνωστική μέθοδος και μέθοδος αξιολόγησης ενός μύος, ώστε να επιλέξουμε τις σωστές παραμέτρους εφαρμογής του ρεύματος (Nelson & Currier, 1987).

Η ηλεκτροδιαγνωστική πραγματοποιείται με την μονοπολική μέθοδο ηλεκτροδίων πάνω στο κινητικό σημείο του μύος. Πάνω στο σημείο αυτό εφαρμόζουμε την κάθοδο, δηλαδή το ενεργό ηλεκτρόδιο, ενώ η άνοδος με την συγκέντρωση λιγότερης πυκνότητας ρεύματος τοποθετείται στην σπονδυλική στήλη, κοντά στο επίπεδο που εκφύεται το νεύρο που νευρώνει τον υπό εξέταση μυ (Γιόκαρης, 2007).

Αν υποψιαζόμαστε ότι ο μυς είναι απονευρωμένος, τότε εφαρμόζουμε διπολική μέθοδο στον μυ (Nelson & Currier, 1987).

Γενικά η ηλεκτροδιαγνωστική μας παρέχει την πληροφορία εκείνη, δηλαδή την τιμή της χροναξίας, που θα μας βοηθήσει στην επιλογή της σωστής διάρκειας παλμού όταν θα έρθει η στιγμή της ηλεκτρογυμναστικής.

Το ρεύμα που χρησιμοποιούμε μπορεί να είναι μιας κατεύθυνσης, συνεχές και σταθερό (DC), μιας κατεύθυνσης αλλά με ξεχωριστούς παλμούς (παλμικό DC), ή να αποτελείται από εναλλαγή κατεύθυνσης (εναλλασσόμενο – AC)

Λογω του φαινομένου της ηλεκτρολυσης, και της συσσώρευσης των ιόντων κάτω από τα εφαρμοσμένα ηλεκτρόδια, πρέπει να προσέξουμε πάρα πολύ την ένταση και την πολικότητα του ρεύματος, για να αποφύγουμε βλάβη του δέρματος (κνησμός, δυσφορία), η οποία μπορεί να είναι και σοβαρής μορφής, όπως είναι το 'χημικό έγκαυμα' (Riley & Richter, 1975).

Αφού εξετάσουμε τις ακόλουθες βασικές παραμέτρους, θα είμαστε έτοιμοι να εφαρμόσουμε τον ηλεκτρικό ερεθισμό με τα καλύτερα δυνατά αποτελέσματα. Αυτές είναι:

- Η **ένταση** των ερεθισμάτων.
- Η **διάρκεια** των ερεθισμάτων.
- Ο **χρόνος ανύψωσης** των ερεθισμάτων.
- Η **συχνότητα** των ερεθισμάτων.
- Η **διάρκεια της παλμοσειράς**.
- Η **τοποθέτηση και σωστή χρήση** των ηλεκτροδίων (Μπάκας, 1985).

Ένταση

Η ένταση πρέπει να ελέγχεται από τον θεραπευτή πριν την αγωγή του ασθενούς, για να αποφευχθεί το φαινόμενο της αυξομείωσης της πριν και μετά την εφαρμογή (Robertson et al., 2011).

Η ένταση είναι η δύναμη του ερεθίσματος και μετριέται σε mA (Nelson & Currier, 1987).

Όταν εφαρμοστεί ηλεκτρικό ερέθισμα σε μια νευρική ή μυϊκή ίνα, η διαφορά δυναμικού μεταξύ εσωτερικού και εξωτερικού της κυτταρικής μεμβράνης θα μειωθεί (Charman, 1990b).

Όταν η ένταση του ερεθίσματος αυξάνεται, η πολικότητα της μεμβράνης θα αντιστραφεί (θα πραγματοποιηθεί εκπόλωση της) και θα αρχίσει μια **ώθηση**

Τόσο η μυϊκή, όσο και η νευρική ίνα απαντούν σε ερεθίσματα σύμφωνα με το νόμο του 'όλου ή ουδενός' (Κάντας, 2009).

Η εκπόλωση τόσο των νευρικών, όσο και των μυϊκών ινών, δεν εξαρτάται μόνο από την ένταση αλλά και από τη διάρκεια του ερεθίσματος.

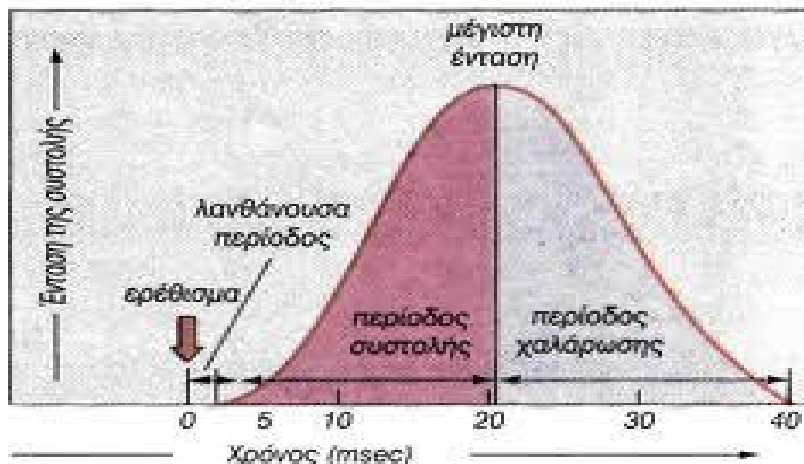
Ερεθίσματα χαμηλής σχετικά έντασης με την κατάλληλη διάρκεια, θα προκαλέσουν εκπόλωση των νευρομυϊκών ινών. Ερεθίσματα υψηλής έντασης και μικρής διάρκειας δεν μπορούν να προκαλέσουν εκπόλωση (Linás & Heuser, 1977).

Ο μυς είτε είναι φυσιολογικά εννευρωμένος, είτε απονευρωμένος, δεν θα απαντήσει σε ερεθίσματα σύμφωνα με το νόμο του 'όλου ή ουδενός'.

Όσο αυξάνεται η ένταση των ερεθισμάτων τόσο εντονότερα συσπάται ο μυς. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι όσο αυξάνεται η ένταση των ερεθισμάτων, τόσο περισσότερες κινητικές μονάδες επιστρατεύονται σε μια χρονική στιγμή (Γιόκαρης, 2007).

Αν ηλεκτρικά ερεθίσματα μικρής ή μέτριας έντασης εφαρμοστούν στην επιφάνεια του δέρματος, θα προκληθεί συστολή, η οποία ονομάζεται **ελάχιστα ορατή συστολή**.

Καθώς αυξάνεται η ένταση των ερεθισμάτων, επιστρατεύονται και συσπώνονται περισσότερες μυϊκές ίνες, αυξάνοντας την ένταση της μυϊκής συστολής. Όταν επιστρατευτούν και συσπαστούν όλες οι διαθέσιμες μυϊκές ίνες, τότε η μυϊκή συστολή φτάνει στο μέγιστο της έντασής της και ονομάζεται **μέγιστη μυϊκή συστολή** (Γιόκαρης, 2007).



Εικόνα 4-0-1 Ένταση της συστολής του μύος σε σχέση με τον χρόνο

Η κλίμακα έντασης μεταξύ αυτής που προκαλεί ελάχιστα ορατή συστολή και μέγιστη μυϊκή συστολή ονομάζεται **κλίμακα διέγερσης**

Για τους φυσιολογικά εννευρωμένους μύες, εφόσον έχουν φυσιολογική μάζα, η κλίμακα διέγερσης είναι πολύ μεγάλη, αλλά διαφέρει από μυ σε μυ, ανάλογα με το πόσο εύκολα διεγείρεται, μέσω των σημείων του για ερεθισμό. Αυτό φαίνεται από τις συσπάσεις μυών μεγάλης μάζας (π.χ. τετρακέφαλος, τρικέφαλος, άνω μοίρα τραπεζοειδούς) (Μπάκας, 1985; Robertson et al., 2011).

Μύες οι οποίοι δύνανται να ενεργοποιηθούν μέσω επιφανειακών κλάδων νεύρων (μύες προσώπου, περνιαίοι, κλπ.) και μύες που ενεργοποιούν υψηλό ποσοστό μυϊκών ινών, έχουν μεγάλη κλίμακα διέγερσης (Γιόκαρης, 2007).

Οι φυσιολογικά εννευρωμένοι ατροφικοί μύες με ατροφία προερχόμενη από παρατεταμένη ακινητοποίηση, έχουν μικρότερη κλίμακα διέγερσης απ'οτι φυσιολογικά εννευρωμένοι υγιείς μύες (Alon, 1985).

Ημιαπονευρωμένοι ή πρόσφατα απονευρωμένοι μύες χωρίς εκφυλιστικές αλλοιώσεις, έχουν μικρότερη κλίμακα διέγερσης από τους φυσιολογικά εννευρωμένους μύες, αλλά έχουν μεγαλύτερη κλίμακα διέγερσης από τους πλήρως απονευρωμένους εκφυλισμένους μύες (Nelson & Currier, 1987).

Απονευρωμένοι μύες με σοβαρές εκφυλιστικές αλλοιώσεις, έχουν τη μικρότερη κλίμακα διέγερσης από όλους τους μύες.

Στον ΗΜΕ, είτε αυτός απευθύνεται σε φυσιολογικά εννευρωμένους μύες, είτε σε απονευρωμένους, για πρόκληση οποιασδήποτε συστολής, δε δίνονται

συγκεκριμένες τιμές έντασης. Η τιμή έντασης που προκαλεί ελάχιστα ορατή, μέτρια και έντονη συστολή είναι διαφορετική σε κάθε άτομο (Alon, 1985).

Άτομα που έχουν μεγάλη αντίσταση δέρματος και παχύ στρώμα υποδόριου λίπους, χρειάζονται πολύ μεγαλύτερης έντασης ερεθίσματα για την έκλυση της συστολής

Η μέγιστη δυνατή συστολή προϋποθέτει μεγάλη ανοχή στο δυσάρεστο αισθητικό αποτέλεσμα που προκύπτει. Η ανοχή αυτού του αποτελέσματος σχετίζεται με την προσωπικότητα και την ψυχολογία του ασθενούς.

Με συστηματική και προσεκτική καθοδήγηση του ατόμου από το φυσικοθεραπευτή, μπορεί ο ασθενής να εκπαιδευτεί στην ανοχή του ρεύματος, κι έτσι να αυξηθεί η μέγιστη τιμή έντασης και ως εκ τούτου να έχουμε καλύτερα αποτελέσματα σύσπασης.

Διάρκεια Ηλεκτρικών Ερεθισμάτων.

Διάρκεια ερεθίσματος είναι ο χρόνος που διαρκεί από όταν αρχίζει το ερέθισμα μέχρι που τελειώνει.

Οι παλμοί του τετραγωνικού παλμικού συνεχούς ρεύματος φτάνουν σε μέγιστη ένταση μέσα σε ελάχιστο χρόνο, διαρκούν για λίγο και σταματούν απότομα. Αν επιλέξουμε διάρκεια ερεθίσματος μεγαλύτερη του 1 msec, το κινητικό αποτέλεσμα που προκύπτει δεν διαφοροποιείται (Γιόκαρης, 2007).

Εφόσον λοιπόν η αύξηση της διάρκειας δε βελτιώνει την ένταση της συστολής, δεν υπάρχει λόγος να βάλουμε διάρκεια ερεθίσματος μεγαλύτερη από τη χροναξία του. Αντίθετα, όταν αυξάνουμε τη διάρκεια ερεθίσματος αυξάνεται και η μέση τιμή έντασης ρεύματος.

Πέραν του δυσάρεστου αισθητικού αποτελέσματος, το οποίο προκαλεί η μεγάλη διάρκεια ερεθίσματος, δημιουργείται ιδιαίτερο πρόβλημα στην επιλογή ιδανικής συχνότητας για να επιτευχθεί **μέγιστη τετανική συστολή** (Altman et al., 1979).

Αν σε φυσιολογικά εννευρωμένο μυ επιλέξουμε για διάρκεια ερεθίσματος τα 10 msec με παύλα μεταξύ των ερεθισμάτων τριπλάσια της χρονικής διάρκειας του ερεθίσματος, δηλαδή 30 msec, η συχνότητα που θα προκύψει δεν είναι δυνατό να προκαλέσει πλήρη τετανική συστολή (Jannsen & Hopman, 2003).

Η ένταση του ερεθίσματος η οποία προκαλεί ελάχιστα ορατή συστολή χρησιμοποιώντας παλμικό συνεχές ρεύμα, ονομάζεται **ρεόβαση**. Η διαφορά μεταξύ βαλβιδικού ερεθίσματος και ρεόβασης βρίσκεται στο ρεύμα που χρησιμοποιείται (Nelson & Currier, 1987).

Στον βαλβιδικό ερεθισμό χρησιμοποιείται οποιαδήποτε μορφή ρεύματος, ενώ στον καθορισμό της ρεόβασης χρησιμοποιείται παλμικό συνεχές ρεύμα, τετράγωνης μορφής. Για τη φυσιολογικά εννευρωμένη μυϊκή ίνα ο κρίσιμος χρόνος είναι 0.01 msec ή 10 msec

Σύμφωνα με τη γνώμη του Γάλλου φυσιολόγου Lapicque, για κάθε ελάχιστη ορατή σύσπαση κάθε μυός, χρειάζεται ερεθισμός κάποιας έντασης και κάποιας διάρκειας. Η ελάχιστη χρονική διάρκεια ερεθισμού που μπορεί να προκαλέσει ελάχιστη ορατή μυϊκή σύσπαση, χρησιμοποιώντας ρεύμα έντασης διπλάσιας της ρεόβασης, ονομάζεται **χροναξία** (Robertson et al., 2011).

Αν η ρεόβαση είναι 2 mA για να βρούμε τη χροναξία διπλασιάζουμε τη ρεόβαση, θα είναι δηλαδή περί τα 4 mA. Η ελάχιστη διάρκεια ερεθισμού που μπορεί να προκαλέσει ελάχιστη ορατή σύσπαση, χρησιμοποιώντας ρεύμα 4 mA, είναι περίπου 5 msec.

Οποιοδήποτε ηλεκτρικό ερέθισμα διάρκειας μεγαλύτερης της χροναξίας, μπορεί να προκαλέσει μυϊκή συστολή χρησιμοποιώντας χαμηλή ένταση ρεύματος. Ηλεκτρικός ερεθισμός διάρκειας μικρότερης της χροναξίας, μπορεί να προκαλέσει μυϊκή συστολή, αλλά απαιτείται μεγάλη αύξηση της έντασης του ρεύματος. (Jannsen & Horman, 2003).

Μία από τις αλλαγές που συμβαίνουν όταν έχουμε έναν απονευρωμένο μυ, είναι το ότι δεν μπορεί να συσπαστεί με ερεθίσματα μικρής χρονικής διάρκειας. Η χροναξία του απονευρωμένου μυός συνήθως είναι 10 με 100 φορές μεγαλύτερη από τη χροναξία του εννευρωμένου.

Όσο μεγαλύτερο χρονικό διάστημα έχει παραμείνει ο μυς απονευρωμένος, τόσο μεγαλύτερος ο βαθμός εκφύλισης και ακολούθως της χροναξίας του. Αυτό ισχύει για μύες οι οποίοι σε όλη τη διάρκεια της απονεύρωσης παρέμειναν ανενεργοί (Jannsen & Horman, 2003).

Χρόνος Ανύψωσης Ηλεκτρικών Ερεθισμάτων

Χρόνος ανύψωσης ή χρόνος ανόδου ερεθίσματος είναι ο χρόνος μεταξύ της αρχής του ερεθίσματος και της μέγιστης έντασης του, είναι δηλαδή ο χρόνος που απαιτείται για να φτάσει το ερέθισμα στο μέγιστο της έντασής του.

Οι φυσιολογικά εννευρωμένοι μύες για να συσπαστούν αποτελεσματικά, χρειάζονται ερεθίσματα μικρού χρόνου ανόδου, καθώς δεν μπορούν να απαντήσουν σε αργά αυξανόμενης έντασης ερεθισμούς. Η σύσπαση αυτή είναι αιφνίδια. Δεν απαντούν όμως σε ερεθίσματα μέτριας έντασης και μεγάλου χρόνου ανόδου λόγω του **φαινομένου της προσαρμογής** (Salmons & Henriksson, 1981).

Αυξημένης έντασης ερέθισμα προκαλεί σύσπαση διάρκειας σε φυσιολογικά εννευρωμένους μύες. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται **γαλβανικός τέτανος**.

Οι απονευρωμένοι μύες δεν παρουσιάζουν το φαινόμενο της προσαρμογής, έτσι απαντούν σε αργά αυξανόμενης έντασης ερεθισμούς, σε ερεθισμούς δηλαδή μεγάλου χρόνου ανόδου, και παρουσιάζουν το φαινόμενο του γαλβανικού τέτανου χωρίς αύξηση της έντασης του ερεθίσματος (Salmons & Henriksson, 1981).

Λόγω του φαινομένου γαλβανικού τέτανου και επειδή το ρεύμα πρέπει να διαχυθεί, έτσι ώστε να φτάσει σε κάθε μυϊκή ίνα ξεχωριστά, η σύσπαση των απονευρωμένων μυών γίνεται αργά και διαδοχικά (Kern et al., 2002).

Τα ορθογώνια μορφής ερεθίσματα, εφόσον είναι βαλβιδικά, είναι ενεργά καθ' όλη τη διάρκειά τους, και αντίθετα, τα ερεθίσματα κυματομορφών μεγάλου χρόνου ανόδου (δηλαδή τριγωνικής, ημιτονοειδούς) δεν είναι ενεργά σε όλη τη διάρκεια (Γιόκαρης, 2007).

Σε φυσιολογικά εννευρωμένους μύες, ατροφικούς και υγιείς, επιλέγουμε την ορθογώνια κυματομορφή για εφαρμογή ΗΜΕ.

Εφόσον χρησιμοποιούμε εναλλασσόμενο ρεύμα, ιδανικότερη είναι η διφασική συμμετρική κυματομορφή. Διφασικά συμμετρικά εναλλασσόμενα ρεύματα ορθογώνιας κυματομορφής προκαλούν αποτελεσματικούς ερεθισμούς στους μύες (Γιόκαρης, 2007).

Συχνότητα

Συχνότητα είναι ο αριθμός των ερεθισμάτων στον χρόνο και μετρείται σε ώσεις/sec (Hz), και είναι σημαντικός παράγοντας στην εφαρμογή του ΗΜΕ

Σ'έναν εννευρωμένο μυ οι συσπάσεις είναι αιφνίδιες και όχι πολύ έντονες σε ερεθίσματα μικρής συχνότητας (Γιόκαρης, 2007).

Όταν τα ερεθίσματα συμβαίνουν όλο και πιο κοντά μεταξύ τους, οι μυϊκές ίνες συσπώνται συχνότερα κάθε φορά. Το φαινόμενο αυτό είναι η **προσωρινή άθροιση**.

Καθώς συνεχίζει να αυξάνεται η συχνότητα των ερεθισμάτων, ο μυς δεν μπορεί πλέον να χαλαρώσει μεταξύ των μεσοδιαστημάτων των ερεθισμών.

Οι συσπάσεις αθροίζονται σε μια συνεχή συστολή, η οποία διαρκεί όσο χρόνο διαρκεί η σειρά των ερεθισμάτων (παλμοσειρά), η οποία ονομάζεται **τετανική συστολή**.

Στους φυσιολογικά εννευρωμένους μύες με συχνότητα 20 Hz παρουσιάζεται **μερική τετανική συστολή**, όπου η χαλάρωση του μυός μεταξύ των ερεθισμάτων δεν είναι πλήρης, ενώ σε αυτούς με συχνότητα 50-60 Hz, έχουμε **πλήρη τετανική συστολή** (Altman et al., 1979).

Στους απονευρωμένους μύες ο τέτανος συμβαίνει στα 3-10 Hz. Λόγω του γαλβανικού τέτανου όμως, ο απονευρωμένος μυς, στην σύσπαση του δίνει την εικόνα της τετανικής συστολής σε οποιαδήποτε συχνότητα ερεθισμού

Το **φαινόμενο της προσαρμογής**, είναι η ελάττωση της απάντησης σε ένα επαναλαμβανόμενο ερέθισμα. Είναι χρήσιμη και ιδιαίτερα σημαντική στον ΗΜΕ, ώστε να μπορεί να ελέγχεται ο πόνος (Salmons & Henriksson, 1981).

Τετανική συστολή

Η τετανική συστολή είναι συστολή τετραπλάσιας ισχύος από μια απλή προκλητή συστολή σε ίδια ένταση και χρόνο (Γιόκαρης, 2007).

Με το βαλβιδικό ερέθισμα αρχίζει να διατείνεται το ελαστικό στοιχείο του μυός, και όσο μεγαλύτερη η διάταση του τόσο περισσότερο καθυστερεί να επανέλθει στο αρχικό μήκος του (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974)

Όσο περισσότερες κινητικές μονάδες επιστρατεύονται για συστολή, τόσο μεγαλύτερη η διάταση που παρατηρούμε, με αποτέλεσμα αποθήκευση περισσότερης μηχανικής ενέργειας (Granit, 1973; Gordon & Pattullo, 1993).

Η συστολή του μυός εδώ, διαρκεί όσο και η παλμοσειρα του. Είναι σφάλμα όμως να ταυτίζουμε την τετανική με την μέγιστη δυνατή συστολή

Η τετανική συστολή μπορεί να είναι έντονη ή μικρής έντασης, ανάλογα με το αν ο αριθμός των μυϊκών ινών που συμμετέχουν είναι μεγάλος ή μικρός, αντίστοιχα (Γιόκαρης, 2007).

Όταν σκοπός μας είναι η καθυστέρηση της μυϊκής ατροφίας ή η αύξηση της μυϊκής δύναμης ενός μυός, τότε αναζητούμε την μέγιστη δυνατή τετανική συστολή που μπορούμε, με επιστράτευση του μεγίστου δυνατού αριθμού μυϊκών ινών (Altman et al., 1979).

Διάρκεια Παλμοσειράς

Η διάρκεια παλμοσειράς καθορίζει τη χρονική διάρκεια κάθε συστολής. Για να έχουμε ξεχωριστές μυϊκές συστολές και να ξεκουράζεται ο μυς μετά από κάθε συστολή, πρέπει οι παλμοσειρές να διακόπτονται περιοδικά, δηλαδή να υπάρχει **παύλα** μεταξύ των παλμοσειρών (Nelson & Currier, 1987).

Η διάρκεια της παύλας μεταξύ των παλμοσειρών εξαρτάται από τη διάρκεια της παλμοσειράς. Η διάρκεια της παύλας πρέπει να είναι τουλάχιστον 3-4 φορές μεγαλύτερη από τη διάρκεια της παλμοσειράς. Όσο μεγαλύτερη είναι η διάρκεια της παλμοσειράς, τόσο μεγαλύτερη πρέπει να είναι η διάρκεια της παύλας, και τόσο περισσότερο χρόνο διαρκεί η συστολή (Jones et al., 1979).

Κατά τον ΗΜΕ, τόσο φυσιολογικά όσο και μη φυσιολογικά εννευρωμένων μυών, η διάρκεια παλμοσειράς πρέπει να'ναι αρκετά μεγάλη, ώστε να προκληθεί παρατεταμένη μυϊκή συστολή, δηλαδή συστολή με διάρκεια 4-10 sec

Η διάρκεια της παλμοσειράς που επιλέγουμε οι θεραπευτές, εξαρτάται από την κατάσταση, την μάζα και την άρθρωση που λειτουργεί ο κάθε μυς (Γιόκαρης, 2007).

Αν ο μυς είναι φυσιολογικά εννευρωμένος, υγιής, με μεγάλη μάζα, και λειτουργεί σε μεγάλη άρθρωση, τότε για αύξηση δύναμης θα επιλέξουμε παλμοσειρά μεγάλης διάρκειας (8-10 sec).

Εάν ο φυσιολογικά εννευρωμενος μυς όμως, είναι ατροφικός, η διάρκεια ρύθμισης της παλμοσειράς είναι μικρότερη από αυτή των υγιών μυών. Η παλμοσειρά μπορεί να διαρκεί (4-7sec), γιατί ανάλογα με το βαθμό ατροφίας δεν μπορεί να συσπαστεί έντονα για μεγάλο χρονικό διάστημα, γιατί ο ατροφικός μυς δεν μπορεί να συσπάται στο μέγιστο τόσο χρονικό διάστημα όσο ένας υγιής (Nelson & Currier, 1987).

Σε απονευρωμένους μύες επιλέγουμε διάρκεια παλμοσειράς μικρότερη από αυτήν που επιλέγουμε για τους φυσιολογικά εννευρωμένους υγιείς και ατροφικούς μύες (Kern et al., 2002).

Σε φυσιολογικά εννευρωμένους ατροφικούς μύες, και σε απονευρωμένους μύες, οποιασδήποτε χρονικής διάρκειας παλμοσειρά κι αν επιλέξουμε, δεν μπορούμε να διατηρήσουμε παρατεταμένη και μέγιστη συστολή.

Με άλλα λόγια, απονευρωμένοι και ατροφικοί φυσιολογικά εννευρωμένοι μύες δεν έχουν τη δυνατότητα να συσπώνται μέγιστα για χρονικό διάστημα πάνω από 5-6 sec.

Σε κάθε περίπτωση ΗΜΕ ο φυσικοθεραπευτής πρέπει να επιλέγει τη μεγαλύτερη διάρκεια παλμοσειράς εντός των ορίων δυνατότητας του μυός και να κρατά τη συστολή στο μέγιστο δυνατό επίπεδο.

Ως ελάχιστο όριο διάρκειας παλμοσειράς για κάθε μυ ανεξαρτήτως της κατάστασής του ορίζονται τα 4 sec με διάρκεια παύλας μεταξύ παλμοσειρών 8 ή 12 sec. Ως ανώτατο όριο διάρκειας της παλμοσειράς ορίζονται τα 10 sec. με διάρκεια παύλας μεταξύ παλμοσειρών 50-60 sec (Nelson & Currier, 1987).

Η μέγιστη, τετανική, παρατεταμένη συστολή οδηγεί σε **αύξηση μυϊκής δύναμης** περισσότερο απ' ότι η μέγιστη τετανική συστολή μικρής διάρκειας.

Οι παλμοσειρές μπορεί να αρχίζουν και να τελειώνουν είτε ομαλά είτε απότομα. Με τον ομαλό τρόπο αρχής και διακοπής της παλμοσειράς αυξάνεται στο μέγιστο και ελαττώνεται σχεδόν μέχρι το μηδέν βαθμιαία η ένταση των ερεθισμάτων, και η μυϊκή συστολή που παράγεται είναι ανάλογη με τη φυσιολογική συστολή

Όταν η παλμοσειρά σταδιακά ανυψώνεται (ομαλά) δε λαμβάνει χώρα το φαινόμενο της προσαρμογής. Το φαινόμενο αυτό παρατηρείται όταν ανυψώνεται η ένταση του ρεύματος στην κάθε φάση (Salmons & Henriksson, 1981).

Με τον απότομο τρόπο αρχής και διακοπής της παλμοσειράς η ένταση των ερεθισμάτων αυξάνεται στο μέγιστο και ελαττώνεται στο μηδέν απότομα. Η μυϊκή συστολή που παράγεται είναι απότομη και δεν είναι ανάλογη της φυσιολογικής (Γιόκαρης, 2007).

Η ιδανική μυϊκή συστολή είναι η τετανική, μέγιστη, ομαλή και παρατεταμένη. Για να το επιτύχουμε, πρέπει ο ηλεκτρικός ερεθισμός να είναι υψηλής συχνότητας, μέγιστης δυνατής έντασης, και η παλμοσειράς να διακόπτεται ομαλά και να είναι διαρκής.

Όσο μεγαλύτερη όμως είναι η διάρκεια της παλμοσειράς, τόσο ευκολότερα κουράζεται ο μυς, και γι'αυτο μετά από κάθε παρατεταμένη συστολή ο μυς πρέπει να ξεκουράζεται μεγάλο χρονικό διάστημα (Nelson & Currier, 1987).

Σε πολλές συσκευές παλμικών συνεχών ρευμάτων που χρησιμοποιούνται για μυϊκό ερεθισμό, παρέχεται η δυνατότητα της σταδιακής ανύψωσης της παλμοσειράς, η οποία χαρακτηρίζεται από τον κατασκευαστή ως 'φαραδική μορφή ρεύματος', μα γενικά, φαραδική μορφή είναι μια ειδική μορφή

εναλλασσόμενων ρευμάτων και δεν έχει σχέση με τη σταδιακή ανύψωση της παλμοσειράς των παλμικών συνεχών ρευμάτων.

Οι συσκευές είναι παλμικών συνεχών ρευμάτων ή εναλλασσομένων, με τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα της η καθεμιά.

Ο φυσικοθεραπευτής πρέπει να γνωρίζει ποιες συσκευές είναι παλμικού συνεχούς και ποιες εναλλασσόμενου ρεύματος, να γνωρίζει την διαφορά ποιότητας μεταξύ των συσκευών και ότι η ποιοτικά καλύτερη συσκευή ανεξαρτήτως κόστους έχει καλύτερα θεραπευτικά αποτελέσματα (Linás & Heuser, 1977).

Με βάση τα παραπάνω, η επιτυχής εφαρμογή του ηλεκτρικού ερεθισμού σε κάθε περίπτωση εφαρμογής του, είναι πολύπλοκη διαδικασία, η οποία προϋποθέτει εξειδικευμένη γνώση, και κυρίως των σωστών παραμέτρων σε κάθε περίπτωση

Ηλεκτρόδια

Συνήθως τα ηλεκτρικά ρεύματα που χρησιμοποιούνται για θεραπευτικούς σκοπούς, μεταφέρονται στον ανθρώπινο οργανισμό με δύο ηλεκτρόδια (Γιόκαρης, 2007).

Η επιλογή τους είναι σημαντική στην θεραπεία, και αυτή γίνεται βάσει του τύπου, του μεγέθους του ηλεκτροδίου, καθώς και του σημείου του σώματος που θα εφαρμοστούν (Alon et al., 1994).



Εικόνα 4-2 Ηλεκτρόδια

Τύπος ηλεκτροδίων

Το ηλεκτρόδιο μπορεί να είναι αυτοκόλλητο, μεταλλικό ή από κάποιο αγώγιμο υλικό (λάστιχο), και συνθετικά (Γιόκαρης, 2007). Επιλέγουμε τα ηλεκτρόδια μας βάσει το κόστος τους αλλά και το όφελος που προσφέρουν (Robertson et al., 2011).

Τα αυτοκόλλητα είναι πολύ εύκολα στη χρήση αλλά κοστίζουν. Τα πιο οικονομικά είναι τα μεταλλικά ηλεκτρόδια με μονή απαίτηση τον πλήρη έλεγχο και καθαρισμό τους μετά την χρήση, αφού υπάρχει η δυνατότητα επαναχρησιμοποίησης τους για αρκετές φορές. Τα λαστιχένια ηλεκτρόδια είναι μια μέση λύση καθώς επαναχρησιμοποιούνται και αυτά με ένα απλό ξέβγαλμα και πλύσιμο από την γελη (gel) που εφαρμόσαμε (McAdams et al., 1996).

Βασική αρχή μας θα πρέπει να είναι ο καλός καθαρισμός των υλικών μας για αποφυγή τυχόν μολύνσεων από τα σφουγγαράκια που χρησιμοποιούμε (Lambert et al., 2000).

Για τη μεταφορά του ηλεκτρικού ρεύματος πρέπει να ποτίζουμε καλά τα σφουγγαράκια των ηλεκτροδίων μας με νερό. Έτσι, επιτυγχάνουμε αποτελεσματικότητα ερεθισμού που προκαλούν και τόσο ανεκτότερο γίνεται το ρεύμα από τον ασθενή (Rowley, 1972).

Σε περιπτώσεις που τα σφουγγάρια δεν έχουν αρκετή ποσότητα νερού, ο ερεθισμός δεν είναι ικανοποιητικός και παράλληλα δυσάρεστο αισθητικό αποτέλεσμα συνοδεύει την εφαρμογή του ερεθισμού.

Συμπερασματικά λοιπόν, για την εφαρμογή του ρεύματος πρέπει να βρέχουμε αρκετά το σφουγγαράκι μας, τοποθετούμε σε συγκεκριμένο σημείο (το κινητικό σημείο ή την γαστέρα του μυός) (Wolf, 1981).

Μέγεθος των ηλεκτροδίων

Το ηλεκτρικό ρεύμα μεταφέρεται στον ανθρώπινο οργανισμό με ηλεκτρόδια διάφορων σχημάτων και μεγεθών (Γιόκαρης, 2007).

Όσο μεγαλύτερα είναι τα ηλεκτρόδια τόσο καλύτερο και πιο ομαλό ερεθισμό θα επιτύχουμε (Alon et al., 1994). Με τα μεγάλα ηλεκτρόδια, μειώνεται η αντίσταση του δέρματος και αντίστροφα (Riley & Richter, 1975).

Σε γενικές γραμμές, λέμε πως όσο πιο μικρό είναι το ηλεκτρόδιο τόσο μεγαλύτερη είναι η συγκέντρωση του ρεύματος κάτω από αυτό, οπότε και εντονότερη η επίδραση της εφαρμογής του (Alon, 1985 ; Patterson & Lockwood, 1993).

Όταν χρησιμοποιούνται δύο ηλεκτρόδια διαφορετικών μεγεθών, η πυκνότητα του ρεύματος στο μικρού μεγέθους ηλεκτρόδιο είναι **μεγαλύτερη** από το άλλο, και όσο μεγαλύτερη είναι η πυκνότητα του ηλεκτρικού ρεύματος, τόσο **εντονότερα** είναι τα αποτελέσματα τα οποία προκαλεί στους ιστούς εφαρμογής του και αντίθετα (Rowley, 1972; Nelson & Currier, 1987).

Ανάλογα με το είδος του ρεύματος και ανάλογα με το επιδιωκόμενο αποτέλεσμα, στην ηλεκτροθεραπεία χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια διάφορων σχημάτων και διαστάσεων (Wolf, 1981).

Τοποθέτηση των ηλεκτροδίων

Εφόσον στον ηλεκτρικό μυϊκό ερεθισμό χρησιμοποιούμε συσκευές παλμικού συνεχούς ρεύματος, έχει σημασία που θα τοποθετήσουμε το ηλεκτρόδιο της ανόδου και που της καθόδου (Campbell, 1995).

Το ηλεκτρόδιο με τη μεγαλύτερη συγκέντρωση ηλεκτρονίων ονομάζεται **κάθοδος** ή αρνητικό ηλεκτρόδιο ή **ενεργό** ηλεκτρόδιο, προσελκύοντας θετικά ιόντα (όπως κάλιο, νάτριο) (Γιόκαρης, 2007 ; Κάντας, 2009).

Το ηλεκτρόδιο με την μικρότερη συγκέντρωση ηλεκτρονίων ονομάζεται **άνοδος** ή θετικό ηλεκτρόδιο (ονομάζεται και **αδιάφορο**), και προσελκύει αρνητικά ιόντα (χλωρίου) και ελεύθερα ηλεκτρόνια από τους υποκείμενους ιστούς εφαρμογής του

Και η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων κατά την τοποθέτηση επηρεάζουν άμεσα την **πυκνότητα** του ρεύματος (Γιόκαρης, 2007).

Εφόσον επιλέγουμε διπολική μέθοδο, το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται **κεντρικότερα** και το αρνητικό **περιφερικότερα** (Γιόκαρης, 2007).

Τα ηλεκτρόδια αν πρόκειται για φυσιολογικά εννευρωμένο μυ, εφαρμόζονται πάνω στο κινητικό του σημείο (Robertson et al., 2011).

Το μέγεθος των ηλεκτροδίων που επιλέγεται σχετίζεται άμεσα με το μέγεθος και τη μάζα του μυός (Γιόκαρης, 2007). Όσο μεγαλύτερο το μέγεθος και η μάζα του μυός (όπως τετρακέφαλος ή δικέφαλος μηριαίος), τόσο μεγαλύτερου μεγέθους ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται (Alon, 1985; Patterson & Lockwood, 1993).

Εφόσον χρησιμοποιούμε εναλλασσόμενο ρεύμα και τα δύο ηλεκτρόδια είναι εξίσου ενεργά, οπότε το ποιο θα τοποθετηθεί κεντρικότερα ή περιφερικότερα δεν έχει καμία σημασία (Alon, 1985).

Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων γίνεται κοντά στην έκφυση και κατάφυση των μυών (Γιόκαρης, 2007).

Τα ηλεκτρόδια δεν πρέπει να απέχουν μεγάλη απόσταση μεταξύ τους, επειδή καθίσταται δυσκολότερη η ενεργοποίηση του συνόλου της μάζας του μυός (Γιόκαρης, 2007).

Εφόσον όμως επιλέγουμε μονοπολική μέθοδο, ο ψηλαφητής συνδέεται **πάντα** με την κάθοδο της συσκευής και αποτελεί το ενεργό ηλεκτρόδιο (Γιόκαρης, 2007).

Όταν χρησιμοποιούμε εναλλασσόμενο ρεύμα, ο ψηλαφητής συνδέεται είτε με την άνοδο, είτε με την κάθοδο και είναι εξίσου ενεργός (Γιόκαρης, 2007).

Όταν χρησιμοποιούμε μονοπολική μέθοδο, το ανενεργό ηλεκτρόδιο ή το ηλεκτρόδιο με τη μεγάλη επιφάνεια τοποθετείται πλησίον του μυός, στον οποίο απευθύνεται το ερέθισμα μέσω του ψηλαφητή (Γιόκαρης, 2007).

4.4 ΗΜΕ ΚΑΙ ΑΥΞΗΣΗ ΜΥΙΚΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ

Ο ΗΜΕ μετρά ήδη 50 χρόνια εφαρμογής περισσότερο σε Αμερική και Σοβιετική Ένωση παρά σε Ευρώπη ως κύριο φυσιοθεραπευτικό μέσο για ενδυνάμωση ή ακόμη και για καθυστέρηση της ατροφίας κάποιων φυσιολογικά εννευρωμένων (υγιών και ατροφικών) μυών και απονευρωμένων μυών (Kern et al., 2002).

Στο παρελθόν ο ΗΜΕ εφαρμοζόταν σε παθολογικές καταστάσεις για αναχαίτιση της ατροφίας ημιαπονευρωμένων ή απονευρωμένων μυών, και η αποτελεσματικότητα του δεν αμφισβητήθηκε από κανέναν, αντίθετα είναι διεθνώς αποδεκτή (Salmons & Henriksson, 1981).

Υπάρχει όμως αμφισβήτηση της αποτελεσματικότητας του στην αύξηση δύναμης

Πολλοί θεραπευτές έχουν αρνητική άποψη και ορισμένοι απορρίπτουν τον ΗΜΕ ως αποτελεσματικό μέσο αποκατάστασης. Ορισμένοι φυσιοθεραπευτές, πρακτικοί, χειροποίητες και κινησιοθεραπευτές θεωρούν, ότι κάθε παθολογική κατάσταση πρέπει να αντιμετωπίζεται μόνο με κινησιοθεραπεία χωρίς τη βοήθεια των φυσικών μέσων

Αυτή η προσέγγιση υποβαθμίζει την ποιότητα των παρεχόμενων φυσιοθεραπευτικών υπηρεσιών, καθώς και τους θεραπευτές που τα χρησιμοποιούν στην κλινική τους και τους ασθενείς τους

Όπως και να'χει, ο φυσιοθεραπευτής πρέπει να αξιολογήσει τον ασθενή και ύστερα να επιλέξει τα μέσα, τις τεχνικές και τις μεθόδους που θα συμβάλλουν στο καλύτερο θεραπευτικό αποτέλεσμα για την παθολογική κατάσταση του

Κάθε μέσο και τεχνική που επιλέγεται, πρέπει να αιτιολογείται η θεραπευτική του δυνατότητα.

Πρέπει λοιπόν ο φυσικοθεραπευτής για κάθε παθολογική κατάσταση, την οποία καλείται να αντιμετωπίσει, να επιλέγει και να διαμορφώνει το κατάλληλο θεραπευτικό πρόγραμμα, στο οποίο οι διάφορες θεραπευτικές πράξεις να έχουν μια ξεχωριστή επίδραση σε κάθε σύμπτωμα της πάθησης ενισχύοντας τη συνολική θεραπευτική αξία του (Γιόκαρης, 2007).

Για να αξιολογήσει κανείς την αποτελεσματικότητα του ΗΜΕ στην αύξηση της μυϊκής δύναμης ή στην καθυστέρηση της ατροφίας, πρέπει να λαμβάνει υπ' όψιν του τη **νευροφυσιολογία** και τις **τεχνικές αύξησης** της μυϊκής συστολής, της **μυϊκής δύναμης**, να επιλέγει τις **κατάλληλες παραμέτρους** και την **σωστή συσκευή** για την θεραπεία που πρόκειται να εφαρμόσει (Campbell, 1995).

Για να προκληθεί εκούσια μυϊκή συστολή, πρέπει τα ερεθίσματα που παράγονται στην κινητική περιοχή του εγκεφάλου να μεταφερθούν μέσω των νευρικών συνάψεων στους α και γ κινητικούς νευρώνες και από εκεί στις μυϊκές ίνες, η σύσπαση των οποίων προκαλεί συγκεκριμένες κινήσεις (Granit, 1973).

Το είδος της συστολής (απλή ή τετανική), καθορίζεται από το πόσα ερεθίσματα/sec καταλήγουν στον μυ. Αυτό χαρακτηρίζεται ως **συχνότητα** ερεθισμάτων που καταλήγουν μέσω των κινητικών νευρώνων στους μύες.

Αν ο εγκέφαλος παράγει ερεθίσματα μικρής συχνότητας, δηλαδή 1 μέχρι 5-10/sec, στους μύες προκαλείται απλή συστολή (**twitch**) (Johnson, 1998).

Η απλή συστολή δεν είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική για την εκτέλεση σύνθετων κινήσεων, όπως επίσης και για την αύξηση της δύναμης και είναι κατώτερη της τετανικής συστολής, η οποία προκαλείται με ερεθίσματα της ίδιας έντασης, αλλά σε υψηλότερη συχνότητα (Bowman & McNeal, 1986).

Όταν ο εγκέφαλος παράγει και στέλνει ερεθίσματα υψηλής συχνότητας στους μύες (50 ώσεις/ sec), οι μύες συσπώνονται τετανικά.

Η τετανική συστολή είναι η πιο αποτελεσματική συστολή, αφού είναι ισχυρότερη της απλής ή τετανικής συστολής που προκαλείται από ερεθίσματα της ίδιας έντασης

Με κατάλληλο ΗΜΕ επιτυγχάνουμε παραγωγή και μεταβίβαση ερεθισμάτων στους μύες, όπως γίνεται με τον εγκέφαλο, καθώς τα ηλεκτρικά ερεθίσματα των συσκευών ΗΜΕ έχουν παρόμοιο χαρακτηριστικά με αυτά του εγκεφάλου

Η μονή διαφορά είναι ότι η τεχνολογία μας επιτρέπει να διαμορφώνουμε εμείς τις παραμέτρους που θα χρησιμοποιήσουμε (π.χ. ένταση, διάρκεια, συχνότητα και χρόνο ροής ερεθισμάτων) όπως αυτές που παράγει ο εγκέφαλος.

Ο ισχυρισμός ότι η παραγωγή μηχανικών ερεθισμάτων θα μπορούσε να αντικαταστήσει τα ηλεκτρικά ερεθίσματα, είναι εκτός του επιστημονικού μας πεδίου αλλά και μακράν από αυτό που θέλουμε να επιτύχουμε με την χρήση του ΗΜΕ

Συμπερασματικά ο ΗΜΕ προσφέρει στο φυσικοθεραπευτή τη δυνατότητα να διαμορφώσει τις παραμέτρους έτσι ώστε να προκληθούν ερεθίσματα για μυϊκή συστολή αναλόγων των φυσιολογικών

Τεχνικές αύξησης της μυϊκής δύναμης

Η ένταση της μυϊκής συστολής, δηλαδή το πόσο δυνατά συσπάται ή όχι ένας μυς, εξαρτάται από την ένταση των ερεθισμάτων που εφαρμόζονται πάνω του, και όσο μεγαλύτερη είναι η ένταση των ερεθισμάτων τόσο δυνατότερα συσπάται (Γιόκαρης, 2007).

Με μεγαλύτερη ένταση ενεργοποιούνται περισσότερες κινητικές μονάδες μια δεδομένη χρονική στιγμή, κι έτσι έχουμε πιο δυνατή σύσπαση, γιατί ο νόμος 'όλου ή ουδενός' δεν ισχύει για τον μυ σαν σύνολο, καθώς ισχύει για τη σύσπαση μόνο της ίνας.

Εφόσον ένα ερέθισμα είναι βαλβιδικό, η ίνα θα συσπασθεί σε μια δεδομένη ένταση και ανάλογα με την διάμετρο της. Ίνα μεγαλύτερης διαμέτρου θα συσπαστεί με μεγαλύτερη ένταση, και αντίστοιχα μια μικρότερης διαμέτρου με λιγότερη ένταση (Linax & Heuser, 1977).

Αν πάρουμε δύο μύες, οι οποίοι έχουν ίδιο αριθμό μυϊκών ινών, αλλά ο ένας έχει μεγαλύτερη διάμετρο μυϊκών ινών και δεχθούν ερεθίσματα ίδιας έντασης, ο μύς ο οποίος έχει ίνες μεγαλύτερης διαμέτρου θα συσπαστεί εντονότερα από τον μυ που έχει μικρότερης διαμέτρου ίνες

Για να έχουμε αύξηση δύναμης του μυός, πρέπει να συσπαστεί επαναλαμβανόμενα με ένταση πάνω από το 60%-65% της μέγιστης δυνατής συστολής του.

Για να το πετύχουμε αυτό χρησιμοποιούμε προγράμματα με εφαρμογή αντίστασης (π.χ. βάρη, ελατήρια, λάστιχα, κ.α.) και διαφόρων ειδών ισοτονικής, ισομετρικής και ισοκινητικής άσκησης. Η ίδια αρχή ισχύει και στην εφαρμογή του HME για την αύξηση μυϊκής δύναμης (Rothstein, 1982; Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Αν ο HME μπορεί να εξαναγκάσει τον μυ να συσπαστεί με εξωγενή ερεθίσματα πάνω από το 60%-65% του μέγιστου που μπορεί ενεργητικά, οποιαδήποτε αρνητική άποψη, για την χρησιμότητα του HME στην αύξηση της μυϊκής δύναμης ή στην καθυστέρηση της ατροφίας, περισεύει και πρέπει να την αγνοήσουμε.

Ο φυσιοθεραπευτής πρέπει να επιλέξει την κατάλληλη συσκευή, παραμέτρους και τεχνική εφαρμογής, ώστε ο ερεθισμός που θα προκαλέσει να εξαναγκάσει το μυ σε συστολή έντασης πάνω από 60% της μέγιστης ενεργητικής δύναμης του.

Το είδος της συσκευής, η τεχνική εφαρμογής, η συνεχής παρουσία του φυσικοθεραπευτή και η άμεση επικοινωνία αυτού με τον ασθενή είναι απαραίτητα για να δημιουργήσουν προϋποθέσεις του ζητούμενου κινητικού αποτελέσματος.

Πολλοί φυσιοθεραπευτές, ιδιαίτερα παλιότερα, πίστευαν ότι περισσότερες επαναλήψεις σύσπασης ενός μυός θα μπορούσε να αυξήσει τη δύναμη του ή να καθυστερήσει την ατροφία, χωρίς να ενδιαφέρονται για το είδος και την ένταση της συστολής.

Τοποθετούσαν τα ηλεκτρόδια στο μυ και για 10 ή περισσότερα λεπτά ο μύς συσπόταν σε ρυθμό και ένταση τέτοια, που σε κάθε περίπτωση ήταν εκτός προδιαγραφών επίτευξης του ζητούμενου κινητικού αποτελέσματος (Robertson et al., 2011).

Για να επιτευχθεί καθυστέρηση επερχόμενης ατροφίας με HME δεν χρειάζονται πολλές επαναλήψεις σε μια συνεδρία. 10-15 επαναλήψεις συσπάσεων σε κάθε συνεδρία, είναι αρκετός για να επιτύχουμε τον στόχο μας.

Εξάλλου όσο πιο έντονα και παρατεταμένα συσπάται ένας μύς, τόσο περισσότερο διάστημα πούλας/ξεκούρασης χρειάζεται μεταξύ κάθε σύσπασης.

Για την καθυστέρηση της ατροφίας και για την αύξηση της δύναμης, πρέπει να επιτύχουμε το μεγαλύτερο δυναμικό τάσης στο εσωτερικό του μυός.

Σε καμιά όμως περίπτωση δεν πρέπει να ταυτίζουμε την τετανική με τη μέγιστη συστολή.

Για την επίτευξη της μέγιστης δυνατής τάσης στον μυ επιβάλλεται η **εφαρμογή αντίστασης** υπο μια αργή μειομετρική συστολή του μυός (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Για να επιτευχθεί η μέγιστη δυνατή τετανική και παρατεταμένη συστολή, πρέπει να γίνει κατάλληλη επιλογή παραμέτρων (Rothstein, 1982).

Αν ο μυς είναι φυσιολογικά εννευρωμένος, επιλέγουμε ορθογώνια κυματομορφή, διάρκεια ερεθίσματος 0.6-1.0 msec, συχνότητα 50 ώσεις/sec, παλμοσειρά διάρκειας 6,8/10 sec (ανάλογα της μάζας του μυός και του μεγέθους της άρθρωσης στην οποία δρα).

Η ποιότητα του ερεθισμού που δέχεται ο μυς είναι σημαντικός παράγοντας για την επίτευξη του κινητικού αποτελέσματος. Η διάρκεια, η ένταση και η συχνότητα των ερεθισμάτων καθορίζουν τη μέση τιμή έντασης του ρεύματος που δέχεται ο μυς.

Όταν η μέση τιμή της έντασης του ρεύματος είναι μεγάλη, προκαλείται δυσάρεστο αισθητικό αποτέλεσμα και το ρεύμα καθίσταται ιδιαίτερα ενοχλητικό για τον ασθενή, γεγονός που δυσχεραίνει την όλη διαδικασία επίτευξης μέγιστου κινητικού αποτελέσματος (Γιόκαρης, 2007).

Σε πολλές περιπτώσεις εφαρμογής του ΗΜΕ, πριν επιτευχθεί ικανοποιητική μυϊκή συστολή, υπάρχει σημαντική ενόχληση στον ασθενή όπως τσούξιμο και πόνος. Στην περίπτωση αυτή, ο φυσικοθεραπευτής πρέπει να επανεξετάσει τις παραμέτρους, ιδιαίτερα τη διάρκεια και τη συχνότητα των ερεθισμάτων.

Η μείωση στη διάρκεια και στη συχνότητα ερεθίσματος οπότε και αυτοματη μείωση της μέσης τιμής της έντασης, θα μειώσει το δυσάρεστο αισθητικό αποτέλεσμα.

Ορισμένοι ασθενείς μπορούν να ανεχθούν το ρεύμα περισσότερο από άλλους.

Ο φυσικοθεραπευτής πρέπει να έχει την αισθητική εμπειρία του ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού, ώστε να μπορεί να καθοδηγήσει τους ασθενείς του και να βοηθήσει στην εξοικείωση τους στο ρεύμα.

Όσο επαναλαμβάνεται ο ηλεκτρικός ερεθισμός, δημιουργείται εξοικείωση του ασθενή με το ρεύμα και μπορεί να δεχθεί ρεύμα μέχρι και τετραπλάσιας ακομής μέσης τιμής έντασης στις μετεπειτα θεραπείες (Γιόκαρης, 2007).

Ο συνδυασμός μικρότερης έντασης ρεύματος και υψηλότερης έντασης των ερεθισμάτων, είναι το ιδανικό που ο φυσικοθεραπευτής καλείται να διαμορφώσει

Η μέγιστη δυνατή ανοχή του ασθενούς στο ρεύμα και η ελαχιστοποίηση του δυσάρεστου αισθητικού αποτελέσματος, αφήνει τα περιθώρια στο φυσικοθεραπευτή να αυξήσει την κορυφή έντασης των ερεθισμάτων στο μέγιστο δυνατό βαθμό, κάτι που δύναται να προκαλέσει μέγιστες συστολές, που να υπερβαίνουν το 60%-65% της μέγιστης δύναμης, ή σε ορισμένες περιπτώσεις να φτάνουν ή και να υπερβαίνουν τη μέγιστη δυνατή ενεργητική συστολή.

Η αναγκαιότητα εφαρμογής του ΗΜΕ για αναχαίτιση της επερχόμενης ατροφίας ή για ενίσχυση της μυϊκής δύναμης δεν είναι μια απλή υπόθεση (Nelson & Currier, 1987).

Προϋποθέτει εξειδικευμένη θεωρητική γνώση και κλινική εμπειρία που οδηγούν το φυσικοθεραπευτή σ'έναν ορθολογιστικό τρόπο σκέψης, αξιολόγηση της κατάστασης του ασθενούς, επιλογή των καταλλήλων παραμέτρων και εφαρμογή της κατάλληλης τεχνικής, που σκοπο έχουν τη μεγαλύτερη δυνατή ενεργοποίηση του μυός και στην έκλυση της μέγιστης δυνατής συστολής (Nelson & Currier, 1987).

Εφ'όσον επιτευχθεί ο στόχος αυτός και εξαναγκαστεί ο μυς να συσπάται στο μέγιστο που μπορεί, η αναχαίτιση της ατροφίας και η αύξηση της μυϊκής δύναμης είναι στόχοι που μπορούν να επιτευχθούν (Linaz & Heuser, 1977).

Μέθοδοι κλινικής εφαρμογής ΗΜΕ

Ο ΗΜΕ στη φυσικοθεραπεία εφαρμόζεται σε **φυσιολογικά και μη φυσιολογικά εννευρωμένους μύες** (Nelson & Currier, 1987).

Και στις δύο αυτές περιπτώσεις επιδιώκουμε πάντα τον καλύτερο δυνατό ερεθισμό, ώστε να προκύψει το καλύτερο δυνατό κινητικό αποτέλεσμα. Ο κύριος θεραπευτικός στόχος είναι η εντονότερη δυνατή συστολή

Οι μέθοδοι εφαρμογής του ΗΜΕ είναι η **μονοπολική** και η **διπολική**. Η μονοπολική ή η διπολική μέθοδος ερεθισμού επιλέγονται με βάση τη μάζα, το μέγεθος και σχήμα του μυός και μετά μας ενδιαφέρει η φυσιολογική ή μη νεύρωση του.

Σε μύες με μεγάλη μάζα (π.χ. τετρακέφαλος, τρικέφαλος, γαστροκνήμιος κ.λ.π.), ανεξαρτήτως της νεύρωσης τους, ενδείκνυται να ερεθίζονται με διπολική μέθοδο.

Αντίθετα, για μεμονωμένη σύσπαση μυών μικρής μάζας, όπως είναι οι προσωπικοί μύες, μύες του πήχη κ.α., ενδείκνυται να ερεθίζονται με μονοπολική μέθοδο

Μονοπολική Μέθοδος

Κατά τη μονοπολική μέθοδο ερεθισμού, χρησιμοποιούνται δύο διαφορετικού μεγέθους ηλεκτρόδια.

Εάν η συσκευή που χρησιμοποιούμε είναι παλμικού συνεχούς ρεύματος, το ένα ηλεκτρόδιο είναι μικρού μεγέθους και ονομάζεται **ψηλαφητής**.

Οι ψηλαφητές που χρησιμοποιούμε για ερεθισμό είναι τριών διαφορετικών μεγεθών (μικρού-μέσου-μεγάλου μεγέθους)

Το μέγεθος του ψηλαφητή εξαρτάται από το μέγεθος του μυός, δηλαδή σε μεγάλους μύες επιλέγουμε μεγάλο μέγεθος και σε μικρούς μύες όπως οι προσωπικοί μύες επιλέγουμε μικρού μεγέθους κ.λ.π. Η επιλογή μεγέθους ψηλαφητή εξαρτάται και από τη σωματική διάπλαση του πάσχοντος.

Το άλλο ηλεκτρόδιο είναι που εφαρμόζουμε είναι μεγάλου μεγέθους, δηλαδή **αποπεπλατυσμένο**. Οι διαστάσεις και το σχήμα του ποικίλλουν, ανάλογα τη συσκευή που χρησιμοποιούμε

Εφόσον η συσκευή που χρησιμοποιούμε είναι **παλμικού συνεχούς** ρεύματος, ο ψηλαφητής συνδέεται με την κάθοδο, ονομάζεται ενεργό ηλεκτρόδιο και προκαλεί έντονο ερεθισμό. Το αποπεπλατυσμένο ηλεκτρόδιο συνδέεται με την άνοδο της συσκευής, είναι ανενεργό και προκαλεί ελάχιστο ερεθισμό

Εφόσον χρησιμοποιούμε συσκευές **εναλλασσόμενου** ρεύματος, το ποίο ηλεκτρόδιο θα συνδεθεί με τον αρνητικό ή τον θετικό πόλο της συσκευής δεν μας ενδιαφέρει (Γιόκαρης, 2007).

Αν τα ηλεκτρόδια ήταν τα ίδια και είχαν το ίδιο εμβαδόν, και τα δύο θα ήταν το ίδιο ενεργά. Λόγω όμως του μικρού εμβαδού του ενός ηλεκτροδίου, η πυκνότητα του ρεύματος σε αυτό είναι πολύ μεγαλύτερη απ' ότι στο άλλο

Έτσι λοιπόν, όταν χρησιμοποιούμε συσκευή εναλλασσόμενου ρεύματος, χρησιμοποιούμε ως ενεργό το ηλεκτρόδιο του ψηλαφητή, και το άλλο με τις μεγαλύτερες διαστάσεις το χαρακτηρίζουμε ως ελάχιστα ενεργό (ουδέτερο ή ανενεργό).

Η μονοπολική μέθοδος ενδείκνυται για τον ερεθισμό κινητικών σημείων ενός μυός (για προκλήση εντονότερης σύσπασης), για ερεθισμό επιφανειακών στελεχών κλάδων νεύρων (π.χ. περνιαίοι μυες, προσωπικοί μυες, κλπ.) ή για ερεθισμό μυών μικρής μάζας φυσιολογικά ή μη φυσιολογικά εννευρωμένων.

Σε απονευρωμένους μυες ο ψηλαφητής τοποθετείται **πάντα** στο κέντρο της μάζας του μυός, για να επιτευχθεί μεγιστη δυνατή επιστράτευση μυϊκών ινών.

Το ανενεργό ηλεκτρόδιο πρέπει να τοποθετείται **πάντα** κοντα στην περιοχή που ερεθίζεται, αλλά σε θέση που να μην ανταγωνίζεται και να μην παρεμποδίζει την επιδιωκόμενη κίνηση.

Η μονοπολική μέθοδος ερεθισμού, επειδή ερεθίζει τους μυες μέσω των κινητικών τους σημείων ή των νεύρων αυτών, εφαρμόζεται κατά κύριο λόγο στον ερεθισμό φυσιολογικά εννευρωμένων μυών.

Επίσης μπορεί να εφαρμοστεί στον ερεθισμό μικρού μεγέθους μη φυσιολογικά εννευρωμένων μυών (παρετικών ή απονευρωμένων)

Με μονοπολική μέθοδο συνίσταται να ερεθίζουμε:

-Μύες προσώπου (σφικκτήρα χειλιών και βλεφάρων, μασητήρα, μετωπιαίο, ρινικό, κ.α.)

-στερνοκλειδομαστοειδη,

-Μύες της άρθρωσης του ωμού (κορακοβραχιονιος, πρόσθιος βραχιόνιος, δελτοειδής, υπερακανθιος, βραχιονοκερκιδικός, υπακανθιος)

-Μύες του πήχη και της άρθρωσης του αγκώνα (στρόγγυλος και τετράγωνος πρημιστής, κερκιδικός και ωλένιος καμπτήρας καρπού, μακρός και βραχύς κερκιδικός εκείνων και ωλένιος εκείνων του καρπού, κ.α.)

-Μύες του θώρακα και της πλάτης (άνω μοίρα τραπεζοειδή, ρομβοειδής, μείζων θωρακικός)

-Μύες κάτω άκρου (προσαγωγοί, πρόσθιος κνημιαίος, περνιαίος, μακρός καμπτήρας των δάκτυλων, κ.α.) (Γιόκαρης, 2007).

Διπολική Μέθοδος

Κατά τη διπολική μέθοδο χρησιμοποιούνται δύο ίδιου μεγέθους και σχήματος ηλεκτρόδια. Τα ηλεκτρόδια αυτά τοποθετούνται κατά μήκος του μυός, κοντά στην έκφυση και την κατάφυση του

Κατ' αυτόν τον τρόπο το ρεύμα περνά από το ένα ηλεκτρόδιο στο άλλο δια μέσου του μυός.

Αν η συσκευή που χρησιμοποιούμε είναι **παλμικού συνεχούς** ρεύματος, το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στην κατάφυση του μυός, ενώ το θετικό ηλεκτρόδιο στην έκφυση του

Αν χρησιμοποιούμε συσκευή **εναλλασσόμενου** ρεύματος, δεν έχει σημασία που θα τοποθετήσουμε τα ηλεκτρόδια, διότι και τα δύο είναι το ίδιο ενεργά.

Η διπολική μέθοδος χρησιμοποιείται για την ενεργοποίηση φυσιολογικά και μη φυσιολογικά εννευρωμένων μυών μεγάλης μάζας, ή ομάδας μυών που εκτελούν την ίδια κίνηση (όπως τετρακέφαλος, γαστροκνήμιος, ισχιοκνημιαίοι, εκτεινόντες καρπού και δακτύλων, κτλ.) (Baker et al., 1979)

Πολλοί από τους μυες προς ερεθισμό με διπολική μέθοδο, έχουν πάνω από ένα κινητικό σημείο με διαφορετική διάταξη και συνήθως εντοπίζονται σε διαφορετικά σημεία εντός της μυικής μάζας

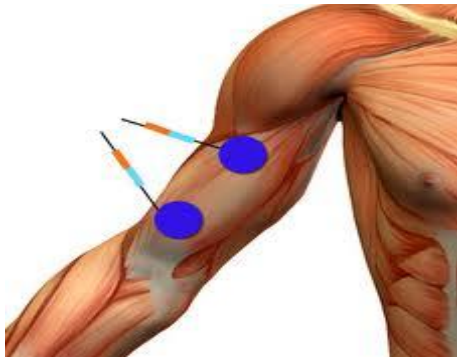
Εφόσον υπάρχουν σε ένα μυ κινητικά σημεία κοντά στην έκφυση και κατάφυση του, το ένα ηλεκτρόδιο ή ακόμα και τα δυο ηλεκτρόδια τοποθετούνται στα κινητικά σημεία του μυός.

Η ιδανικότερη ενεργοποίηση του μυός, ο οποίος ενδείκνυται να διεγερθεί με διπολική μέθοδο, γίνεται με χρήση συσκευής **εναλλασσόμενου** ρεύματος, με την κατάλληλη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στα προσφερόμενα κινητικά σημεία κατά μήκος της μάζας αυτού.

Σε απονευρωμένους μυες η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων πρέπει να γίνεται από την έκφυση προς την κατάφυση κατά μήκος της μάζας τους, με σκοπο την απ'ευθείας διέγερση του μεγαλύτερου δυνατού αριθμού μυϊκών ινών (Μπάκας, 1985).

Οι μύες που μπορούμε να ερεθίσουμε με διπολική μέθοδο είναι:

- όλες οι μοίρες τραπεζοειδή
- δικέφαλος – τρικέφαλος βραχίονιος
- μείζων θωρακικός, πρόσθιος οδοντωτός, πλατύς ραχιαίος
- οι κοιλιακοί μύες
- μείζων γλουτιαίος, απαγωγή ισχίου
- τετρακέφαλος και δικέφαλος μηριαίος (Currier et al., 1979).
- γαστροκνήμιος (Γιόκαρης, 2007).



Εικόνα 4-2 Διπολική εφαρμογή στον δικέφαλο βραχιόνιο

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΟΥ ΗΜΕ

Ο κινητικός ερεθισμός είναι η παραγωγή μυϊκής συστολής με την χρήση ΗΜΕ, είτε ο μυς είναι εννευρωμένος είτε απονευρωμένος, επιλέγοντας διαφορετικές παραμέτρους για τον ερεθισμό του καθενός (Woodcock et al., 1999).

Για την εφαρμογή του ΗΜΕ απαιτείται μια συσκευή ηλεκτροθεραπείας, 1-2 κυκλώματα (Nelson & Currier, 1987) δηλαδή 2 ηλεκτρόδια, ένα θετικό κι ένα αρνητικό, και τα καλώδια τους (Robertson et al., 2011).

Σπάνια ο ερεθισμός γίνεται μέσω εμφυτευμένων διεγερτών, οπότε όλες τις άλλες φορές γίνεται μέσω των καλωδίων στην επιφάνεια του δέρματος, είναι δηλαδή 'διαδερματικός ή διαδερμικός ερεθισμός', και με αυτόν και μόνο θα ασχοληθούμε στην παρούσα ανασκόπηση (Robertson et al., 2011).

5.1 ΗΜΕ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΑ ΕΝΝΕΥΡΩΜΕΝΩΝ ΜΥΩΝ

Ο ηλεκτρικός ερεθισμός φυσιολογικά εννευρωμένων μυών εφαρμόζεται στη φυσικοθεραπεία:

-για αύξηση της δύναμης ατροφικών (από ακρησία) και υγιών μυών (Gondin et al., 2011).

-για πρόκληση σύσπασης, ιδιαίτερα μετά από τραυματικές καταστάσεις η χειρουργικές επεμβάσεις, όπου φυσιολογικά εννευρωμένοι μύες δεν μπορούν να συσπαστούν για κάποιους λόγους (Eriksson & Hoggmark, 1979).

-για αύξηση του μυϊκού τόνου σε υποτονικούς μύες

-για ελάττωση του μυϊκού σπασμού και παρεμπόδιση της δημιουργίας συμφύσεων μετά από τραυματισμούς (Κοτζαηλίας, 2008).

-για βελτίωση της αρτηριοφλεβικής και φλεβικής κυκλοφορίας

-για επανεκπαίδευση μυϊκού ελέγχου

-για διατήρηση ή αύξηση εύρους τροχιάς της κίνησης (Saprega et al., 1981).

5.1.1 ΗΜΕ ΑΤΡΟΦΙΚΩΝ ΜΥΩΝ

Αρκετοί ερευνητές έχουν ασχοληθεί με την επίδραση του ηλεκτρικού ερεθισμού στην αύξηση της δύναμης ατροφικών μυών σε διάφορες παθολογικές καταστάσεις.

Οι Eriksson & Hoggmark το 1979, εξέτασαν την επίδραση του ηλεκτρικού τετανικού ερεθισμού, σε σχέση με πρόγραμμα ισομετρικών συσπάσεων τετρακέφαλου μυός, μετά από χειρουργείο γόνατος, λόγω ρήξης συνδέσμων.

Οι ασθενείς, στους οποίους εφαρμόστηκε τετανικός ηλεκτρικός ερεθισμός, είχαν καλύτερη μυϊκή λειτουργικότητα με μεγαλύτερη οξειδωτική ενζυματική

δραστηριότητα, απ' ότι οι ασθενείς που ανήκαν στο πρόγραμμα συντηρητικής θεραπείας με τις ενεργητικές ισομετρικές συσπάσεις (Altman et al., 1979).

Οι δύο αυτοί ερευνητές πιστεύουν, πως ο ΗΜΕ βοηθά στην μείωση της μυϊκής ατροφίας και της απώλειας οξειδωτικής ικανότητας των μυών μετά από χειρουργική επέμβαση στο γόνατο

Ο ηλεκτρικός τετανικός ερεθισμός δεν αυξάνει τη συγκέντρωση γλυκογόνου περισσότερο από την στατική ενεργητική σύσπαση (Gollnick et al., 1974; Altman et al., 1979).

Ο ηλεκτρικός τετανικός ερεθισμός, μόνος του, έχει μικρή αξία στην αποκατάσταση μυϊκής δύναμης ατροφικών μυών. Αλλά σε συνδυασμό με ενεργητική άσκηση, ίσως έχει μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα στην αποκατάσταση της δύναμης τους

Ο ηλεκτρικός τετανικός ερεθισμός δεν προκαλεί μεγαλύτερη μυϊκή σύσπαση απ'ότι η ενεργητική ισομετρική προσπάθεια μα έχει ιδιαίτερη αξία στο να περιορίζει την μυϊκή ατροφία.

Στην καθημερινή φυσιοθεραπευτική πράξη ο ΗΜΕ εφαρμόζεται σε 2 κύριες κατηγορίες ατροφικών μυών:

- Ύστερα από παρατεταμένη ακινητοποίηση
- Ατόμων μεγάλης ηλικίας (Khalil et al., 1994; Lewek et al., 2001).

Μυϊκή ατροφία μετά από ακινητοποίηση

Σε διάφορες παθολογικές καταστάσεις, όπως κατάγματα, κακώσεις συνδέσμων (κυρίως γόνατος και ΠΔΚ) (Ruda, 1991) και εξάρθρηματα (ιδιαίτερα ωμικής ζώνης), οι αρθρώσεις ακινητοποιούνται με νάρθηκα ή γύψο.

Κατά τη διάρκεια της ακινητοποίησης και εφόσον πρόκειται για μεγάλο χρονικό διάστημα, οι μύες των αρθρώσεων αυτών παραμένουν ανενεργοί με αποτέλεσμα την ατροφία τους.

Εφόσον οι κακώσεις αφορούν αθλητές υψηλών επιδόσεων, στόχος είναι η γρήγορη αποκατάσταση και επανένταξή τους στην αθλητική δραστηριότητα, και αυτό θα επιτευχθεί μέσω εντατικού προγράμματος φυσιοθεραπείας, πάντα σε συνεργασία με τον θεράποντα ιατρό (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Το πρόγραμμα φυσικοθεραπείας, εκτός των άλλων, περιλαμβάνει ηλεκτρικό μυϊκό ερεθισμό από τις πρώτες μέρες της ακινητοποίησης.

Στα πρώιμα στάδια χρησιμοποιείται νάρθηκας, τον οποίο αφαιρούμε προσωρινά και εφαρμόζουμε ΗΜΕ, αποφεύγοντας την κίνηση στις αρθρώσεις (ισομετρικές συσπάσεις). Το πρόγραμμα σε αυτό το στάδιο περιλαμβάνει τετανικές συστολές μικρής διάρκειας, με πολλές επαναλήψεις και 2 συνεδρίες καθημερινά (Knapik et al., 1983; Selkowitz, 1985).

Σταδιακά, το πρόγραμμα διαφοροποιείται (αύξηση διάρκειας και έντασης των συσπάσεων, μείωση των επαναλήψεων), αλλά οι συνεδρίες παραμένουν 2 την ημέρα.

Το πρόγραμμα αυτό αποσκοπεί στην αποφυγή της ατροφίας των ακινητοποιημένων μυών, ούτως ώστε μετά την ακινητοποίηση οι μύες να βρίσκονται σε φυσιολογικό επίπεδο λειτουργίας.

Σε περιπτώσεις που ο φυσιοθεραπευτής καλείται να εφαρμόσει πρόγραμμα φυσικοθεραπείας με χρήση του HME μετά από σημαντική ατροφία των ακινητοποιημένων μυών, το πρόγραμμα αυτό έχει σαν στόχο την αύξηση της δύναμης των φυσιολογικά εννευρωμένων ακινητοποιημένων μυών.

Επιλέγουμε διάρκεια ερεθίσματος περί το 1msec, διότι πρόκειται για φυσιολογικά εννευρωμένους μύες και οπότε φυσιολογική χροναξία.

Η συχνότητα είναι στις 50 ώσεις/ sec γιατί στόχος είναι η πρόκληση τετανικής συστολής.

Ισομετρικές ασκήσεις αντί των ενεργητικών και διάρκεια παλμοσειράς 4-6 δευτερόλεπτα για την αποφυγή πρόκλησης πόνου, και μεγάλη παύλα ανάμεσα για την αποφυγή της μυϊκής κόπωσης (Jones et al., 1979).

15-20 συσπάσεις ανά συνεδρία είναι ικανοποιητικές και χωρίς την ανησυχία της κόπωσης, ενώ σταδιακά μπορούμε να αλλάξουμε τις παραμέτρους για ακόμη καλύτερα αποτελέσματα (αύξηση έντασης και διάρκειας παλμοσειράς, εντονότερες συστολές, κ.ά.)

Μυϊκή ατροφία ατόμων μεγάλης ηλικίας

Στα άτομα μεγάλης ηλικίας σταδιακά χάνεται μέρος της μάζας των μυών τους με αποτέλεσμα την ατροφία τους. Αποτέλεσμα της μυϊκής αυτής ατροφίας είναι σημαντική αλλαγή στην στάση του σώματος τους (Lewek et al., 2001).

Σε γενικές γραμμές οι ηλικιωμένοι ασθενείς τείνουν να βαδίζουν με ελαφρώς κεκαμμένα τα γόνατα (λόγω αδυναμίας του τετρακέφαλου μυός ή λόγω αυξημένης σκληρότητας των αρθρώσεων του γόνατος π.χ. μετά από οστεοαρθρίτιδα γόνατος, ή λόγω βράχυνσης των ισχιοκνημιαίων μυών), και με μόνιμη κυφωτική στάση (λόγω αδυναμίας των νωτιαίων συστημάτων, σπονδυλοαρθροπάθειας, κ.α.) (Khalil et al., 1994).

Ο φυσικοθεραπευτής πρέπει να αξιολογήσει την κατάσταση του ασθενούς και εφόσον διαπιστώσει ότι η διαταραχή της στάσης του σώματος οφείλεται σε μυϊκή αδυναμία, μπορεί να εφαρμόσει HME για αύξηση μυϊκής δύναμης

Η ενεργοποίηση των μυών με ηλεκτρικό ερεθισμό ενδείκνυται σε αυτές τις περιπτώσεις, διότι οι ασθενείς αυτοί αδυνατούν να εφαρμόσουν προγράμματα ενεργητικών ασκήσεων με αντίσταση (Lewek et al., 2001).

Η διάρκεια ερεθίσματος που επιλέγουμε βρίσκεται πάνω από 1 msec (1,3 - 2 msec), για καλύτερο κινητικό αποτέλεσμα σε φυσιολογική χροναξία, γιατί σε κάποιες περιπτώσεις σοβαρών μυϊκών ατροφιών, αν και η νεύρωση είναι φυσιολογική, ο μυς παρουσιάζει αργή αντίδραση στον ερεθισμό που δέχεται

Αύξηση της διάρκειας ερεθίσματος πάνω από 2 msec συνιστάται, για να αποφευχθεί η αύξηση της φόρτισης φάσης

Η συχνότητα των 50 μέχρι 100 ώσεων/sec επιλέγεται για να προκαλέσει τετανική συστολή

Η ένταση επιλέγεται να είναι η μέγιστη ανεκτή για εντονότερη δυνατή συστολή, καθώς οι ηλικιωμένοι ασθενείς παρουσιάζουν μεγαλύτερη ανοχή σε υψηλότερης έντασης ερεθισμό απ' ότι οι μικρότεροι σε ηλικία

Η διάρκεια παλμοσειράς είναι μέτρια (3-7 sec), διότι οι μύες δεν μπορούν να αντέξουν έντονες συστολές μεγάλης διάρκειας. Μεταξύ των παλμοσειρών επιλέγεται παύλα 8πλασια της διάρκειας παλμοσειράς, ώστε να ξεκουράζεται ο μυς

Οι 15 επαναλήψεις σε κάθε συνεδρία με 2 συνεδρίες ημερησίως, είναι ικανές για να αυξηθεί τόσο τη δύναμη, όσο και η αντοχή του μυός

5.1.2 ΗΜΕ ΥΓΙΩΝ ΜΥΩΝ

Για αύξηση της δύναμης υγιών μυών, χρησιμοποιούμε ισοτονικές, ισομετρικές και ισοκινητικές ενεργητικές ασκήσεις με αντίσταση

Πριν χρόνια επικρατούσε η άποψη, ότι εφόσον ο ασθενής είναι σε θέση να κάνει ενεργητική σύσπαση κάποιου αδύνατου η ατροφικού μυός, η αύξηση της δύναμης του θα πρέπει να γίνεται αποκλειστικά με ενεργητικές ασκήσεις αντίστασης

Σύγχρονοι ερευνητές όπως ο Yakov και ο Kots ισχυρίστηκαν ότι μάλλον οι ενεργητικές ασκήσεις αντίστασης δεν είναι ο ιδανικός τρόπος αύξησης της δύναμης, τόσο ατροφικών, όσο και υγιών μυών

Ιδιαίτερα ο Kots ισχυρίζεται, ότι με ισχυρό τετανικό ηλεκτρικό ερεθισμό ένας υγιής μυς μπορεί να συσπαστεί ισομετρικά με 10%-30% μεγαλύτερη ένταση απ' ότι μπορεί να συσπαστεί ισομετρικά με μέγιστη ενεργητική προσπάθεια.

Επιπλέον άσκηση γυμνασμένου υγιούς μυός με ισχυρό τετανικό ηλεκτρικό ερεθισμό για αρκετό διάστημα μπορεί να αυξήσει τη δύναμη του 30%-40% πάνω από τη δύναμη που είχε πριν την άσκηση.

Ανάλογη αποτελεσματικότητα μπορεί να έχει ο ισχυρός τετανικός ηλεκτρικός ερεθισμός και στην αύξηση της δύναμης ατροφικών μυών.

Στην φυσικοθεραπεία ο ΗΜΕ χρησιμοποιείται κατά βάση για έκλυση ενεργητικής σύσπασης σε μύες με χαλαρή παράλυση και εάν οι μύες συσπώνται κανονικά τότε θεωρείται ανώφελη η χρήση του.

Πολλοί πιστεύουν ότι οι ενεργητικές ασκήσεις αντίστασης μπορούν να προσφέρουν περισσότερα στην αύξηση της μυϊκής δύναμης απ' ότι μπορεί να προσφέρει ο ΗΜΕ

Αυτή η άποψη βασίζεται στο ότι όσο περισσότερες μυϊκές ίνες συσπώνται ταυτόχρονα, τόσο εντονότερη είναι η μυϊκή σύσπαση και ως αποτέλεσμα έχουμε μεγαλύτερη αύξηση της μυϊκής δύναμης

Συνήθως με μέγιστη ενεργητική προσπάθεια επιστρατεύονται περισσότερες μυϊκές ίνες κατά τη διάρκεια μυϊκών συσπάσεων απ' ό,τι με τον ΗΜΕ. Για να επιστρατεύσουμε περισσότερες μυϊκές ίνες σε μια μυϊκή σύσπαση με ΗΜΕ, χρειαζόμαστε πολύ μεγαλύτερη ένταση ρεύματος

Όσο μεγαλύτερη είναι η ένταση, τόσο μεγαλύτερος αριθμός μυϊκών ινών επιστρατεύονται για κάθε μυϊκή σύσπαση με τον ΗΜΕ, και τόσο εντονότερα γίνονται τα δυσάρεστα αισθητικά αποτελέσματα, τα οποία προκαλεί

Συνοψίζοντας τα παραπάνω, καταλήγουμε στο συμπέρασμα, ότι με ΗΜΕ δεν μπορούμε να προκαλέσουμε εντονότερη μυϊκή σύσπαση απ' ό,τι με μέγιστη ενεργητική προσπάθεια, διότι δεν παρέχεται η δυνατότητα της μεγάλης αύξησης της έντασης του ρεύματος, λόγω των δυσάρεστων αισθητικών ερεθισμάτων που συνεπάγεται

Αν υπάρχει δυνατότητα ελαχιστοποίησης των δυσάρεστων αισθητικών ερεθισμάτων κατά τη διάρκεια της μεγάλης αύξησης της έντασης του ρεύματος, είναι δυνατόν ο ΗΜΕ πολύ μεγάλης έντασης να προκαλέσει εξίσου έντονη ή και εντονότερη μυϊκή σύσπαση από τη σύσπαση της μέγιστης ενεργητικής προσπάθειας

5.2 ΗΜΕ ΑΠΟΝΕΥΡΩΜΕΝΩΝ ΜΥΩΝ

Απονεύρωση μυών συμβαίνει σε σοβαρούς τραυματισμούς των νεύρων και αποτελεί τη διακοπή της σύνδεσης των μυών με τα κινητικά τους νεύρα. Οι μύες λόγω αυτής της διακοπής σύνδεσης με το νεύρο δεν μπορούν να εκτελέσουν κινήσεις κι έτσι ατροφούν

Οι απονευρωμένοι μύες είναι ευάλωτοι σε μυϊκές θλάσεις όταν διατείνονται αρκετά και απότομα, περισσότερο από τους φυσιολογικούς μύες

Η κυτταρική μεμβράνη των ινών ενός απονευρωμένου μυός, είναι ιδιαίτερος ευαίσθητη στην ακετυλοχολίνη

Δεν μπορεί να πραγματοποιηθεί ΗΜΕ απονευρωμένων μυών επειδή δεν υπάρχουν διαθέσιμα κινητικά σημεία για την εφαρμογή. Για επίτευξη συστολής πρέπει να χρησιμοποιήσουμε διπολική μέθοδο ηλεκτροδίων, από την μια άκρη του μυός στην άλλη (Kern et al., 2002).

Η εφαρμογή του ΗΜΕ σε απονευρωμένους μύες προσφέρει καθυστέρηση στην επερχόμενη ατροφία τους και βελτίωση της κυκλοφορίας του αίματος (Hudlicka et al., 1977; Vanderthommen et al., 2002).

Για τον ερεθισμό αυτού του είδους μυών θα επιλέξουμε εναλλασσόμενο ρεύμα τριγωνικής μορφής με αντιστροφή πολικότητας, με μεγάλη χροναξία οπότε και μεγάλη διάρκεια ερεθισμάτων, συχνότητα κυμαινόμενη στα 5-30Hz, διάρκεια παλμοσειράς 2-6 sec, έτσι ώστε να προκληθεί μια αξιόλογη σύσπαση (Woodcock et al., 1999).

Η κάθε συνεδρία δεν χρειάζεται να διαρκεί πάνω από 15 λεπτά και οι συσπάσεις θα πρέπει να είναι από 15 μέχρι 20 σε κάθε συνεδρία, από 3-4 συνεδρίες την ημέρα για βέλτιστα αποτελέσματα (Kern et al., 2002).

5.3 ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ ΚΥΡΙΟΤΕΡΩΝ ΝΕΥΡΩΝ ΣΕ ΒΛΑΒΗ ΤΟΥΣ

Πάρηση προσωπικού νεύρου

Είναι η προσβολή του προσωπικού νεύρου με αποτέλεσμα, διαταραχές στην αισθητικότητα αλλά και παράλυση (μερική ή πλήρης) των μυών που νευρώνει

Μπορεί να είναι ιδιοπαθούς (π.χ. από ψύξη) ή μη ιδιοπαθούς αιτιολογίας (π.χ. κατάγματα λιθοειδούς οστού, μετά από χειρουργείο, κ.α.) με το 80% να ανήκει στην πρώτη κατηγορία

Η χρήση ΗΜΕ καθίσταται μοναδική λύση, καθώς ο ασθενής που έχει υποστεί αυτήν την παράλυση αδυνατεί πλήρως να εκτελέσει ενεργητικές κινήσεις. Ο ΗΜΕ εγγυάται άμεση ενεργοποίηση των μυών και αναχαίτιση της επερχόμενης ατροφίας μετά την παρατεταμένη μυϊκή απραξία

Είτε σε σοβαρές είτε σε ελαφριές κακώσεις του νεύρου, ο ΗΜΕ είναι αποτελεσματικός ακόμη και στην βελτίωση και αύξηση της μυϊκής δύναμης

Αφού αξιολογήσουμε ότι οι μύες του προσώπου του ασθενούς είναι παρετικοί μερικώς (ασθενής σύσπαση), ή πλήρως (αδυναμία οποιασδήποτε κίνησης), εφαρμόζουμε τον ΗΜΕ επιλέγοντας τις σωστές παραμέτρους

Επιλέγουμε εναλλασσόμενο ρεύμα και εφαρμόζουμε μονοπολική μέθοδο (με ψηλαφητή) μόνο στην παρετική πλευρά και όχι στην υγιή

Ερεθίζουμε όπως ακριβώς θα ερεθίζαμε έναν φυσιολογικά εννευρωμένο μυ, και αυξάνουμε σταδιακά την ένταση μέχρι που να το ανέχεται ο ασθενής μας. Η υπαισθησία στην πάσχουσα περιοχή μας επιτρέπει την χρήση αρκετά μεγάλης έντασης για πιο έντονη συστολή

Οποιαδήποτε ένδειξη σύσπασης είναι σημαντική και προμηνύει καλά αποτελέσματα. Αν δεν έχουμε καμιά τέτοια ένδειξη, τότε μπορούμε να παραδεχτούμε πως ο μυς είναι απονευρωμένος και πως η παράλυση είναι σοβαρής μορφής

Τραυματισμοί μέσου νεύρου

Το μέσο νεύρο αποτελεί κλάδο του βραχιόνιου πλέγματος. Περνά διαμέσω του καρπιαίου σωλήνα πάνω από τους τένοντες των κοινών καμπτήρων των δακτύλων και καταλήγει στην παλαμιαία επιφάνεια του χεριού νερώνοντας τους περισσότερους μύες των δακτύλων και κυρίως τους μύες του αντίχειρα

Σε βλάβες και σε συμπίεση του νεύρου, έχουμε επιπτώσεις στην συλληπτική ικανότητα του χεριού

Σε νευρότμηση ή αξονότμηση έχουμε πλήρη παράλυση και πλήρη αδυναμία εκτέλεσης κάμψης δακτύλων και κάμψης-απαγωγής και αντίθεσης του αντίχειρα, με αποτέλεσμα μηδενική ικανότητα για σύλληψη

Το πρόγραμμα αποκατάστασης που θα εφαρμόσουμε θα περιλαμβάνει μια σειρά από φυσικά μέσα, όπως laser, υπέρηχο, ήπια θερμοθεραπεία. Η σημαντικότερη όμως εφαρμογή κι εδώ, είναι η εφαρμογή ΗΜΕ πάντα με μονοπολική μέθοδο

Βλάβες ωλένιου νεύρου

Το ωλένιο νεύρο μπορεί να τραυματιστεί λόγω εξασκήσεως ιδιαίτερου επαγγέλματος ή λόγω επαναλαμβανόμενων κινήσεων στα διάφορα αθλήματα, όπως είναι το σκι, η κωπηλασία, κ.α. (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Το πρόγραμμα αποκατάστασης του περιλαμβάνει εφαρμογή laser, υπερήχου, θερμοθεραπείας, μάλαξης, ενεργητικών και παθητικών ασκήσεων, περιλαμβάνει όμως και χρήση του ΗΜΕ με μονοπολική μέθοδο

Βλάβες κερκιδικού νεύρου

Ο αισθητικός κλάδος του κερκιδικού νεύρου νευρώνει την ραχιαία επιφάνεια των δακτύλων και ο κινητικός κλάδος τους επιτολής και εν τω βάθει μύες του αντιβραχίου στην ραχιαία επιφάνεια

Οι βλάβες του μπορεί να οφείλονται σε κατάγματα βραχιόνιου οστού, εξάρθρημα αγκώνα και σε πιεστικά φαινόμενα (π.χ. από πατερίτσα)

Εκτός από εφαρμογή laser, υπερήχου, και θερμοθεραπείας, θα εφαρμόσουμε και ΗΜΕ ως κύρια μέθοδο αποκατάστασης με μονοπολική μέθοδο εκτός από τον τρικέφαλο μυ τον οποίο νευρώνει επίσης το κερκιδικό νεύρο, ο οποίος θα ερεθιστεί με διπολική μέθοδο (μεγάλης μάζας μυς)

Βλάβες κοινού περνιαίου νεύρου

Το κοινό περνιαίο νεύρο είναι η συνέχεια του ισχιακού και νευρώνει κινητικά τον πρόσθιο κνημιαίο, μακρό – βραχύ εκτείνοντα των δακτύλων και αντίστοιχα του μεγάλου δακτύλου (Van der Aa et al., 2001).

Οι βλάβες που μπορεί να υποστεί είναι πάρα πολλές και λαμβάνουν χώρα στην περιοχή της περόνης

Αυτές οι βλάβες μπορεί να οφείλονται σε άμεση πλήξη του νεύρου, κατάγματα, συμπίεση (π.χ. από επίδεσμο), ρήξη μετά από υπερδιάταση, μετά από χειρουργείο (π.χ. αρθροπλαστικής ισχίου), οσφυαλγία, κ.α.

Σημαντικότερο σύμπτωμα βλάβης αυτού του νεύρου είναι η ‘ιπποποδία’, δηλαδή η πτώση του άκρου πόδα και η αδυναμία βάδισης στις πτέρνες (Van der Aa et al., 2001).

Το πρόγραμμα που εφαρμόζουμε εδώ είναι και πάλι οι τεχνικές laser, υπερήχου και διαθερμιών. Η σημαντικότερη όμως εφαρμογή και εδώ, είναι η εφαρμογή ΗΜΕ πάντα με μονοπολική μέθοδο σε κάθε μυ ξεχωριστά (όταν πρόκειται για τον επιτολής κλάδο του), και διπολικά όταν θέλουμε να ερεθίσουμε ομαδικά τους ραχιαίους καμπτήρες ΠΔΚ (Wilder et al., 2002).

5.4 ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ ΚΥΡΙΟΤΕΡΩΝ ΜΥΩΝ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ

Ερεθισμός προσωπικού νεύρου

Το προσωπικό νεύρο νευρώνει κατά κύριο λόγο τους μύες του προσώπου (μιμικούς μύες), εξού και η ονομασία του (Drake et al., 2007).

Ερεθίζουμε το προσωπικό νεύρο με σχετική ευκολία και σε χαμηλή ένταση (6-8 mA). Σε περίπτωση πάρεσης αυτού του νεύρου, η ένταση αυξάνεται σε 15mA ώστε να έχουμε ικανοποιητικές συστολές. Καλό είναι να ερεθίζουμε τους μύες ξεχωριστά για καλύτερα αποτελέσματα (Γιόκαρης, 2007).

Επειδή το θέμα μας είναι η αποκατάσταση όσον αφορά τις διάφορες παθολογικές καταστάσεις στις οποίες μπορούμε να συνεισφέρουμε σε αρκετά ικανοποιητικό επίπεδο για την αντιμετώπιση τους, θα αναφερθούμε μόνο σε εκείνους τους μύες που είναι σημαντικοί στην λειτουργικότητα του ασθενούς και όχι τόσο σε αυτούς που ο ΗΜΕ πραγματοποιείται για καλαισθητικούς σκοπούς.

Σφικτήρας βλεφάρων

Ο μυς αυτός κλείνει τα βλέφαρα (Drake et al., 2007), και η αποκατάσταση του είναι ο πρώτος μας στόχος σε πάρεση προσωπικού νεύρου. Η ένταση του ρεύματος που επιλέγουμε είναι 6-8mA (Γιόκαρης, 2007).

Σφικτήρας του στόματος

Αυτός ο μυς είναι υπεύθυνος για το σούφρωμα των χειλιών, με πιο απλά λόγια για την κίνηση που κάνουμε όταν σφυρίζουμε. Η σύσπαση του στενεύει τη στοματική σχισμή και κλείνει τα χείλη (Drake et al., 2007).

Σαν μυς έχει ιδιαίτερη αξία καθώς συγκρατεί τις τροφές και τη σίελο μέσα στο στόμα, και είναι ο δεύτερος πιο σημαντικός μυς για αποκατάσταση μετά από πάρεση προσωπικού. Είναι δύσκολο να τον ερεθίσουμε και πρέπει να εφαρμόσουμε ρεύμα υψηλής έντασης, της τάξης των 12 mA και άνω (Γιόκαρης, 2007).

Κυνικός μυς

Είναι ο τρίτος σε σειρά για αποκατάσταση σε πάρεση του προσωπικού νεύρου, και είναι πολύτιμος στην ανόρθωση άνω χείλους. Η ένταση κυμαίνεται μεταξύ 8-10 mA και είναι αρκετή για την συστολή του (Γιόκαρης, 2007).

Ρινικός μυς

Ο ρινικός μυς συμπιέζει το ρινικό στόμιο και φέρνει τον χόνδρο προς τα κάτω και έξω έτσι ώστε να διανοιχτεί το ρουθούνι (Drake et al., 2007).

Ο ερεθισμός του γίνεται εύκολα, σε ένταση 6-8mA και εκτός από λειτουργικό έχει και σημαντικό καλαισθητικό αποτέλεσμα (Γιόκαρης, 2007).

Βυκανητής μυς

Ο βυκανητής μυς βοηθά στην μάσηση και παρεμποδίζει τη συσσώρευση τροφής μεταξύ των δοντιών και της παρειάς. Βοηθά επίσης και στην βίαιη εξώθηση του αέρα από τις παρειές προς την στοματική σχισμή (Drake et al., 2007).

Βρίσκεται σε αρκετό βάθος, πράγμα που καθιστά δύσκολο των ερεθισμό του, απαιτώντας ισχυρή πίεση του ψηλαφητή και υψηλή ένταση ρεύματος (πάνω από 15 mA) (Γιόκαρης, 2007).

Ερεθισμός άλλων μυών προσώπου και λαιμού

Μασητήρας μυς

Ο μασητήρας μυς είναι ένας ισχυρός μυς της μάσησης ο οποίος ανυψώνει την κάτω γνάθο, και του οποίου η λειτουργική αξία είναι πολύτιμη (Drake et al., 2007).

Για να ερεθίσουμε αυτόν τον μυ, χρειάζεται έντονη πίεση του ψηλαφητή και πραγματοποιείται με το στόμα του ασθενή ανοιχτό. Μπορούμε να εφαρμόσουμε αντίσταση στην κίνηση του (δηλαδή της ανύψωσης της κάτω γνάθου) (Γιόκαρης, 2007).

Κροταφικός μυς

Είναι ένας μεγάλος μυς σε σχήμα βεντάλιας που καλύπτει τον κροταφικό βόθρο. Είναι ισχυρός μυς που ανυψώνει και μετατοπίζει οπισθίως την κάτω γνάθο (Drake et al., 2007).

Ο ερεθισμός του είναι εύκολος και σε χαμηλή ένταση (Γιόκαρης, 2007).

Στερνοκλειδομαστοειδής

Ο μυς αυτός, όταν δρα μεμονωμένα, γέρνει το κεφάλι προς τον σύστοιχο ώμο και το στρέφει έτσι, ώστε το πρόσωπο να βλέπει προς την αντίθετη πλευρά. Όταν όμως οι στερνοκλειδομαστοειδείς ενεργούν μαζί, προκαλούν κάμψη της κεφαλής προς τα εμπρός (Drake et al., 2007).

Εφαρμόζουμε HME σε αυτόν τον μυ σε εξαιρετικές περιπτώσεις αδυναμίας η και μερικής παράλυσης. Ερεθίζουμε με χαμηλή ένταση (8-10 mA), καθώς η υψηλότερη ένταση θα προκαλέσει απότομη αντίθετη στροφή της κεφαλής (Γιόκαρης, 2007).

Ερεθισμός μυών στην άρθρωση του ώμου

Υπερακάνθιος μυς

Είναι υπεύθυνος για την απαγωγή του ώμου μέχρι τις 15⁰, και είναι λειτουργικά σημαντικός καθώς αποτελεί και μυ του στροφικού πετάλου (Drake et al., 2007).

Η διέγερση του δεν είναι τόσο εύκολη και απαιτεί υψηλή ένταση (20-25 mA), και κατά την εφαρμογή εφαρμόζουμε αντίσταση στην κίνηση που προκαλείται (Γιόκαρης, 2007).

Τραπεζοειδής – άνω μοίρα

Αποτελεί ισχυρό ανεκκτήρα και στροφέα της ωμοπλάτης κατά την ανύψωση του άνω άκρου (Drake et al., 2007).

Είναι εύκολος να διεγερθεί και με μικρή ένταση ρεύματος. Σε έντονες συσπάσεις εφαρμόζουμε και αντίσταση (Γιόκαρης, 2007).

Δελτοειδής

Ο δελτοειδής είναι μυς που αποτελείται από 3 μοίρες. Είναι ο μυς που ‘αγκαλιάζει’ την άρθρωση του ώμου και του δίνει αυτό το στρογγυλό σχήμα (Drake et al., 2007).

Η πρόσθια μοίρα είναι υπεύθυνη για την κάμψη, οριζόντια προσαγωγή και έσω στροφή του ώμου (Drake et al., 2007). Ο ερεθισμός αυτής της μοίρας γίνεται εύκολα σε εντάσεις ρεύματος 10-12mA, και είναι λειτουργικά χρησιμότετος σε περιπτώσεις προσθίου εξάρθρωματος του ώμου, όπου λόγω παρατεταμένης ακινητοποίησης ο μυς έχει υποστεί κάποια σημαντική ατροφία (Γιόκαρης, 2007).

Η μέση μοίρα πραγματοποιεί κυρίως απαγωγή του ώμου και ο ΗΜΕ υψηλής έντασης είναι σημαντικός σε περίπτωση ατροφίας του μυός λόγω παρατεταμένης ακινητοποίησης, μαζί με εφαρμογή αντίστασης σε σημαντική σύσπαση (Γιόκαρης, 2007).

Η οπίσθια μοίρα εκτελεί έκταση, οριζόντια απαγωγή και έξω στροφή ώμου (Drake et al., 2007). Ο ερεθισμός του είναι δυσκολότερος απ’ότι των άλλων μοιρών του δελτοειδή, και γι’αυτό επιλέγουμε ένταση ρεύματος περίπου στα 15 mA (Γιόκαρης, 2007).

Ερεθισμός μυών του πήχη και της άρθρωσης του αγκώνα

Δικέφαλος βραχίονιος

Αποτελεί ισχυρό καμπτήρα του αντιβραχίου στην άρθρωση του αγκώνα και υπτιαστή του αντιβραχίου, ενώ είναι και βοηθητικός μυς στην κάμψη και την προσαγωγή του ώμου (Drake et al., 2007).

Βασικό ρόλο στον ερεθισμό αυτού του μυός, είναι η επιλογή των σωστών ηλεκτροδίων ανάλογα με την μάζα του (Γιόκαρης, 2007).

Τρικέφαλος βραχίονιος

Πραγματοποιεί έκταση αντιβραχίου στην άρθρωση του αγκώνα, και η μακρά κεφαλή μπορεί να εκτελέσει και έκταση και απαγωγή του ώμου (Drake et al., 2007).

Κι εδώ πρέπει να επιλέξουμε τα σωστά ηλεκτρόδια ανάλογα με την μάζα του μυός. Μπορούμε να εφαρμόσουμε αντίσταση στην κίνηση σε υψηλή ένταση ρεύματος.

Ερεθισμός μυών του μέσου, ωλένιου και κερκιδικού νεύρου

Μετά από βλάβες αυτών των νευρών, οφείλουμε να αποκαταστήσουμε την λειτουργικότητα των μυών του αντιβραχίου καθώς είναι εξαιρετικά σημαντικοί στην συλληπτική ικανότητα και επιδεξιότητα (Γιόκαρης, 2007).

Στρογγύλος πρηνιστής, επί πολλής κοινός καμπτήρας των δακτύλων, εν τω βάθει κοινός καμπτήρας των δακτύλων, διεγείρονται σε ρεύμα έντασης περίπου 12 mA (Γιόκαρης, 2007).

Ο ερεθισμός του αντιθετικού μυός του αντίχειρα είναι σημαντικός για την συλληπτική ικανότητα του χεριού (Γιόκαρης, 2007).

Σημαντική είναι η αποκατάσταση της δύναμης βραχέος και ωλένιου κερκιδικού εκτείνοντα του καρπού, λόγω της ραχιαίας κάμψης της πηγεοκαρπικής που είναι υπεύθυνοι (Baker et al., 1979)

Σε παθολογικές καταστάσεις έντονης σπαστικότητας είναι σημαντικός ο ερεθισμός του κοινού εκτείνοντα των δακτύλων για ελάττωση της σπαστικότητας, ειδικά μετά την ανάπτυξη καμπτικού πατέντου άνω άκρου (Γιόκαρης, 2007).

Πρόσθιος οδοντωτός

Είναι υπεύθυνος για την στροφή της ωμοπλάτης και την φέρει εμπρός και άνω. Συγκρατεί το έσω χείλος και την κάτω γωνία της ωμοπλάτης πάνω στο θωρακικό τοίχωμα (Drake et al., 2007).

Χρησιμοποιούμε HME για να ερεθίσουμε αυτόν τον μυ αλλά και σε συνδυασμό με τον ερεθισμό του ρομβοειδούς, σε παθολογικές κυρίως καταστάσεις όπως είναι η πτερυγοειδής ωμοπλάτη υστερα από παράλυση του (Γιόκαρης, 2007).

Ορθός κοιλιακός

Ο μυς αυτός, συμπιέζει τα περιεχόμενα της κοιλιάς, κάμπει την σπονδυλική στήλη και διατείνει το κοιλιακό τοίχωμα (Drake et al., 2007).

Χρησιμοποιούμε ρεύμα έντασης 15mA περίπου, και επιτρέπεται η εφαρμογή αντίστασης σε υψηλότερες εντάσεις. Ο HME ενδείκνυται για ενδυνάμωση μυών αθλητών μετά από θλάση (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Ερεθισμός μυών κάτω άκρου

Μέγας γλουτιαίος

Ο μέγας γλουτιαίος είναι ισχυρός εκτεινών ισχίου του κεκαμενου μηριαίου (Drake et al., 2007).

Είναι δύσκολος ο ερεθισμός του λόγω του παχέος στρώματος υποδόριου λίπους. Η ένταση που επιλέγουμε είναι περισσότερο από 30 mA. Εφαρμόζουμε ΗΜΕ του μυός αυτού σε άτομα μεγάλης ηλικίας για την οπίσθια κλίση και άρση της λεκάνης τους (Γιόκαρης, 2007).

Δικέφαλος μηριαίος

Είναι μυς που εκτελεί κάμψη γόνατος, έκταση και έξω στροφή ισχίου - γόνατος (Drake et al., 2007).

Ο ερεθισμός του είναι δύσκολος και πραγματοποιείται σε υψηλές εντάσεις ρεύματος. Μπορούμε να εφαρμόσουμε αντίσταση. Ο ερεθισμός του είναι χρήσιμος σε περιπτώσεις επαναλαμβανόμενων θλάσεων που έχουν ως αποτέλεσμα την μειωμένη δύναμη του (Drake et al., 2007).

Τετρακέφαλος μυς

Ο τετρακέφαλος μηριαίος μυς είναι 4 μύες μαζί, οι οποίοι ενώνονται και καταφύονται στην επιγονατίδα υπό έναν τένοντα, και από εκεί στο κνημιαίο κύρτωμα (Drake et al., 2007). Οι μύες αυτοί είναι ο ορθός μηριαίος, ο έσω- έξω-μέσος πλατύς μυς, και εκτελούν όλοι αυτοί μαζί έκταση του γόνατος (Drake et al., 2007).

Ο ερεθισμός αυτού του μυός είναι εύκολος και υπό υψηλές εντάσεις εφαρμόζουμε και αντίστοιχη αντίσταση με τα χέρια μας μαζί με την μέγιστη εκούσια σύσπαση εφόσον ο μυς είναι φυσιολογικά εννευρωμένος υγιής μυς (Currier et al., 1979; Hainaut & Duchateau, 1992).

Ο τετρακέφαλος παίζει σημαντικό ρόλο ειδικά σε αθλήματα όπως είναι η άρση βαρών ή και ο στίβος. Εάν ο μυς είναι ημιαπονευρωμένος η απονευρωμένος, προτιμάται η ξεχωριστή διέγερση του ορθού μηριαίου και του έσω πλατύ (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Πελματιαίοι καμπτήρες ποδοκνημικής (ΠΔΚ)

Ο γαστροκνήμιος, ο πελματικός και ο υποκνημιδίου μυς ανήκουν στους πελματιαίους καμπτήρες ΠΔΚ (Drake et al., 2007).

Είναι σημαντικοί σε αθλήματα υψηλών επιδόσεων όπως είναι ο στίβος με εμπόδια, το άλμα εις μήκος, κ.α. κι έτσι ο ΗΜΕ εντάσεως 25 mA καθίσταται σημαντικός στην βελτίωση της δύναμης τους (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Κοινό περνιαίο νεύρο

Αποτελείται από 2 κλάδους, τον επί πολής και τον εν τω βάθει (Drake et al., 2007).

Με τον ερεθισμό του έχουμε ως αποτέλεσμα την έντονη σύσπαση μακρού και βραχύ περνιαίου, δηλαδή των μυών που νερώνουν, και την κίνηση της ανάσπασης του έσω χείλους ΠΔΚ ιδιαίτερα σε ασθενείς με ημιπληγία και σε βλάβες του επί πολής περνιαίου νεύρου (Van der Aa et al., 2001).

Πρόσθιος κνημιαίος

Ο μυς αυτός πραγματοποιεί ραχιαία κάμψη ΠΔΚ και ανάσπαση έσω χείλους (Drake et al., 2007).

Η ένταση που επιλέγουμε για τη διέγερση του είναι περισσότερη από 20 mA γιατί είναι δύσκολο να ενεργοποιηθεί (Scott et al., 1985).

Μύες των δακτύλων

Σε περιπτώσεις πλατυποδίας, δηλαδή πτώσης της ποδικής καμάρας, ενδείκνυται ο ΗΜΕ με την χρήση ψηλαφητή του μακρού καμπτήρα των δακτύλων, καθώς και του μακρού καμπτήρα του μεγάλου δακτύλου σε βλαισοπλατυποδια (Γιόκαρης, 2007).

Επιλογή της σωστής έντασης ρεύματος

Οι αριθμοί των εντάσεων που αναφέρθηκαν παραπάνω, είναι οι ελάχιστες που μπορούν να προκαλέσουν μια εμφανή μυϊκή συστολή και αφορούν φυσιολογικά εννευρωμένους μύες (Γιόκαρης, 2007).

Αυτές οι τιμές έντασης αλλάζουν, όταν ο ασθενής μας είναι παχύτερος του φυσιολογικού, η μεγάλης ηλικίας, ή σε άτομα με υψηλή ωμική αντίσταση του δέρματος (Riley & Richter, 1975).

Τα όρια αντοχής είναι διαφορετικά στον κάθε άνθρωπο και οφείλουμε ως θεραπευτές να αυξομειώνουμε την ένταση προς το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα, δηλαδή την εντονότερη δυνατή συστολή (Γιόκαρης, 2007).

5.5 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΗΜΕ ΚΑΙ ΣΕ ΑΛΛΕΣ ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΙΣ

Εκτός από τον ερεθισμό των μυών ο ΗΜΕ χρησιμοποιείται τα τελευταία 50 χρόνια και σε άλλες περιπτώσεις, όπως είναι η αντιμετώπιση της μετεγχειρητικής φλεβικής θρόμβωσης, στην υποβοήθηση της αναπνοής, στην ελάττωση της σπαστικότητας, καθώς και στην αισθητική

Επειδή η αισθητική δεν αποτελεί δικό μας χώρο και δική μας εξειδίκευση, θα περιοριστούμε στην απλή αυτή αναφορά της, ενώ θα περιγράψουμε τις υπόλοιπες περιπτώσεις που μας αφορούν άμεσα ως θεραπευτές.

Ο ΗΜΕ κάτω άκρων είναι εξαιρετικά χρήσιμος για ελάττωση των μετεγχειρητικών επιπλοκών θρόμβωσης και φλεβικής στάσης πριν ακόμη ο ασθενής ξυπνήσει από την αναισθησία

Η υποβοήθηση της αναπνευστικής λειτουργίας γίνεται με ΗΜΕ του φρενικού νεύρου (ηλεκτροφρενική αναπνοή), ή με ερεθισμό του διαφράγματος και των κοιλιακών μυών (ηλεκτροπνεύμονας)

Η ηλεκτροφρενική αναπνοή χρησιμοποιείται κυρίως σε ασθενείς σε κατάσταση αγγειοκινητικής κατάρρευσης. Ο ερεθισμός αυτός προκαλεί επαρκή αερισμό (ίσως και υπεραερισμό) και των δυο πνευμόνων, χρησιμοποιώντας υψηλής τάσης συσκευή

Ο ηλεκτροπνεύμονας προκαλεί εισπνοή με διέγερση του διαφράγματος και εκπνοή μέσω διέγερσης των κοιλιακών μυών

Σε ασθενείς με ημιπληγία, σπαστική παράλυση ή και σκλήρυνση κατά πλάκας, χρησιμοποιούμε ΗΜΕ για μείωση της σπαστικότητας κυρίως στους καμπτήρες (για τα άνω άκρα) (Baker et al., 1979; Dewald et al., 1996), και κυρίως τετρακεφάλου και πρόσθιου κνημιαίου (για τα κάτω άκρα) (Currier et al., 1979).

Προτιμάται να εφαρμόζουμε ερεθισμό των ανταγωνιστών μυών, δηλαδή έμμεσα παρά άμεσα πάνω στους σπαστικούς μύες, για καλύτερα αποτελέσματα

5.6 ΣΥΣΚΕΥΕΣ ΗΜΕ

Στην Ελλάδα, όπως και στις υπόλοιπες χώρες της ευρωπαϊκής ένωσης, οι συσκευές είναι κατά βάση συσκευές παλμικού συνεχούς ρεύματος (Campbell, 1995).

Στην Αμερική από την άλλη, υπερισχύουν οι συσκευές εναλλασσόμενου και υψηλής τάσης ρεύματος

Επιμέρους διαχωρισμός τους είναι ο διαχωρισμός σε **φορητές** συσκευές, οι οποίες μεταφέρονται, και **σταθερές** συσκευές οι οποίες συνδέονται στην πρίζα με ένα κεντρικό καλώδιο

Κάποιες διαθέτουν προρυθμισμένες παραμέτρους ρεύματος, ενώ κάποιες άλλες διαθέτουν περιθώριο επιλογών

Συσκευές παλμικού συνεχούς ρεύματος

Είναι συσκευές χαμηλού κόστους, αλλά παρουσιάζουν 2 βασικά μειονεκτήματα

Το πρώτο μειονέκτημα είναι το αρκετά δυσάρεστο αισθητικό ερέθισμα το οποίο προκαλούν, καθώς είναι συσκευές μονοφασικών ρευμάτων χωρίς τη δυνατότητα αντιστροφής πολικότητας

Το ενεργό ηλεκτρόδιο συσσωρεύει από κάτω του τα χημικά παράγωγα που μπορούν να προκαλέσουν έντονη ενόχληση μέχρι και χημικό έγκαυμα στον ασθενή

Το δεύτερο μειονέκτημα αφορά και εξαρτάται από την μάζα του υπό διέγερση μυός. Επειδή όπως είπαμε είναι ρεύμα με πολικότητα μιας κατεύθυνσης και οπότε μόνο το ένα εκ των 2 ηλεκτροδίων είναι ενεργό (δηλαδή προκαλεί την σύσπαση), δεν ενδείκνυται για μεγάλης μάζας μύες αφού είναι περιορισμένος ο αριθμός των κινητικών μονάδων που επιστρατεύει

Συσκευές εναλλασσόμενου ρεύματος

Είναι συσκευές υψηλότερου κόστους από τις συσκευές παλμικού συνεχούς ρεύματος και παρουσιάζουν 2 βασικά πλεονεκτήματα σε σχέση με αυτές

Δεν δύνανται να προκαλέσουν δυσάρεστο αισθητικό αποτέλεσμα ακόμα και σε εφαρμογή υψηλής έντασης, επειδή το ρεύμα αλλάζει πολικότητα και καθιστά ενεργά στην πρόκληση σύσπασης και τα 2 ηλεκτρόδια

Με βάση αυτό, μπορούμε να επιτύχουμε εντονότερες συσπάσεις χωρίς τον κίνδυνο χημικού εγκαύματος

Και τα 2 ηλεκτρόδια είναι ενεργά, προκαλώντας το ίδιο κινητικό αποτέλεσμα. Είναι πολύτιμη συσκευή ειδικά για τους μύες μεγαλύτερης μάζας, καθώς επιστρατεύει περισσότερες μυϊκές ίνες με αποτέλεσμα καλύτερες συσπάσεις

5.7 ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΟΥ ΗΜΕ

Με τη Ρώσικη τεχνική, όπως ισχυρίζεται ο Kots, αυξάνεται η ταχύτητα σύσπασης των μυών, η μυϊκή δύναμη και η τοπική μυϊκή αντοχή.

Το μέγιστο κέρδος στην ταχύτητα σύσπασης των μυών πετυχαίνεται μετά από 10-15 θεραπείες της μορφής 10/50/10 διάρκειας 2-3 εβδομάδων.

Το μέγιστο κέρδος σε δύναμη πετυχαίνεται με 20-25 θεραπείες των 10/50/10, διάρκειας 4-5 εβδομάδων.

Τέλος, το μέγιστο κέρδος τοπικής μυϊκής αντοχής πετυχαίνεται με 35-40 θεραπείες των 10/50/10, διάρκειας 7-8 εβδομάδων.

Σε αγώνισμα, όπου η ταχύτητα σύσπασης κάποιων μυϊκών ομάδων είναι ο καθοριστικότερος παράγοντας της καλύτερης επίδοσης, το πρόγραμμα ηλεκτρικού τετανικού ερεθισμού, που εφαρμόζεται σε αθλητές, πρέπει να διαρκεί για 2-3 εβδομάδες και να εφαρμόζεται ειδικά σε κάποιον ή κάποιους, πρωταγωνιστές της κίνησης, μύες (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Για παράδειγμα στους αθλητές μήκους ερεθίζεται ο γαστροκνήμιος, στους καλαθοσφαιριστές ο τετρακέφαλος και ο γαστροκνήμιος κ.λ.π.

Στις περιπτώσεις αυτές καλύτερα αποτελέσματα μπορεί να αναμένονται, όταν η θεραπεία εφαρμόζεται ακριβώς πριν την αρχή του αγωνίσματος.

Η ακριβής επίδραση της θεραπείας στην απόδοση των αθλητών δεν έχει σχολαστικά ερευνηθεί και περιγραφεί μέχρι σήμερα (Vanderthommen & Crielaard, 2001).

Ειδικότερα για την αύξηση της μυϊκής δύναμης με τη Ρώσικη τεχνική δεν έχει ιδιαίτερη σημασία, αν η άσκηση γίνεται καθημερινά ή αν σταματά για δύο μέρες μετά από κάθε 5 συνεχείς συνεδρίες.

Σημασία έχει ο αριθμός των συνεδριών και μια φυσιολογική περίοδος ανάπαυσης μεταξύ τους, που δεν είναι απαραίτητο να ξεπερνά τη μια μέρα.

Το μεγαλύτερο κέρδος σε μέγιστη ισομετρική δύναμη με την τεχνική 10/50/10, κατά τη γνώμη του Kots, πετυχαίνεται μετά από 25 συνεδρίες διάρκειας 4-5 εβδομάδων και υπολογίζεται σε αύξηση 30-40% της μέγιστης ισομετρικής δύναμης πριν τη θεραπεία.

Όλο το κέρδος σε μέγιστη ισομετρική δύναμη διατηρείται, όπως άλλωστε συμβαίνει και με το κέρδος που έχουμε με τις κλασικές μεθόδους αύξησης μυϊκής δύναμης, για 3 μήνες.

Το 90% του κέρδους μπορεί να διατηρηθεί για 10 μήνες χωρίς άσκηση.

Βάσει των δεδομένων της Νευροφυσιολογίας και τις παρατηρήσεις διαφόρων ερευνητών, διαπιστώνεται ότι ο συνδυασμός ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού και μέγιστης ενεργητικής προσπάθειας συντελεί σε αποτελεσματική και γρήγορη αύξηση της μυϊκής δύναμης υγιών μυών (Robertson, 2011).

Κατά την τεχνική αυτή ζητείται από τον ασκούμενο να καταβάλει μέγιστη προσπάθεια σύσπασης του μυός του και ταυτόχρονα εφαρμόζεται ηλεκτρικός ερεθισμός παραμέτρων ανάλογων της «Ρώσικης Τεχνικής».

Είναι προφανές, ότι με την τεχνική αυτή γίνεται προσπάθεια ενεργοποίησης όσων περισσότερων κινητικών μονάδων για μια δεδομένη χρονική στιγμή.

Η τεχνική αυτή προϋποθέτει εξοικείωση του ασκούμενου με το ρεύμα και ακριβή συντονισμό, ούτως ώστε στη σύσπαση, που προκαλείται με μέγιστη ισομετρική προσπάθεια, να προστεθεί και η σύσπαση που προκαλείται με τον ηλεκτρικό ερεθισμό.

Καθώς ο ασκούμενος καταβάλει μέγιστη ενεργητική προσπάθεια σύσπασης του μυός του, δύναται να ανεχθεί μεγάλης έντασης ρεύμα, κάτι που μεγιστοποιεί την απόδοση του μυός σε δύναμη

Η διαδικασία του ακολουθείται, πρέπει να αρχίζει με μέτριες κατ'αρχάς συσπάσεις του μυός και εφαρμογή μέτριας έντασης ερεθισμάτων.

Σταδιακά αυξάνεται η ένταση των συστολών και κορυφώνεται με κλιμακούμενης έντασης ενεργητική προσπάθεια που κατατείνει στη μεγιστοποίηση αυτής, με παράλληλη αύξηση της έντασης του ρεύματος σε βαθμό που να αγγίζει το μέγιστο επίπεδο ανοχής του ασκούμενου.

Για την επιτυχία της μεθόδου αυτής απαιτείται εμπειρία από την πλευρά του φυσικοθεραπευτή και συνεργασία με τον ασκούμενο.

Η τεχνική αυτή, εκτός από τη χρήση της για φυσιολογικά εννευρωμένους μύες, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για την αύξηση της δύναμης φυσιολογικά εννευρωμένων ατροφικών μυών.

Και σε αυτήν την κατηγορία των ασθενών η αύξηση της δύναμης μπορεί να είναι αποτελεσματική και γρήγορη.

Εφόσον η τεχνική συνδυασμού ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού με μέγιστη ενεργητική προσπάθεια επιλέγεται, πρέπει η διάρκεια της παλμοσειράς να είναι μικρότερη της κανονικής, γιατί ο ατροφικός μυς, ως γνωστόν, αδυνατεί να εκτελέσει μέγιστες και παρατεταμένες συσπάσεις.

Λόγω της μεγάλης αποτελεσματικότητας, η τεχνική αυτή ενδείκνυται και για τον ερεθισμό φυσιολογικά εννευρωμένων ατροφικών μυών, ανεξαρτήτως μεγέθους αυτών και ανεξαρτήτως μεθόδου διέγερσης τους

5.8 ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΚΑΙ ΚΙΝΔΥΝΟΙ ΣΤΗΝ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΗΜΕ

Ο κυριότερος κίνδυνος από την εφαρμογή του ΗΜΕ, είναι κάποια πιθανή πρόκληση **βλάβης στο δέρμα**. Γι' αυτό δεν εφαρμόζουμε σε περιπτώσεις λύσης του δέρματος γιατί θα δημιουργήσουμε πόνο, και πιθανότατα, μετέπειτα βλάβη

Υπάρχουν και άλλων ειδών δερματολογικά προβλήματα που αποτελούν αντένδειξη. Σε γενικές γραμμές, μπορούμε να συμπεριλάβουμε σε αυτά την τοπική φλεγμονή, και διάφορες αιμορραγικές καταστάσεις

Δεν εφαρμόζουμε σε τοπική έκπτωση της αισθητικότητας και ανεπάρκειας κυκλοφορικού, και εάν το δέρμα είναι εύθραυστο και/ή γερασμένο

Η εφαρμογή ηλεκτρικού ρεύματος πάνω σε μια περιοχή με εμφυτευμένη συσκευή, όπως είναι ο εμφυτευμένος βηματοδότης, απαγορεύεται σε κάθε περίπτωση (Chen et al., 1990).

Δεν εφαρμόζουμε ΗΜΕ πάνω από όγκους γιατί δεν γνωρίζουμε κατά πόσο θα επηρεάσουμε τυχόν πολλαπλασιασμό των κυττάρων του ή αν θα προκαλέσουμε μετάσταση του

Στην κοιλιακή χώρα μιας εγκύου (διέλευση του ρεύματος από την μήτρα) υπάρχει ο κίνδυνος για παρενέργειες και ο ΗΜΕ θεωρείται αντένδειξη, αν και υπάρχουν λιγοστά στοιχεία (Crothers, 2003).

Αποφεύγουμε την εφαρμογή του ΗΜΕ στην πρόσθια επιφάνεια του αυχένα, καθώς η δημιουργία έντονων συστολών των μυών της γλώσσας και του λάρυγγα είναι επικίνδυνη και μπορεί να προκαλέσει αδυναμία αναπνοής

Η μυϊκή κόπωση είναι αποτέλεσμα παρατεταμένης και επαναλαμβανόμενης μυϊκής συστολής και εκφράζει την μείωση της ικανότητας παραγωγής δύναμης από τους μύες (Hudlicka et al., 1977).

Μπορεί να οφείλεται σε αδυναμία του νευροδιαβιβαστή να μεταφέρει το ερέθισμα λόγω εξάντλησης του, ή από αδυναμία γενικής αγωγής των ώσεων (Jones et al., 1979).

Για να μειώσουμε το φαινόμενο αυτό, χρησιμοποιούμε χαμηλή συχνότητα παλμού, δηλαδή από 20Hz και πάνω. Έτσι η συστολή μας θα είναι ομαλή και συνεχής (Jones, 1996).

Η **δυσφορία** που μπορεί να προκαλείται, οφείλεται στην ενεργοποίηση των Αδ ινών, οι οποίες είναι μικρές εμμύελες ίνες που μεταφέρουν τον διαξιφιστικό έντονο πόνο, ως αποτέλεσμα εφαρμογής συνεχούς ρεύματος και όχι τόσο του εναλλασσόμενου

5.9 ΜΕΘΟΔΟΙ ΣΥΝΔΥΑΖΟΜΕΝΕΣ ΜΕ ΤΟΝ ΗΜΕ

5.9.1 ΕΝΕΡΓΗΤΙΚΗ ΑΣΚΗΣΗ

Οι ενεργητικές ασκήσεις, κατά την εκτέλεσή τους, διέπονται από τις παρακάτω βασικές αρχές:

-Πρέπει να εκτελούνται ομαλά και ρυθμιστικά, έτσι ώστε οι μύες και οι αρθρώσεις να μην υποβάλλονται σε ξαφνική τάση.

-Πρέπει να βασίζονται σε σωστές αρχικές θέσεις

-Πρέπει να παρέχουν τη δυνατότητα για ομαλή, σταδιακή εξέλιξη δηλαδή, από το στάδιο της αποκατάστασης.

Η μυϊκή σύσπαση πρέπει να συνοδεύεται από χαλάρωση τόσης διάρκειας που να επιτρέπει την επαναφορά της φυσιολογικής αιμάτωσης του μυός.

Αν η κυκλοφορία είναι καλή, τα παράγωγα της σύσπασης απομακρύνονται αμέσως. Αν όμως είναι φτωχή, τείνουν να συσσωρευτούν κι έτσι ενισχύεται η εμφάνιση της γρήγορης κόπωσης.

Κατά τη διαδικασία της άσκησης, η έμφαση δίνεται εξίσου, τόσο στη φάση της χαλάρωσης όσο και στη διάρκεια της σύσπασης. Η επανάληψη χωρίς παύση-χαλάρωση, είναι αρνητικός παράγοντας σε ότι αφορά την αρχή του ρυθμού.

Πειραματικά αποδείχθηκε ότι το μεγαλύτερο ποσοστό ανάπαυσης του μυός εμφανίζεται στο πρώτο τέταρτο του χρόνου που απαιτείται για την πλήρη του ανάπαυση.

Ο ρυθμός μιας περιοδικής άσκησης μπορεί να χαρακτηριστεί ως βραχύς, μέσος ή μακρός, ανάλογα με τη σχέση διάρκειας σύσπασης και παύσης.

Ωστόσο έχει διατυπωθεί η άποψη, ότι η διάρκεια της παύσης καθορίζεται από την ένταση και τη διάρκεια της άσκησης, σε σχέση με τη συχνότητα των επαναλήψεων. Έτσι, σε έντονες δυναμικές ή ισομετρικές συσπάσεις απαιτείται πλήρης ανάπαυση του μυός.

Γενικά η άποψη αυτή (μέθοδος επαναλήψεων) αποδέχεται ότι, όσο μεγαλύτερη είναι η ένταση της άσκησης τόσο μεγαλύτερη παύση απαιτείται.

Οι παράγοντες του ρυθμού, δηλαδή ή επανάληψη, η διάρκεια ανάπαυσης και σύσπασης, το μέγεθος της δύναμης και η διάρκεια των ασκήσεων στο σύνολο, ακολουθούν την εξέλιξη του μυός και σε κάθε περίπτωση επαναπροσδιορίζονται.

Το ρυθμό μιας άσκησης καθορίζουν τρεις κυρίως παράγοντες, ο χρόνος ανάπτυξης της σύσπασης, η διάρκεια της σύσπασης και ο χρόνος ανάπαυσης του μυός.

Συνεπώς, ο ρυθμός χαρακτηρίζεται ως:

-Βραχύς, όταν η διάρκεια σύσπασης και παύσης είναι 1:5

-Μέσος, όταν η σχέση είναι 1:2

-Μακρός, όταν η σχέση είναι μεγαλύτερη απ' αυτήν του μέσου ρυθμού.

Για την ισχυροποίηση μυών ή την κινητοποίηση αρθρώσεων, η θέση εκκίνησης των ασκήσεων πρέπει να είναι κατάλληλη, έτσι ώστε να σταθεροποιείται η έκφυση των μυών που ενεργούν.

Η σταθερότητα αυτή επιτυγχάνεται:

-Με τη διεύρυνση της βάσης στήριξης του σώματος (καθιστή θέση σταθερότερη από την όρθια στάση, και θέση κατάκλισης σταθερότερη από την καθιστή)

-Με τη προσέγγιση του κέντρου βάρους προς τη βάση στήριξης (καθιστή θέση σταθερότερη από την όρθια θέση).

Οι θέσεις αυτές διατηρούνται είτε με κατάλληλο βοήθημα, είτε με τη στατική ενέργεια των μυών που σταθεροποιούν τις αρθρώσεις.

Η επιλογή των κατάλληλων θέσεων διενεργείται ανάλογα με τον σκοπό που αυτές εξυπηρετούν και που μπορεί να είναι:

-Η χρησιμοποίηση μέσου στήριξης για την απόκτηση χαλάρωσης

-Η εκπαίδευση σωστής όρθιας στάσης και ισορροπίας

-Η απόκτηση ικανής σταθεροποίησης, όταν η κίνηση πρόκειται να εντοπισθεί σε μια συγκεκριμένη άρθρωση

-Η τροποποίηση του αποτελέσματος μιας άσκησης

Άσκηση με αντίσταση

Είτε χρησιμοποιούμε μονοπολική είτε διπολική μέθοδο, για την πιο αποτελεσματική ενεργοποίηση του μυός εφαρμόζουμε **αντίσταση** στην κίνηση που εκτελείται κατά τον ερεθισμό φυσιολογικά και μη φυσιολογικά εννευρωμένων μυών (Bruce-Brand et al., 2012).

Κατά τον ηλεκτρικό ερεθισμό φυσιολογικά εννευρωμένων μυών, οι συστολές είναι έντονες και η εφαρμογή αντίστασης γίνεται εύκολα στην εκτελούμενη κίνηση.

Κατά τον ηλεκτρικό ερεθισμό φυσιολογικά εννευρωμένων ατροφικών ή απονευρωμένων μυών, οι συσπάσεις που προκαλούνται δεν είναι έντονες και η

εφαρμογή αντίστασης στην κίνηση σε ορισμένες βαριές περιπτώσεις είναι αδύνατη (Γιόκαρης, 2007).

Σε μύες, όπως είναι οι μύες του προσώπου, οι οποίοι δε δρουν επάνω σε αρθρώσεις για να προκαλέσουν συγκεκριμένη κίνηση, είναι δύσκολο ή αδύνατο να εφαρμοστεί αντίσταση στην κίνηση που προκαλούν.

Κατά την εκτέλεση της κίνησης, η αντίσταση πρέπει να εφαρμόζεται με το χέρι ή με τα χέρια του φυσικοθεραπευτή, να είναι σταδιακή και ελαφρώς να 'νικιέται' από τη σύσπαση του μυός σε όλο το εύρος τροχιάς της κίνησης.

Η αντίσταση που εφαρμόζεται σε κάθε κίνηση δεν είναι η ίδια σε κάθε μυ και προσαρμόζεται ανάλογα με την παθολογική του κατάσταση.

-Η εφαρμογή αντίστασης στην κίνηση φυσιολογικά εννευρωμένων μυών έχει σκοπό την μεγαλύτερη δυνατή ενεργοποίηση μυϊκών ινών και ανάπτυξη της μέγιστης δυνατής τάσης στον μυ σε όλο το εύρος τροχιάς κίνησης της άρθρωσης.

-Για τους μη φυσιολογικά εννευρωμένους μύες η εφαρμογή αντίστασης και η αύξηση της τάσης στη γαστέρα των μυών, συμβάλλει σημαντικά στην καθυστέρηση της επερχόμενης ατροφίας και επιδρά στα ενζυματικά συστήματα του μυός (Γιόκαρης, 2007).

5.9.2 ΙΣΟΜΕΤΡΙΚΗ ΑΣΚΗΣΗ

Η ισομετρική άσκηση είναι στατική άσκηση χωρίς κίνηση της άρθρωσης η αλλαγή του μήκους του μυός. Δεν παράγεται έργο αλλά παράγεται τάση και δύναμη (Moffroid & Kusick, 1975).

Για αύξηση δύναμης και αντοχής εφαρμόζουμε αντίσταση στην ισομετρική σύσπαση τουλάχιστον για 6 δευτερόλεπτα, ούτως ώστε να ξεκινήσουν οι μεταβολικές αλλαγές στον μυ (Rothstein, 1982).

Οι **τύποι της ισομετρικής άσκησης** (μυϊκές συσπάσεις, ισομετρική με αντίσταση, ασκήσεις σταθεροποίησης) χρησιμοποιούνται σε οποιοδήποτε στάδιο επούλωσης μετατραυματικά και μετεγχειρητικά (Sherman et al., 1981; Thomee et al., 1988).

Οι **ασκήσεις μυϊκών συσπάσεων** (με πιο συνήθεις την σύσπαση τετρακεφάλου και γλουτιαίων) είναι χαμηλής έντασης ισομετρικές ασκήσεις (Lindh, 1979).

Έχουν ως αποτέλεσμα:

- την μυϊκή χαλάρωση
- βελτίωση κυκλοφορίας
- μείωση μυϊκού πόνου και σπασμού
- επούλωση από τραυματισμούς
- καθυστέρηση μυϊκής ατροφίας
- διατήρηση κινητικότητας μυϊκών ινών, κ.α. (Fitzgerald, 1991).

Παρ'όλα αυτά, δεν προσφέρουν κάποια βελτίωση στην μυϊκή δύναμη λόγω έλλειψης υπολογίσιμης αντίστασης (Voss et al., 1985).

Οι **ισομετρικές ασκήσεις** ενάντια σε εφαρμοσμένη αντίσταση χρησιμοποιούνται για αύξηση μυϊκής δύναμης. Η αντίσταση αυτή υπολογίζεται περίπου στα 60%- 80% των δυνατοτήτων ανάπτυξης δύναμης του μυός (Knapik et al., 1983).

Η **σταθερότητα** επιτυγχάνεται μέσω των ισομετρικών ασκήσεων επειδή συσπώνται οι ανταγωνιστές στην κίνηση μύες, όπως είναι ο τετρακέφαλος, με εφαρμογή αντίστασης στο μέσο εύρος της τροχιάς της κίνησης και σε θέσεις ενάντια στην βαρύτητα (Lindh, 1979).

Οι ασκήσεις σταθεροποίησης γίνονται σε κλειστή κινητική αλυσίδα, με το βάρος του σώματος να αποτελεί την πηγή της αντίστασης (Tippet, 1992).

Η ισομετρική σύσπαση αντενδείκνυται σε περιπτώσεις ασθενών με καρδιαγγειακή πάθηση ή με προβλήματα εγκεφαλικών αγγείων (Fardy, 1981).

5.9.3 ΔΙΑΤΑΣΕΙΣ

Η διάταση είναι θεραπευτικός χειρισμός ο οποίος χρησιμοποιείται για την επιμήκυνση βραχυμένων δομών μαλακών ιστών (π.χ. μυός), για αύξηση εύρους τροχιάς (Saprega et al., 1981).

Η διάταση είναι απαραίτητη πριν και μετά την έντονη αθλητική δραστηριότητα, καθώς επηρεάζει την διατασιμότητα και ενεργοποίηση των μυών (Agre, 1978).

Η **παθητική** διάταση σε χαλαρό μυ χρησιμεύει στην επιμήκυνση, η **ενεργητική** αναστέλλει των τόνο στον μυ, ενώ μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για αύξηση της ελαστικότητας (Sady et al., 1982).

Η **μυϊκή άτρακτος** είναι το σημαντικότερο αισθητικό όργανο του μυός, η οποία καταγράφει την ταχύτητα και διάρκεια της διάτασης αλλά και την αλλαγή του μήκους του μυός

Το **όργανο του Golgi** ένας προστατευτικός μηχανισμός του μυός και είναι ευαίσθητο στην τάση που εφαρμόζεται στον μυ κατά την ενεργητική ή παθητική σύσπαση του, με αποτέλεσμα την αναστολή της τάσης αυτής, όταν είναι υπερβολική (Cherry, 1980).

Ενδείκνυται σε περιορισμένο εύρος τροχιάς μετά από βραχύνσεις (μυών, συνδετικού ιστού και δέρματος) (Saprega et al., 1981), και συμφύσεις και σχηματισμό ουλώδους ιστού (Hardy, 1989).

Σε μυϊκή αδυναμία και περιορισμό κινδύνου για μυοτενόντιους τραυματισμούς

- Αντενδείξεις αποτελούν οι περιπτώσεις
- οστικού μπλοκ
 - σε πρόσφατο κάταγμα
 - σε οξείες φλεγμονώδεις καταστάσεις
 - σε περίπτωση αφόρητου πόνου
 - σε αιματώματα (Zarins, 1982).

5.10 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΟΥ ΗΜΕ

Σε υγιείς και αθλητές

Ο ΗΜΕ έχει αναγνωριστεί ως ένας αποτελεσματικός τρόπος για σημαντικές βελτιώσεις στην **μέγιστη εκούσια ισομετρική συστολή** σε υγιείς και αθλητές (Russ et al., 2012).

Στην αθλητιατρική ο ΗΜΕ χρησιμοποιείται για:

-Ενδυνάμωση μυών

Τα δεδομένα μιας παλαιότερης έρευνας υποστήριξαν την ενδυνάμωση με ΗΜΕ ως κατάλληλη θεραπεία για ενδυνάμωση σκελετικών μυών ακόμη και χωρίς εκούσια προσπάθεια (Laughman et al., 1983).

-Διατήρηση μυϊκής μάζας και δύναμης κατά τη διάρκεια παρατεταμένων περιόδων ακινητοποίησης

Ο ΗΜΕ αποδεικνύεται αποτελεσματικός στην ενδυνάμωση και αύξηση εύρους τροχιάς μυών των κάτω άκρων που είχαν αποδυναμωθεί από την αχρησία ως συμπλήρωμα στην συμβατική θεραπεία, σε μια ομάδα ηλικιωμένων με χρόνια πόνο και μειωμένη λειτουργική ικανότητα (Khalil et al., 1994).

-Επιλεκτική μυϊκή επανεκπαίδευση

-Έλεγχο οιδημάτων (Hainaut & Duchateau, 1992).

Ο ΗΜΕ είναι επίσης αποτελεσματικός σε τραυματισμένους αθλητές με επώδυνα άκρα, καθώς συμβάλλει στην μείωση χρόνου αποκατάστασης και βοηθά στην ασφαλή επιστροφή στην άθληση (Hainaut & Duchateau, 1992; Lake, 1992).

Υπάρχουν επίσης ενδείξεις πως ο ΗΜΕ μπορεί να βελτιώσει τη λειτουργική απόδοση σε μια ποικιλία εργασιών αντοχής (Lake, 1992).

Μια πιο σύγχρονη έρευνα υποστηρίζει, πως αν και ο ΗΜΕ χρησιμοποιείται ευρέως πλέον, το επίπεδο των στοιχείων που αποδεικνύουν την αποτελεσματικότητά του είναι ακόμη χαμηλό για αύξηση αντοχής, καθώς δεν απέφερε υψηλότερα οφέλη από τις παραδοσιακές μεθόδους ενδυνάμωσης (Dehail et al., 2008).

Σε υγιείς μύες ο ΗΜΕ είναι ένα συμπλήρωμα στην ενεργητική άσκηση καθώς προκαλεί συγκεκριμένη δραστηριότητα μεγάλων κινητικών μονάδων που είναι

δύσκολο να ενεργοποιηθούν κατά την εκούσια σύσπαση (Hainaut & Duchateau, 1992).

Η μέγιστη εκούσια συστολή και νευρική ενεργοποίηση αυξήθηκαν σημαντικά μετά την εφαρμογή ΗΜΕ σε 8 υγιείς νεαρούς σε ένα πρόγραμμα ενδυνάμωσης 8 εβδομάδων (Gondin et al., 2011).

Επίσης παρατηρήθηκε σημαντική μυϊκή υπερτροφία (Gondin et al., 2011).

Ο ΗΜΕ είναι ασφαλής και εφικτός ακόμη και γι' αυτούς που είναι άρρωστοι ή/και κλινήρεις και για πληθυσμούς στους οποίους η αυστηρή άσκηση αποτελεί πρόκληση (Ambrosio et al., 2012).

Μετά από πρόγραμμα 2 εβδομάδων χαμηλής συχνότητας ΗΜΕ στον τετρακέφαλο μυ σε 10 υγιή άτομα, η μυϊκή δύναμη ελαφρώς βελτιώθηκε και δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές στις ανοσολογικές μετρήσεις όπως κύτταρα αίματος, ούτε στην φαγοκυττάρωση ή οξειδωτική λειτουργία (Kopitar et al., 2012).

Παρ' όλα αυτά, οι προκύπτουσες αλλαγές σε δυναμική αντοχή, δεξιότητες και αθλήματα όπως είναι το άλμα η το σπριντ, είναι ακόμη ασαφείς και θα μπορούσαν να εξασφαλιστούν μόνο όταν ο ΗΜΕ συνδυαστεί με εκούσια ενεργητική σύσπαση (π.χ. πλειομετρικές ασκήσεις) (Russ et al., 2012).

Ο ΗΜΕ στους εκτεινόντες γόνατος έχει τη δυνατότητα να προσφέρει τα πλεονεκτήματα του σπριντ σε άτομα υγιή μεν, αλλά που δεν μπορούν να αντέξουν το κανονικό σπριντ, καθώς μπορεί να μιμηθεί πολλά από τα οφέλη του αθλήματος σε μικρό χρονικό διάστημα (Russ et al., 2012).

Επιπλέον τα αποτελέσματα του ΗΜΕ στην μυϊκή κόπωση είναι ακόμη μη κατανοητά (Gondin et al., 2011).

Δεν είναι ξεκάθαρο το αν ο ΗΜΕ είναι υποκατάστατη ή συμπληρωματική θεραπεία στην ήδη υπάρχουσα (Hainaut & Duchateau, 1992). Φαίνεται πως σε συνδυασμό με ενεργητική άσκηση δεν έχει μεγάλη διαφορά απ' ότι οι δυο αυτοί μέθοδοι ξεχωριστά (Lake, 1992).

Γενικά, ο ΗΜΕ δεν πρέπει να θεωρείται ως μέθοδος αντικατάστασης αλλά περισσότερο ως πρόσθετη μέθοδος στο υπάρχον πρόγραμμα αποκατάστασης ή εκπαίδευσης (Gondin et al., 2011).

Στην αντιμετώπιση του πόνου

Ο κλινικός πρέπει να δοκιμάζει διαφορετικούς συνδυασμούς ερεθίσματος (π.χ. συχνότητα, ένταση) στους ασθενείς σε διαφορετικά επίπεδα εκπαίδευσης, ώστε να λάβουν το λιγότερο δυνατό πόνο. Σε αυτήν την έρευνα εφαρμόστηκε ΗΜΕ σε 27 υγιείς ενήλικες που παρήγαγε ροπή ισοδύναμη με το 50% της μέγιστης εκούσιας συστολής **τετρακεφάλου** μύος (Rooney et al., 1992).

Η **οσφυαλγία** από μόνη της αποτελεί σύμπτωμα και όχι χειρουργικό πρόβλημα και αντιμετωπίζεται καλύτερα συντηρητικά (Dandy & Edwards, 2009).

Σε μια μελέτη που έγινε για διαχείριση του οσφυϊκού πόνου μεταξύ 4 ομάδων (απλού ΗΜΕ, ΗΜΕ-TENS, TENS, και εικονικής θεραπείας), η δεύτερη ομάδα, δηλαδή η ομάδα που συνδύασε τον ΗΜΕ με το TENS, ήταν ανώτερη όσον αφορά τη μείωση του πόνου και την ανακούφιση από τον πόνο (Moore & Shurman, 1997).

Σε μετέπειτα μελέτη μιας ομάδας ασθενών με οσφυαλγία, εφαρμόστηκε ΗΜΕ των εν τω βάθει σταθεροποιητών μυών (εγκάρσιου κοιλιακού, και εν τω βάθει ίνες πολυσχιδούς). Παρατηρήθηκαν σημαντικές βελτιώσεις αυτών των μυών σε επίπεδο αυτοαναφερόμενου πόνου, υποδηλώνοντας πως ο ΗΜΕ έχει σημαντικό ρόλο στην αποκατάσταση της χρόνιας οσφυαλγίας (Coghlan et al., 2011).

Ο ΗΜΕ έχει επίσης να προσφέρει πολλά σε ασθενείς **μετά από ΑΕΕ**, οι οποίοι υποφέρουν από πόνο στον ώμο λόγω εξάρθρωτος και ημιπληγίας, στο οποίο γίνεται λόγος παρακάτω. Με εφαρμογή ΗΜΕ 6 ώρες/μέρα για 6 εβδομάδες, σε 15 ασθενείς μετά από ΑΕΕ, με χρόνια ημιπληγία και επώδυνο εξάρθρωμα ώμου, είχαμε σημαντική μείωση του πόνου ακόμη και 6 μήνες μετά (Renzenbrink & Ijzerman, 2004).

Στην Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ)

Η Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) οδηγεί σε προβλήματα και βλάβες στον αερισμό και στην ανταλλαγή αερίων, καθώς και αλληλεπιδράσεις με το καρδιαγγειακό και μυϊκό σύστημα (Wheeler et al., 2002; Dustine & Moore, 2003).

Μέσα σε αυτές τις βλάβες βρίσκονται το αυξημένο αναπνευστικό έργο, η αδυναμία των αναπνευστικών μυών -και επομένως η κόπωσή τους-, η αναπνευστική ανεπάρκεια, περιφερική μυϊκή απορρύθμιση και γενική μυϊκή ελάττωση και αδυναμία (Dustine & Moore, 2003).

Ως φυσιοθεραπευτές, καλούμαστε να αξιολογήσουμε τον ασθενή και να εκτιμήσουμε την αντοχή, τη μυϊκή δύναμη, την ευελιξία και την σωματική του κατάσταση, και οφείλουμε να τον διδάξουμε την διαφραγματική αναπνοή (Dustine & Moore, 2003).

Τα άτομα με ΧΑΠ έχουν ιδιαίτερο κίνδυνο υποτροπής στην φάση της αδράνειας και της απώλειας της φυσικής κατάστασης (Abdellaoui et al., 2011).

Η **άσκηση**, ευρέως αποδεχόμενη ως ο ακρογωνιαίος λίθος της πνευμονικής αποκατάστασης, είναι ο καλύτερος διαθέσιμος τρόπος βελτίωσης της κινητικής ικανότητας, της δύσπνοιας, και των καθημερινών δραστηριοτήτων (Yoshikawa & Kimura, 2007).

Η δύσπνοια είναι ένα τρομακτικό σύμπτωμα με σύνθετη αιτιολογία, και στόχος μας είναι η απευαισθητοποίηση του ασθενούς απ' αυτήν (Dustine & Moore, 2003).

Προσπάθειες αποκατάστασης σε ασθενείς με ΧΑΠ, ειδικότερα στους βαρέως πάσχοντες, είναι συχνά μάταιες, κι η αποτελεσματικότητα και τα πλεονεκτήματα της παραμένουν αμφιλεγόμενα, καθώς οι συμβατικοί τρόποι άσκησης περιορίζονται λόγω σοβαρότητας της δύσπνοιας μετά την κόπωση (Sillen et al., 2009).

Γι' αυτό υπάρχει ενδιαφέρον σε νέες μορφές άσκησης που δεν προκαλούν δύσπνοια, όπως είναι ο **HME**, ως παθητικό βοηθητικό μέσο αποκατάστασης αυτών των ασθενών (Yoshikawa & Kimura, 2007). Παρατηρήσαμε σημαντικές βελτιώσεις στην μυϊκή δύναμη, ικανότητα άσκησης και υγιούς κατάστασης (Sillen et al., 2009).

Η παθητική εκπαίδευση ασθενών με ΧΑΠ συγκεκριμένων μυϊκών ομάδων με τη χρήση του HME, ίσως είναι καλύτερη θεραπεία απ' ότι ολοκληρωτική ενεργητική άσκηση σώματος (Neder et al., 2002; Abdellaoui et al., 2011).

Παρατηρήθηκαν σημαντικές βελτιώσεις στη μυϊκή λειτουργικότητα (Giavedoni et al., 2012), στην μέγιστη αντοχή, ανοχή στις ασκήσεις και βελτίωση της δύσπνοιας, ακόμη και στην **περίοδο έξαρσης** (Neder et al., 2002).

Ο HME είναι ένας εφικτός και αποτελεσματικός τρόπος θεραπείας για την πρόληψη των διαταραχών της δύναμης του τετρακεφάλου κατά τη διάρκεια έξαρσης του ΧΑΠ και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να συμπληρώσει την σύντομη πνευμονική αποκατάσταση μετά την φάση αυτή (Giavedoni et al., 2012).

Παρόλο που η άσκηση με HME στην αποκατάσταση έχει τα καλύτερα αποτελέσματα (βελτίωση λειτουργικής ικανότητας, δύσπνοιας κόπωσης και καθημερινών δραστηριοτήτων) παραμένει αμφιλεγόμενη όταν πρόκειται για **σοβαρής μορφής ΧΑΠ** (Yoshikawa & Kimura, 2007).

Λόγω όμως του περιορισμένου αντικτύπου σε απαιτήσεις αερισμού και δύσπνοιας, φαίνεται πως είναι ένας πολλά υποσχόμενος εναλλακτικός τρόπος για φυσική αποκατάσταση σε αυτούς τους ασθενείς (Vivodtzev et al., 2008).

Δεν αντιδρούν όλοι οι ασθενείς με ΧΑΠ θετικά στην πνευμονική αποκατάσταση (Spruit & Wouters, 2007).

Οι νέοι τρόποι αποκατάστασης αυτών των ασθενών, αφορούν:

- πρόγραμμα αντοχής και μακράς δράσης βρογχοδιασταλτικών
- πρόγραμμα αντοχής και τεχνικές διαδικασίες (αναπνευστικές πιέσεις και εκπαίδευση αναπνευστικών μυών)
- πρόγραμμα με διαλείμματα, πρόγραμμα αντίστασης, πρόγραμμα T.E.N.S.
- πρόγραμμα ασκήσεων και συμπληρώματα (π.χ. οξυγόνο, στεροειδή)

Αυτές οι τεχνικές έχουν δείξει βελτίωση στην σύνθεση του σώματος, λειτουργικότητας μυός και ικανότητας άσκησης (Spruit & Wouters, 2007).

Παρόλα αυτά, δεν έχουν μελετηθεί ακόμα η ποιότητα ζωής, το κόστος αποτελεσματικότητας και τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα, καθώς επίσης υπάρχει έλλειψη αποδεικτικών για βελτίωση στην καθημερινή δραστηριότητα (Spruit & Wouters, 2007).

Ο ΗΜΕ χαμηλής συχνότητας αλλά και ο υψηλής συχνότητας μπορούν και οι δυο να είναι κατάλληλα μοντέλα αποκατάστασης σε βαριά δυσπνοϊκούς ασθενείς με δυσλειτουργία στα κάτω άκρα (Sillen et al., 2011).

Η έρευνα δείχνει ότι μετά από έξαρση της ΧΑΠ ο ΗΜΕ είναι αποτελεσματικός στην καταπολέμηση μυϊκής δυσλειτουργίας και μυϊκής τάσης και μειώνει το οξειδωτικό στρες (Abdellaoui et al., 2011).

Στοιχεία μιας έρευνας υποδηλώνουν πως η έγκαιρη εκπαίδευση με χαμηλής συχνότητας ΗΜΕ πριν ατροφήσει η μυϊκή μάζα, μπορεί να ενισχύσει την αντοχή στην άσκηση σε ασθενείς με ήπιας μορφής ΧΑΠ (Napolis et al., 2011). Ολοκληρωμένη πνευμονική αποκατάσταση για περιορισμό της μυϊκής ατροφίας (άσκηση με αντίσταση – ΗΜΕ), συμπεριλαμβανομένης της γενικής άσκησης, μπορεί να εφαρμοστεί αμέσως μετά το παροξυσμικό επεισόδιο, που οδηγεί σε μείωση των εισαγωγών στο νοσοκομείο, και μια αύξηση στην αντοχή και ποιότητα ζωής (Burtin et al., 2011).

Με εφαρμογή ΗΜΕ υψηλής συχνότητας (50Hz) στον τετρακέφαλο και γαστροκνήμιο μυ για 6 εβδομάδες, οι ασθενείς παρουσίασαν καλοδιατηρημένη λειτουργική ικανότητα, μυϊκή δύναμη και μάζα (Dal Corso et al., 2007).

Παρόλα αυτά οι μικροδιαρθρωτικές αλλαγές (υπερτροφία τύπου II ινών μετά τη χρήση ΗΜΕ) δεν μεταφράζονται σε αυξημένη ενεργητική δύναμη σε αυτή την υποομάδα (Dal Corso et al., 2007).

Αποδείχτηκε όμως, πως ο ΗΜΕ βελτίωσε τους μύες αυτούς όσον αφορά τη βάδιση, την απόσταση και την αντοχή τους. Είχαμε κέρδη στην μυϊκή δύναμη, βελτίωση αερισμού και ικανότητας ανοχής σε μεγαλύτερης έντασης ερεθισμό (Vivodtzev et al., 2012).

Στην Χρόνια Καρδιακή Ανεπάρκεια (ΧΚΑ)

Η Χρόνια Καρδιακή Ανεπάρκεια (ΧΚΑ) είναι η ελάττωση της λειτουργικής ικανότητας της καρδιάς (Μαστρογιάννης, 2006) και αποτελεί την αδυναμία της να παρέχει αρκετό οξυγόνο στους ιστούς (Dustine & Moore, 2003).

Η θεραπεία της ΧΚΑ αφορά χορήγηση διουρητικών για ανακούφιση της καρδιάς από το βάρος της κυκλοφορίας και κινητοποίηση των υγρών που λιμνάζουν, καθώς και ανάπαυση (Μαστρογιάννης, 2006).

Κεντρικές αιμοδυναμικές μεταβολές και δευτερεύουσες οργανικές μεταβολές, όπως είναι η μειωμένη καρδιακή παροχή κατά την άσκηση και οι διαταραχές στον μεταβολισμό των σκελετικών μυών, βρίσκονται πίσω από τα κυρίαρχα σημεία και συμπτώματα της ΧΚΑ, δηλαδή της κόπωσης, της δύσπνοιας,

(προσπάθειας) και της μειωμένης ανοχής στην σωματική άσκηση, κυρίως στα κάτω άκρα (Dustine & Moore, 2003).

Όλα αυτά, προκαλούν διαταραχές του πνεύμονα που οδηγούν στο λαχάνιασμα και στην πρόωμη κόπωση.

Μέχρι το 1985 περίπου, οι ασθενείς αυτοί αποθαρρύνονταν από τη συμμετοχή σε πρόγραμμα αποκατάστασης, οπότε η ασφάλεια και οι ωφέλειές του αποδείχθηκαν και τεκμηριώθηκαν.

Ανεξάρτητα της αποκατάστασης με άσκηση, πολλοί ασθενείς θα επιδεινωθούν και θα πρέπει να επαναξιολογηθούν (Dustine & Moore, 2003).

Ο HME αποδεικνύεται πως είναι μία **εναλλακτική** και αποτελεσματική μέθοδος στην ενεργητική άσκηση (Crevenna et al., 2003) καθώς επίσης και ένα σημαντικό **συμπλήρωμα** στην κλασική αποκατάσταση των ασθενών με καρδιακή ανεπάρκεια (Dobsak et al., 2006).

Μελέτες αποδεικνύουν ότι χρησιμοποιώντας πρωτόκολλο ερεθισμού που έχει ως αποτέλεσμα γρήγορες, ρυθμικές, ισομετρικές συστολές των μεγάλων μυϊκών ομάδων κάτω άκρου σε υποτετανικές συχνότητες σύσπασης, μπορεί να υπάρξει ως εναλλακτική μορφή εκούσιας καρδιαγγειακής άσκησης (Caulfield et al., 2011).

Στα αποτελέσματα του HME μπορούμε να προσθέσουμε την βελτίωση σε δύναμη, στην ικανότητα άσκησης και ασφάλειας των μυών βάδισης (Sillen et al., 2009). Βελτίωση είχαμε και στις καθημερινές δραστηριότητες και στην ποιότητα ζωής (Quittan et al., 1999 & 2001).

Μετά την περίοδο ερεθισμού -στον οποίο χρησιμοποιήθηκε διφασικός συμμετρικός συνεχής παλμός ρεύματος 0,7 ms, συχνότητας 50 Hz, 2sec παλμός και παύση 6sec-, η ισοκινητική μέγιστη ροπή αυξήθηκε στους εκτεινόντες γόνατος κατά 13% και η μέγιστη ισοκινητική δύναμη 20% σε πρόγραμμα 8 εβδομάδων. Τα αποτελέσματα δείχνουν πως ο HME είναι μια υποσχόμενη μέθοδος για βελτίωση αλλά και αύξηση μυϊκής δύναμης στους εκτεινόντες και καμπτήρες γόνατος σε αυτούς τους ασθενείς (Quittan et al., 1999 & 2001).

Ο HME σε ασθενείς με εξωτερικό **βηματοδότη** είναι αμφιλεγόμενος λόγω πιθανών ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών που οδηγούν σε δυσλειτουργία του βηματοδότη. Μετά από HME με συνεχές ρεύμα διφασικό συμμετρικό ορθογώνιας μορφής σε ασθενείς με εμφυτευμένο βηματοδότη -με διαφορετικές συχνότητες (8 – 50Hz) και διάρκεια παλμού 60sec (8Hz) , 4sec (15 Hz) και 4sec (30 Hz) και 6sec (50Hz), με περίπου 100 mA,- στους καμπτήρες και εκτεινόντες του γόνατος, δε σημειώθηκαν ανεπιθύμητες παρενέργειες ή διαταραχές. Φαίνεται πως ο HME είναι ασφαλής σε ασθενείς με εμφυτευμένο βηματοδότη (Crevenna et al., 2003).

Βρέθηκαν σημαντικές αυξήσεις στη μέγιστη πρόσληψη οξυγόνου (VO_2 max), παραγωγή έργου, διάρκεια άσκησης και αύξηση διανυθείσας απόστασης σε διάρκεια ενός λεπτού, και δεν παρουσιάστηκε μεγάλη διαφορά στην ταχύτητα ροής αίματος πριν και μετά το πρόγραμμα (Dobsak et al., 2006).

Παρά τις θετικές επιδράσεις του ΗΜΕ στην ικανότητα άσκησης και μυϊκής δύναμης, οι **προσαρμογές** που είναι υπεύθυνες για βελτιωμένη απόδοση δεν είναι σαφείς (Deley et al., 2008).

Σε έναν μη ασκούμενο ασθενή ο ΗΜΕ βελτίωσε την αντοχή μέσω μυϊκών προσαρμογών, υποδηλώνοντας ότι μπορεί να'ναι πολύτιμος για την αντιστάθμιση της απώλειας μυϊκής δύναμης και λειτουργικότητας σε ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια (Deley et al., 2008).

Σε ασθενείς σε καταστολή στην ΜΕΘ η παρέμβαση ΗΜΕ 30min με διακοπτόμενο ρεύμα στον δεξιό τετρακέφαλο, είχε ως αποτέλεσμα σημαντική μείωση μυϊκής ατροφίας του διεγερόμενου τετρακεφάλου σε σύγκριση με το μη διεγερόμενο αριστερό τετρακέφαλο, χωρίς επίδραση στις ζωτικές λειτουργίες (Zanotti et al., 2003; Meesen et al., 2010).

Ο ΗΜΕ και η **αναπνευστική φ/θ** έδειξαν πως βελτιώνουν σημαντικά τις φυσιολογικές τιμές αναπνευστικών όγκων (Arena et al., 2010).

Σε μια μελέτη που πραγματοποιήθηκε πάνω σε 2 διαφορετικές ομάδες δείγματος -η μια 12 εβδομάδων θεραπευτικής **στατικής ποδηλασίας** 3 φορές/εβδομάδα 40min και η άλλη ομάδα 12 εβδομάδων ΗΜΕ σε τετρακέφαλο και γαστροκνήμιο (10Hz , 20sec παλμό, 20sec παύση, 60 mA) 2 φορές/μέρα 60min), φάνηκε πως και οι 2 τρόποι αποκατάστασης μείωσαν σημαντικά την αρτηριακή δυσλειτουργία και σταθεροποίησαν την αυτονομική ισορροπία (Dobsak et al., 2012).

Στην άρθρωση του γόνατος

Η χρήση διαδερμικού ΗΜΕ έχει θεωρηθεί ένα πολύτιμο εργαλείο για ποσοτική και ποιοτική αποτελεσματικότητα όσον αφορά το **σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου** (ΕΜΠ) (Callaghan & Oldham, 2004; Garcia et al., 2010), και θα'πρεπε να θεωρείται συμπλήρωμα στην συντηρητική θεραπευτική προσέγγιση σε ασθενείς με ΕΜΠ (Garcia et al., 2010).

Οι συντηρητικές θεραπείες στοχεύουν στην βελτίωση της ευθυγράμμισης επιγονατίδας, και ο ΗΜΕ μέσου πλατύ μυός θεωρείται αποτελεσματικός λόγω του ότι είναι επιλεκτικός και δεν προκαλεί ερεθισμό της άρθρωσης (Robertson & Ward, 2002; Garcia et al., 2010).

Η άρθρωση του γόνατος βασίζεται κατά πολύ στους συνδέσμους του για την σταθερότητά του και περιορίζουν τις ανεπιθύμητες κινήσεις (Λαμπίρης, 2007).

Οι **συνδεσμικές κακώσεις** έχουν σοβαρότερες μακροχρόνιες επιπτώσεις για έναν ασθενή, καθώς δεν επανακτούν πλήρως την φυσιολογική ισχύ τους (Trevino, 1994; Woo et al., 2000; Λαμπίρης, 2007).

Ο ΗΜΕ χρησιμοποιείται ευρέως για την ενδυνάμωση μυών μετά από τραυματισμούς συνδέσμων και μηνίσκων (Woo et al., 2000; Imoto et al., 2011).

Ο ρόλος των μηνίσκων για την άριστη λειτουργία καθώς και τη σταθερότητα της άρθρωσης είναι σημαντικός (Λαμπίρης, 2007).

Οι **μηνισκικές διαταραχές** αποτελούν τις συχνότερες εσωτερικές διαταραχές, αλλά ο τραυματισμός είναι συνήθως ελάχιστος ώστε να ξεπεραστεί πανεύκολα από τον ασθενή (Dandy & Edwards, 2009).

Μελέτες που έγιναν μεταξύ 1929-2010 περιελάμβαναν δοκιμασίες που χρησιμοποίησαν ΗΜΕ για αύξηση μυϊκής δύναμης και για αποκατάσταση ασθενών με βλάβες μαλακών μορίων γόνατος. Έξι από 11 έρευνες που διεξήχθησαν μεταξύ 1996-2008, ευνοούσαν τον ΗΜΕ όσον αφορά τη δύναμη του τετρακεφάλου ισομετρικά και ισοκινητικά μετά από χειρουργική επέμβαση **πρόσθιου χιαστού συνδέσμου** (Kim et al., 2010).

Ο ΗΜΕ σε συνδυασμό με ενεργητική άσκηση είναι πιο αποτελεσματικός απ' ό τι η άσκηση μόνη της στην αποκατάσταση του ΠΧΣ (Kim et al., 2010).

Υπέρ του ΗΜΕ ήταν μια έρευνα όσον αφορά τη λειτουργική απόδοση και μια όσον αφορά την αυτοαναφερόμενη λειτουργικότητα (Kim et al., 2010).

Υπήρξε μια στατιστικά σημαντική βελτίωση στην δύναμη τετρακεφάλου μυός με χρήση του ΗΜΕ και στα λειτουργικά αποτελέσματα 6-8 εβδομάδων μετά το χειρουργείο, πάντα **σε συνδυασμό με συντηρητική άσκηση** (Imoto et al., 2011).

Η **οστεοαρθρίτιδα** ή αλλιώς εκφυλιστική αρθροπάθεια ή οστεοχόνδρωση (ΟΑ), είναι η προοδευτική φθορά αρχικά του αρθρικού χόνδρου και στη συνέχεια των υπόλοιπων στοιχείων της άρθρωσης, που προκαλείται από ανομοιόμορφη μηχανική φόρτιση (Dandy & Edwards, 2009).

Η κλινική εικόνα περιλαμβάνει πόνο μετά από κόπωση, πρωινή -κυρίως- δυσκαμψία, απώλεια της κινητικότητας (Dandy & Edwards, 2009), παραμόρφωση της άρθρωσης, ευαισθησία και ατροφία (Κοτζαηλίας, 2011).

Στόχος μας είναι η ελάττωση του πόνου, υποχώρηση της φλεγμονής, πρόληψη συμφύσεων και διατήρηση της μυϊκής ισχύος (Κοτζαηλίας, 2011), διατήρηση μυϊκής μάζας και κινητικότητας της άρθρωσης (Dandy & Edwards, 2009).

Η εφαρμογή ΗΜΕ 4 εβδομάδων σε 15 γυναίκες με ήπιας και μέτριας μορφής ΟΑ, ήταν ανεπαρκής ώστε να προκαλέσει αύξηση στην μυϊκή δύναμη και ενεργοποίηση του τετρακεφάλου μυός σε αυτές τις γυναίκες (Palmieri-Smith et al., 2010).

Όμως αποτελεί αποδεκτή εναλλακτική λύση στην θεραπευτική άσκηση, **σε συνδυασμό με πρόγραμμα αντίστασης** στην διαχείριση της ΟΑ γόνατος, παράγοντας σημαντικές βελτιώσεις στην λειτουργική ικανότητα (Bruce-Brand et al., 2012).

Η **ολική αρθροπλαστική γόνατος (O/A)** είναι η χειρουργική επέμβαση, με την οποία γίνεται αντικατάσταση των κατεστραμμένων αρθρικών επιφανειών της κνήμης, του μηριαίου και σε κάποιες περιπτώσεις της επιγονατίδας, με σκοπό τη δημιουργία μιας νέας τεχνητής άρθρωσης, σε παθήσεις όπως είναι η ρευματοειδής αρθρίτιδα και η οστεοαρθρίτιδα χωρίς να αποκλείονται άλλες (Λαμπίρης, 2007; Κοτζαηλίας, 2011).

Ενδείξεις για O/A έχουν ασθενείς με έντονο και συνεχή πόνο, χαλάρωση άρθρωσης, παραμορφώσεις και αστάθεια (Λαμπίρης, 2007; Κοτζαηλίας, 2011).

Ο HME **προεγχειρητικά** μπορεί να βελτιώσει την ανάκτηση μυϊκής δύναμης τετρακεφάλου και να επιταχύνει την επιστροφή στις καθημερινές δραστηριότητες σε ασθενείς με O/A (Walls et al., 2010).

Όταν ο HME προστέθηκε σε προγράμματα εκούσιας ενεργοποίησης τα ελλείμματα στην μυϊκή δύναμη τετρακεφάλου και ενεργοποίηση, επιλύθηκαν γρήγορα μετά την O/A γόνατος (Stevens et al., 2004).

Μετά την O/A γόνατος οι ασθενείς βιώνουν μια μακροπρόθεσμη αδυναμία του τετρακεφάλου μυός και μια γενικευμένη λειτουργική ανικανότητα. Από έρευνες και βιβλιογραφία μεταξύ 1950–2008 αξιολογήθηκε ο HME ως μέσο αποκατάστασης, αλλά παρόλα αυτά υπάρχει έλλειψη στοιχείων και αξιοπιστίας, καθώς δεν δόθηκε κανένα αποτέλεσμα πόνου, ικανοποίησης, παρενεργειών και άλλων σημαντικών μετρήσεων (Monaghan et al., 2010).

Ο HME που εφαρμόζεται στο χειρουργημένο γόνατο για τις πρώτες 6 εβδομάδες μετεγχειρητικά έχει δείξει βελτίωση στην ταχύτητα ανάρρωσης από O/A και οδηγεί σε μακροπρόθεσμη αύξηση στην δύναμη και λειτουργική επίδοση (Bade & Stevens-Lapsley, 2012).

Μπορεί επίσης να αυξήσει έως και 53% την δύναμη μετεγχειρητικά καθώς και την λειτουργικότητα, ακόμη και στις 12 εβδομάδες μετεγχειρητικά (Walls et al., 2010).

Μειώνοντας την αδυναμία του τετρακεφάλου μέσω HME εγκαίρως μετά την O/A γόνατος, μπορεί να βελτιώσει τα λειτουργικά αποτελέσματα γιατί η αδυναμία τετρακεφάλου έχει συνδεθεί με πολλούς λειτουργικούς περιορισμούς και αυξημένο κίνδυνο πτώσεων (Mintken et al., 2007).

Η λειτουργική ανάκτηση μετεγχειρητικά μπορεί να ενισχυθεί με χρήση HME και χρησιμοποιώντας ενός συνολικού υψηλότερης έντασης προγράμματος ενδυνάμωσης **σε συνδυασμό με την παραδοσιακή προσέγγιση αποκατάστασης** (Bade & Stevens-Lapsley, 2012).

Το προοδευτικό πρόγραμμα ενδυνάμωσης με ή χωρίς HME, ενισχύει την κλινική βελτίωση μετεγχειρητικά, επιτυγχάνοντας παρόμοια βραχυπρόθεσμη και μακροπρόθεσμη λειτουργική αποκατάσταση, πλησιάζοντας το λειτουργικό επίπεδο ενός υγιούς ενήλικα (Pettersen et al., 2009).

Ένα έντονο πρόγραμμα ενδυνάμωσης (με βάρη) και εφαρμογή HME μπορεί να έχει την δυνατότητα να αντιστρέψει τα επίμονα ελλείμματα που σχετίζονται με τη δύναμη τετρακεφάλου μετά από O/A γόνατος ακόμα και 18 μήνες μετεγχειρητικά σε επίπεδο που το πάσχον γόνατο να είναι μόνο 4% χαμηλότερα σε επίπεδο δύναμης σε σχέση με το υγιές (Pettersson & Snyder-Mackler, 2006).

Αν και κάποια δύναμη ανακτάται, μπορεί να περάσουν πάνω από 2 χρόνια ώστε να καταφέρουμε να φτάσουμε στο προεγχειρητικό στάδιο. Αυτό θα γίνει με την εφαρμογή HME στον τετρακέφαλο μυ **σε συνδυασμό με προοδευτικές ασκήσεις αντίστασης** (Saleh et al., 2010).

Πειραματική έρευνα έδειξε πως **υψηλότερες εντάσεις** HME σχετίστηκαν με μεγαλύτερη δύναμη και ενεργοποίηση του τετρακεφάλου μετά από O/A γόνατος (Stevens-Lapsley et al., 2012).

Η χρήση υψηλής έντασης HME, έχει δείξει και στο παρελθόν ότι είναι αποτελεσματική στην γρήγορη αποκατάσταση της δύναμης του αδύναμου τετρακεφάλου μυός μετά το χειρουργείο (Stevens et al., 2004).

Η έγκαιρη εφαρμογή του HME προσφέρει ελαχιστοποίηση της απώλειας της ροπής του μυός, πιο αποτελεσματικά απ'ότι οι ασκήσεις αποκατάστασης μόνο (Stevens et al., 2004).

Τα αποτελέσματα δείχνουν πως η **ισομετρική σύσπαση** τετρακεφάλου μυός, με ή χωρίς HME, παρουσίασε μια αύξηση στην ισομετρική δύναμη τετρακεφάλου, με καλύτερα όμως αποτελέσματα όταν συνδυάστηκε με τον HME (Lewek et al., 2001).

Ακόμα μεγαλύτερη ισομετρική βελτίωση, καθορίζεται από την ικανότητα του ατόμου να ανεχθεί μεγαλύτερης διάρκειας και έντασης ερεθισμό (Selkowitz, 1985).

Πραγματοποιήθηκε αξιολόγηση του HME ως μέσο αποκατάστασης 48 ώρες μετεγχειρητικά στην υπάρχουσα μέθοδο και θεραπεία. Τα αποτελέσματα ήταν πιο έντονα και κλινικώς σημαντικά μέσα στον πρώτο μετεγχειρητικό μήνα, αλλά επέμειναν μέχρι και ένα χρόνο μετεγχειρητικά. Τα αποτελέσματα αυτά περιελάμβαναν αύξηση μυϊκής δύναμης τετρακεφάλου και οπίσθιων μηριαίων, αύξηση λειτουργικής επίδοσης και ενεργητικού εύρους τροχιάς στην έκταση γόνατος (Stevens-Lapsley et al., 2012).

Ένας 66χρονος ασθενής, στον οποίο εφαρμόστηκε HME στον τετρακέφαλο μετά από O/A γόνατος μαζί με **διατατικές ασκήσεις**, ήταν σε θέση να επιστρέψει σε ανεξάρτητες δραστηριότητες καθημερινότητας με κέρδη δύναμης ίσα με 93% μετά από 10 εβδομάδες (Lewek et al., 2001).

Όσον αφορά τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα ενός προγράμματος αποκατάστασης με ή χωρίς HME στο σπίτι για 12 εβδομάδες για μείωση πόνου σε ηλικιωμένους με O/A γόνατος, δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ

των ομάδων. Όσον αφορά τα βραχυπρόθεσμα αποτελέσματα, τα ευρήματα δείχνουν πως ο ΗΜΕ μείωσε τον πόνο του πάσχοντος γόνατος μετά από 15 λεπτά για λίγες ώρες μόνο μετά τη θεραπεία (Gaines et al., 2004).

Σε Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ)

Το Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ) αποτελεί πρώτη αιτία μακρόχρονης σοβαρής αναπηρίας, τρίτη σε σειρά αιτία θανάτων, και ευθύνεται για το 50% των νευρολογικών εισαγωγών στο νοσοκομείο, όπως προκύπτει από αμερικανικές έρευνες.

Οι κλινικές εκδηλώσεις χαρακτηρίζονται από ετερόπλευρη προσβολή εγκεφαλικών νευρών, διαταραχή ισορροπίας, διαταραχή επιπέδου συνειδήσεως συχνά σε συνδυασμό με αντίπλευρη ημιπάρεση- ημιπαισθησία.

Πρωτογενής πρόληψη στα άτομα αυτά, αποτελεί ο έλεγχος του σωματικού βάρους, η σωματική άσκηση και η αντιμετώπιση άλλων παραγόντων κινδύνου (π.χ. κάπνισμα, αλκοόλ, υπέρταση, κ.α.)

Η φυσικοθεραπεία στοχεύει στην γρήγορη κινητοποίηση, πρόληψη κατακλίσεων, πρόληψη εν τω βάθει φλεβοθρόμβωσης, αποκατάσταση της πνευμονικής λειτουργίας (αναπνευστική φυσικοθεραπεία), μυοσκελετικής αρτιότητας (ασκήσεις διατήρησης εύρους τροχιάς, σωστή θέση ασθενούς, ενεργητικές ασκήσεις), και φυσικά βελτίωση ποιότητας ζωής (Carr & Shepherd, 2004).

Η κλινική εφαρμογή του ΗΜΕ στην αποκατάσταση παρέχει θεραπευτικά και λειτουργικά πλεονεκτήματα (Chae et al., 2008).

Οι ασθενείς μετά από ισχαιμικό ΑΕΕ ποτέ δεν εμφανίζουν μια μονομερή αναπηρία σε κινητικές λειτουργίες (Lisinski et al., 2008).

Με σεβασμό στην κινητική επανεκπαίδευση, τα στοιχεία υποστηρίζουν τη χρήση ΗΜΕ στην αποκατάσταση μυϊκής δύναμης και συνέργειας στην ημιπληγία. Παρόλα αυτά, τα αποτελέσματα στην φυσική δυσλειτουργία είναι αβέβαια (Chae & Yu, 2000).

Έχει αποδειχτεί πως είναι πλεονεκτικός στην μείωση του υπεξαρθρήματος, αλλά διαφαίνεται ασυνεπής στη μείωση του πόνου (Kimberley & Carey, 2002).

Αυτό μπορεί να διαψευθεί από πολλές άλλες έρευνες που έχουν γίνει όσον αφορά τον πόνο (Yu et al., 2004).

Στόχος του ΗΜΕ είναι η ανάκτηση της λειτουργικότητας και η θεραπεία περιλαμβάνει κινητική επανεκπαίδευση άνω και κάτω άκρου, μείωση του **πόνου στον ωμό και των εξάρθημάτων**, και βελτίωση λειτουργικότητας του χεριού μετά από ΑΕΕ (Wang et al., 2004; Chae et al., 2008).

Το υπεξάρθημα ώμου είναι μια συχνότατη επιπλοκή και ένα σημαντικό πρόβλημα στην ημιπληγία μετά από ΑΕΕ (εξαιτίας βλάβης του ΚΝΣ), που έχει ως αποτέλεσμα τον αφόρητο πόνο, την μεγάλη απώλεια λειτουργικότητας του άκρου, σημαντικές επιπτώσεις στην ψυχολογική ισορροπία του ασθενή και

λοιπές δευτερεύουσες απώλειες (Faghri et al., 1994; Vuagnat & Chandraine, 2003).

Ως εκ τούτου, επηρεάζεται ολόκληρη η λειτουργία της άρθρωσης και η ποιότητα ζωής αργότερα, λόγω αλλαγών στον μυϊκό τόνο και έλλειψης ελέγχου των υποστηρικτικών δομών της άρθρωσης μετά το ΑΕΕ (Stolzenberg et al., 2012).

Τυπικά χρησιμοποιούμε διφασικό παλμικό ρεύμα με επιφανειακά ηλεκτρόδια (Faghri et al., 1994; McKenzie, 1999; Ada & Foongchomcheay, 2002).

Και ο υψηλής συχνότητας ΗΜΕ (60 λεπτά/ημέρα) και ο χαμηλής συχνότητας (30 λεπτά/ημέρα) δείχνουν παρόμοια αποτελέσματα όσον αφορά τη βελτίωση στις 4 εβδομάδες αλλά και στις 12 εβδομάδες μετά τη θεραπεία (Hsu et al., 2010).

Από την αξιολόγηση 6 εβδομάδων ΗΜΕ στο υπεξάρθρωμα και στην απαγωγή ώμου για **δελτοειδή** και **υπερακάνθιο** μυ, προέκυψε πως ο ΗΜΕ αυξάνει τη μέγιστη ροπή απαγωγής, αύξηση μέγιστης εκούσιας σύσπασης και μείωση υπεξάρθρωμάτων (Kobayashi et al., 1999).

Έχει γίνει επίδειξη πως ο ΗΜΕ των μυών που περιβάλλουν τον ώμο μπορεί να μειώσει σημαντικά τις εμφανίσεις της υπάρχουσας υπεξάρθρωσης και του πόνου, όταν εφαρμοστεί εντός 48 ωρών μετά το ΑΕΕ (Vuagnat & Chandraine, 2003). Παρόλα αυτά, το αποτέλεσμα δεν διατηρήθηκε μετά τη διακοπή της θεραπείας, κι έτσι η χρήση του δεν προσφέρει μακροπρόθεσμα αποτελέσματα (Linn et al., 1999; Chae & Yu, 2000; Ada & Foongchomcheay, 2002).

Σε μια μετέπειτα έρευνα, αποδείχθηκε πως το αποτέλεσμα διατηρείται για τουλάχιστον 6 μήνες (Yu et al., 2004).

Από την άλλη μεριά, οι Church et al. το 2006 εφάρμοσαν ένα πρόγραμμα 4 εβδομάδων ΗΜΕ στον ώμο μετά από οξύ ΑΕΕ, και παρατήρησαν πως ο ΗΜΕ δεν βελτιώνει τα λειτουργικά αποτελέσματα και μπορεί μάλιστα να επιδεινώνει τη λειτουργία του άνω άκρου σε ασθενείς με σοβαρής μορφής ΑΕΕ.

Η καθημερινή χρήση ΑΕΕ στο επηρεασμένο άνω άκρο μετά από οξύ ΑΕΕ δεν μπορεί να προταθεί (Church et al., 2006).

Αργότερα όμως πάλι είδαμε πως η λειτουργικότητα ήταν σε καλό επίπεδο, ακόμη και αρκετούς μήνες μετά την θεραπεία με ΗΜΕ. Σε ασθενείς εντός 6 εβδομάδων από το ΑΕΕ με καθόλου λειτουργικότητα άνω άκρου, εφαρμόστηκε πρόγραμμα αποκατάστασης μαζί με ΗΜΕ για 30 λεπτά 2 φορές/ημέρα/6 εβδομάδες, και πρόγραμμα χωρίς ΗΜΕ. Υπήρξαν σημαντικές βελτιώσεις σε μετρήσεις των εκτεινόντων καρπού και της λαβής κατά την περίοδο της θεραπείας. Η λειτουργικότητα του άνω άκρου δεν διέφερε καθόλου μεταξύ των ομάδων στο τέλος της θεραπείας, δηλαδή στις 6 αλλά και στις 36 εβδομάδες μετά τον τερματισμό της θεραπείας. Επίσης, το ποσοστό της ανάρρωσης δεν διέφερε σημαντικά. Σε ασθενείς με σοβαρής μορφής ΑΕΕ με καθόλου λειτουργικότητα του άνω άκρου ο ΗΜΕ των εκτεινόντων καρπού βελτίωσε τη

μυϊκή δύναμη για έκταση καρπού και ικανότητα λαβής (Rosewilliam et al., 2012).

Ο ΗΜΕ μπορεί να χρησιμοποιηθεί ώστε να διευκολύνει την κινητική εκπαίδευση στην **έκταση καρπού** (Kimberley & Carey, 2002).

Ο ερεθισμός καμπτήρων και εκτεινόντων καρπού και χεριού σε συνδυασμό με λειτουργικές κινήσεις, μπορεί να βελτιώσει την ανάρρωση και την κινητική ανάκτηση του άνω άκρου σε οξύ ΑΕΕ (Alon, et al., 2003; Gritsenko & Prochazka, 2004; Popovic et al., 2004). Παρόλα αυτά το δείγμα ήταν μικρό (28 ασθενείς) ώστε να ανιχνευθούν τα σημαντικά αποτελέσματα εφαρμογής και η αξιοπιστία (Chae et al., 1998).

Εφαρμόστηκε ΗΜΕ για αισθητικότητα 2 ώρες/ημέρα και για την κινητικότητα 15 λεπτά/ημέρα για 18 εβδομάδες σε 67 χρόνο με ημιπάρεση με σταθερά αισθητικά και κινητικά ελλείμματα 5 χρόνια μετά το ΑΕΕ. Η **κινητική λειτουργικότητα** αυξήθηκε από 50% σε 85% και η **αισθητικότητα** από 47% σε 74%. Ο ασθενής ανέφερε, πως τώρα ήταν ικανός να κουμπώσει κουμπιά, να χρησιμοποιήσει μαχαιροπίρουνα και να δέσει κόμπους (Sullivan & Hedman, 2004).

Ο ΗΜΕ μαζί με την κλασσική αποκατάσταση μπορεί να βελτιώνουν την ανάκτηση της λειτουργικότητας του άνω άκρου σε ασθενείς με ΑΕΕ στο οξύ στάδιο (Hsu et al., 2010).

Συγκρίνοντας 2 ομάδες 30 ασθενών η καθεμία, η μια με κλασσική αποκατάσταση και η άλλη με κλασσική αποκατάσταση και ΗΜΕ των εκτεινόντων καρπού, παρατηρήθηκε αλλαγή στην ισομετρική δύναμη εκτεινόντων σημαντικά μεγαλύτερη στη δεύτερη ομάδα, ακόμη και 32 εβδομάδες αργότερα στην λαβή και την σύλληψη. Ωστόσο δεν είναι σαφές ποσό καιρό θα διατηρηθούν οι βελτιώσεις στην ανικανότητα του άνω άκρου όταν ο ΗΜΕ διακοπεί (Powell et al., 1999).

Βρέθηκε από αναλύσεις πως ο ΗΜΕ προστιθέμενος στην συμβατική θεραπεία εμπόδιζε το υπεξάρθρημα ώμου αλλά ελάχιστα μόνο παραπάνω, απ' ότι η συμβατική θεραπεία μόνη της (Ada & Foongchomcheay, 2002).

Τα στοιχεία από τυχαιοποιημένες ελεγχόμενες δοκιμασίες μέχρι τώρα δεν επιβεβαιώνουν ούτε διαψεύδουν ότι ο ΗΜΕ στον ώμο βοηθά μετά από αναφορές πόνου ασθενών με ΑΕΕ, αλλά εμφανίζεται να έχει πλεονεκτήματα στην **παθητική στροφή βραχιονίου** (Cauraugh et al., 2000).

Σε πρόγραμμα αποκατάστασης συνδυασμένο με ΗΜΕ παρατηρήθηκαν σημαντικές βελτιώσεις οι οποίες παρέμειναν ακόμη και 1 μήνα μετά τον τερματισμό της θεραπείας. Στους 3 και τους 6 μήνες μετά τη θεραπεία οι βαθμολογίες της πλειοψηφίας στην ομάδα του ΗΜΕ ήταν σημαντικά υψηλότερες από την ομάδα που δεν δέχτηκε ΗΜΕ. Τρεις εβδομάδες ΗΜΕ στο προσβεβλημένο άνω άκρο, βελτιώνει την κινητική ανάκτηση σε ασθενείς με

ΑΕΕ. Τα αποτελέσματα παραμένουν για τουλάχιστον 6 μήνες μετά το τέλος της θεραπείας (Lin & Yan, 2011).

Μια στρατηγική αποκατάστασης άνω άκρου, συνδυασμένη με ΗΜΕ και θεραπεία μπροστά στον **καθρέπτη**, μπορεί να είναι πιο αποτελεσματική στην βελτίωση της λειτουργικότητας σε ασθενείς με ΑΕΕ απ'ότι η καθεμία τους ξεχωριστά (Yun et al., 2011).

Ο ΗΜΕ στους εκτεινόντες καρπού σε συνδυασμό με τις **διατάσεις**, έδειξε καλύτερα αποτελέσματα απ'ότι οι διατάσεις των εκτεινόντων μεμονωμένα. Τα αποτελέσματα αφορούσαν μείωση της σπαστικότητας, αύξηση εύρους τροχιάς έκτασης καρπού, κ.α. (Sahin et al., 2012).

Οι μελέτες δεν έδειξαν καμία αρνητική επίπτωση του ΗΜΕ στον ώμο (Cauraugh et al., 2000).

Για να συνοψίσουμε, η εφαρμογή ΗΜΕ για κινητική επανεκπαίδευση και ωμική δυσλειτουργία είναι ένα πολύτιμο εργαλείο γι'αυτούς τους ασθενείς, πάντα ως πρόσθετη θεραπεία στην συντηρητική φ/θ αποκατάσταση (Cauraugh et al., 2000).

Η **ιπποποδία** είναι η μόνιμη πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης (ΠΔΚ) (Κοτζαηλίας, 2011).

Τα λειτουργικά αποτελέσματα περιλαμβάνουν ΗΜΕ στους ραχιαίους καμπήρες με επανάκτηση ταχύτητας βάδισης σε ασθενείς ΑΕΕ με ιπποποδία (Chae et al., 2008).

Ο ΗΜΕ παρέχει τα χαρακτηριστικά της φυσιολογικής βάδισης προκαλώντας μυϊκές συσπάσεις και συντονισμένες κινήσεις που δεν είναι δυνατές με εκούσια προσπάθεια (Daly, 2006).

Στατιστική ανάλυση έδειξε βελτίωση ραχιαίας κάμψης στην πλειοψηφία των ασθενών υπό ανάλυση, κι ότι 20 μέρες θεραπείας με χρήση ΗΜΕ, ΤΕΝΣ και FES των ανταγωνιστών μυών καρπού και αστραγάλου, καθώς και νευρολογικά πατέντα κίνησης (PNF), βελτίωσαν τη δραστηριότητα στις κινητικές μυϊκές μονάδες στην πιο παραλυμένη πλευρά (κυρίως άνω άκρο) (Lisinski et al., 2008).

Αξιολογήθηκαν τα αποτελέσματα στην αποκατάσταση και βάδιση ασθενών με ΑΕΕ. Με δείγμα 25 ασθενών χωρίς εκούσια ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής σε δυο ομάδες η μια με ΗΜΕ και η άλλη μόνο με κλασική αποκατάσταση στον πρόσθιο κνημιαίο για 4 εβδομάδες. Τα στάδια Brunstrom βελτιώθηκαν σημαντικά και στις δυο ομάδες. Το 58% των ασθενών με ΗΜΕ και 61% στην άλλη ομάδα απέκτησαν τη ραχιαία κάμψη. Η βάδιση βελτιώθηκε και στις δυο ομάδες. **Ο ΗΜΕ και η συμβατική αποκατάσταση του ΑΕΕ, φάνηκε πως δεν είχε κάτι παραπάνω να προσφέρει απ'ότι η αποκατάσταση μόνη της** (Yavuzer et al., 2006).

Η εκπαίδευση βάδισης με ένα πολυκάναλο HME σύστημα (εμφυτευμένων ηλεκτροδίων) είναι πλεονεκτικό σε σχέση με εκπαίδευση βάδισης χωρίς HME (Daly, 2006).

Εφαρμόστηκε HME (καμπτήρων ποδοκνημικής) με συμβατική αποκατάσταση και συμβατική αποκατάσταση μόνο, σε 40 ασθενείς με χρόνια ΑΕΕ για 4 εβδομάδες. Είχαμε σημαντική αύξηση στην ραχιαία κάμψη και μείωση στο επίπεδο σπαστικότητας στην ομάδα που εφαρμόστηκε HME. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι HME και συμβατική οδηγεί σε κλινική βελτίωση ασθενών στην ραχιαία κάμψη (Mesci et al., 2009).

Εφαρμόστηκε HME στους παρετικούς ραχιαίους καμπήρες με ένταση όμοια με την ενεργητική συστολή σε 3 άτομα με χρόνια πάρεση ποδοκνημικής μετά από ΑΕΕ, για 6 εβδομάδες. Ο HME μπορεί να έχει θετικά αποτελέσματα στην αποκατάσταση της κίνησης ποδοκνημικής σε κάποιους ασθενείς με ΑΕΕ. Στα 2 άτομα είχαμε αύξηση 13⁰-17⁰ στην μέγιστη εκούσια ραχιαία κάμψη. Τα λάθη στην κίνηση μειώθηκαν κατά 57% ακόμη και μετά την εφαρμογή. Ο 3ος ασθενής δεν είχε αισθητή βελτίωση (Knutson & Chae, 2010).

Στην εγκεφαλική παράλυση (ΕΠ)

Η εγκεφαλική παράλυση (ΕΠ) είναι ένα συνονθύλευμα καταστάσεων που χαρακτηρίζονται από κινητική δυσλειτουργία από μη προοδευτική εγκεφαλική βλάβη στα πρώτα στάδια της ζωής του παιδιού (Levitt, 1995).

Οδηγεί σε μια ποικιλία νευρολογικών διαταραχών (Dandy & Edwards, 2009), και ανάλογα με τα μέλη του σώματος που επηρεάζονται, η παράλυση μπορεί να χαρακτηριστεί ως παραπληγία, τετραπληγία, ημιπληγία, τριπληγία, διπληγία, μονοπληγία (Levitt, 1995).

Η πιο κοινή μορφή ΕΠ είναι η σπαστική τετραπληγία (Dandy & Edwards, 2009).

Όσον αφορά τις κινητικές λειτουργίες, ο φυσικοθεραπευτής στοχεύει στους νευρολογικούς μηχανισμούς του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ) οι οποίοι ενεργοποιούνται και ελέγχουν τους μύες που είναι υπεύθυνοι για την ισορροπία την στάση και κίνηση, και οι οποίοι διαφαίνονται αποδιοργανωμένοι, δύσκαμπτοι και αδύναμοι (Levitt, 1995).

Η κλινική εικόνα αφορά υπέρτονια, υποτονία, ακούσιες κινήσεις, εμβιομηχανικές δυσκολίες, επιμονή των παιδικών αντανακλαστικών αντιδράσεων και ανώμαλα πρότυπα δεξιοτήτων (Levitt, 1995).

Στόχοι της φυσικοθεραπείας είναι η ανάπτυξη ανεξαρτησίας στις καθημερινές δραστηριότητες, διόρθωση στάσης-βάδισης και προτύπων (Levitt, 1995).

Πολλές θεραπευτικές τεχνικές έχουν χρησιμοποιηθεί στην διαχείριση της εγκεφαλικής παράλυσης (Patel 2005; Wright et al., 2012).

Μέθοδοι προσέγγισης είναι: **μάλαξη** στους υποτονικούς μύες, **παθητικές κινήσεις** σε όλο το εύρος τροχιάς της άρθρωσης, **ενεργητική - υποβοηθούμενη**

- **ενεργητική με αντίσταση** ανάλογα το παιδί, **συνεργητική** κίνηση πολλών μυών, **τεχνικές χαλάρωσης** και ανάπαυση, **εκπαίδευση** ισορροπίας και δεξιοτήτων καθημερινής ζωής (Levitt, 1995).

Χρήση ορθοστατών και ορθοπεδικών συσκευών για διόρθωση παραμορφώσεων, επίτευξη της όρθιας στάσης και έλεγχο αθέτωσης (Levitt, 1995).

Αν και υπάρχει έλλειψη τυχαιοποιημένων δοκιμασιών και μια κυριαρχία μικρών κυρίως μελετών, αυτή η περίληψη καταλήγει ότι τα διαθέσιμα στοιχεία είναι υπέρ της άσκησης με HME (στα άνω άκρα) προσφέροντας πλεονεκτήματα όπως, αύξηση μυϊκής δύναμης, εύρους τροχιάς και λειτουργικότητας (Wright et al., 2012).

Ο HME χρησιμοποιείται για βελτίωση του προτύπου βάρδισης (Carmick, 1993; Pierce et al., 2004). Εφαρμόζουμε σε **καμπτήρες** για μείωση του μυϊκού τόνου. Παρ'όλα αυτά δεν είναι σαφές αν ο HME στους ραχιαίους καμπτήρες μείωσε την σπαστικότητα των πελματιαίων καμπτήρων, ή αύξησε την δύναμη των ιδίων. Μπορούμε να πούμε όμως, πως η σπαστικότητα δεν αυξάνεται περισσότερο, ενώ η ιπποποδία μειώνεται σημαντικά (Carmick et al., 1995).

Σε παιδιά που έλαβαν χρόνια εγκεφαλική διέγερση για μείωση σπαστικότητας και κινητικών διαταραχών, ο HME ήταν αποτελεσματικός στη μείωση υπερτονίας βραχυπρόθεσμα αλλά η μείωση υποχώρησε σημαντικά 3-5 χρόνια μετεγχειρητικά (Harris et al., 2003).

Μετά την εφαρμογή HME μέσου γλουτιαίου μυός, παρατηρήθηκε σημαντική βελτίωση στον μυϊκό τόνο των προσαγωγών μυών του ισχίου και βελτίωση της βάρδισης σε παιδιά με σπαστική διπληγία (Van der Linden et al., 2003; Al-Abdulwahab & Khatrawi, 2009).

Η παραδοσιακή φ/θ και η συμπληρωματική θεραπεία είναι ευρέως χρησιμοποιούμενες μέθοδοι και έχουν μάλιστα αποδειχτεί αρκετά αποτελεσματικές (Patel 2005 ; Wright et al., 2012).

Τα αποτελέσματα της μελέτης αποτέλεσαν μια πρώιμη απόδειξη πως ο HME ως πρόσθετο μέσο στη φ/θ αποκατάσταση για βελτίωση λειτουργικότητας σε ημιπληγικά παιδιά λόγω εγκεφαλικής παράλυσης, είναι πολύτιμος (Carmick et al., 1993). Αποδεικνύεται χρήσιμο εργαλείο στην αύξηση της μυϊκής δύναμης και βοηθά στην κινητική εκπαίδευση, μυϊκή συνεργασία και ισορροπία (Pape et al., 1993).

Σε 2 ομάδες παιδιών με σπαστική διπληγία το 2007 οι Stackhouse et al. εφάρμοσαν στην μια HME σε τετρακέφαλο και γαστροκνήμιο και στην άλλη εκούσια ισομετρική συστολή. Η ομάδα HME είχε περισσότερες αυξήσεις στη φυσιολογική παραγωγή έργου και ταχύτητας βάρδισης. Παρατηρήθηκαν αλλαγές στην εκούσια μυϊκή ενεργοποίηση κατά 67% στην ομάδα HME και μόνο 37% στην ομάδα της εκούσιας ισομετρικής συστολής.

Παρατηρήθηκε άμεση αλλαγή στην ικανότητα **συμμετρικής βόδισης** και τρεξίματος, βελτίωση κινητικής απόδοσης σε μικρό χρονικό διάστημα και άμεση βελτίωση στο μπουσούλημα χρησιμοποιώντας και τα 2 χέρια μαζί. Αύξηση αισθητικότητας και χρήση του δυσλειτουργικού άνω άκρου (Carmick et al., 1993).

Κλινικές εφαρμογές στη σπαστικότητα άνω άκρου μαζί με **νάρθηκα** άνω άκρου απέδειξαν πως παρέχονται προβλέψιμα και βραχυπρόθεσμα αποτελέσματα του ΗΜΕ με σημαντική βελτίωση στην ποιότητα ζωής (Scheker & Ozer, 2003).

Η εφαρμογή ΗΜΕ σε συνδυασμό με καρπονάρθηκα σε παιδί με μειωμένη λειτουργικότητα χεριού, μετά από 24 συνεδρίες έθεσε το παιδί στη διαδικασία να χρησιμοποιεί τα χέρια του σε καθημερινές λειτουργικές δραστηριότητες. Δεν υπήρξε καμία αύξηση σπαστικότητας παρά την ενδυνάμωση των σπαστικών καμπτήρων των δακτύλων (Carmick et al., 1997).

Το 2006 ο Kamper et al. κατέληξαν πως ο δυναμικός νάρθηκας μαζί με ΗΜΕ σε παιδιά 5-15 ετών με σπαστική ημιπληγία στους καμπτήρες και εκτείνοντες καρπού είναι πιο αποτελεσματικός τρόπος θεραπείας απ'ότι ο καθέννας χωριστά για τη βελτίωση λειτουργικότητας και στάσης (Wright et al., 2012), αλλά απαιτεί συνεχή εφαρμογή.

Το 1999 οι Scheker et al. πραγματοποίησαν 2 συνεδρίες των 30 λεπτών στους εκτείνοντες άνω άκρου σε συνδυασμό με **δυναμική ορθωτική έλξη** κατά τη διάρκεια της μέρας για 3-43 μήνες. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως ΗΜΕ και δυναμική ορθωτική έλξη μειώνουν τη σπαστικότητα άνω άκρου σε νεαρούς ασθενείς με εγκεφαλική παράλυση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ -FES

6.1 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ -FES

Ο Λειτουργικός Ηλεκτρικός Ερεθισμός (Functional Electrical Stimulation-FES) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την πρόκληση μυϊκών συσπάσεων που εξυπηρετούν μεγάλης σημασίας λειτουργικές κινήσεις (Sinclair et al., 2004).

Χρησιμοποιείται πρωτίστως για την λειτουργική αποκατάσταση ανθρώπων με δυσλειτουργία και ανικανότητα (Claudia et al., 2000).

Ο FES είναι η χρήση μικρών ηλεκτρικών ερεθισμάτων για τη διέγερση μυών που δεν λειτουργούν λόγω αδυναμίας-παράλυσης εξαιτίας κακώσεων νωτιαίου μυελού (NM), εγκεφαλικής βλάβης και άλλων νευρολογικών διαταραχών (Stein et al., 2002).

Σκοπός της μεθόδου είναι να αναπαράγει τις κινήσεις που έχουν ελαττωθεί ή και χαθεί εντελώς, ώστε να βελτιώσει την αυτονομία και την ποιότητα ζωής του ατόμου (Cauraugh et al., 2011).

Αυτή είναι η βασική διαφορά από τον απλό ηλεκτρικό ερεθισμό (ηλεκτρογυμναστική), που εφαρμόζεται με τον ασθενή σε χαλαρή θέση στο φυσικοθεραπευτήριο ή το ιατρείο, για εξάσκηση κάποιων μυών ή νεύρων.

Στον FES λοιπόν, η κίνηση που προκαλείται είναι μέρος κάποιας λειτουργίας, όπως π.χ. η βάδιση, το σήκωμα από την καρέκλα, το άπλωμα του χεριού, κ.λπ., και εφαρμόζεται ακριβώς κατά τη διάρκεια της λειτουργίας, από τον ίδιο τον ασθενή στο σπίτι του, στον χώρο εργασίας του, ή και σε εξωτερικούς χώρους (Alon et al., 2003; Gritsenko & Prochazka, 2004).

Ο FES αρχικά αναφερόταν ως «λειτουργική ηλεκτροθεραπεία» από τον Libertson το 1961 και έτσι ονομαζόταν μέχρι το 1967, οπότε ο όρος άλλαξε σε FES από τους Moe and Post.

Ο Libertson και η ερευνητική του ομάδα δημιούργησαν την πρώτη ηλεκτρική συσκευή διέγερσης, που χρησιμοποιούσε ηλεκτρικό ερεθισμό του περονιαίου νεύρου για τη διόρθωση της πτώσης του πέλματος (ιπποποδίας) κατά τη διάρκεια της βάδισης μετά από ΑΕΕ (Van der Aa et al., 2001).

Σε αυτήν τη περίπτωση, ένας διακόπτης που βρισκόταν στην πτερνική άκρη του παπουτσιού του χρήστη, ενεργοποιούσε τον ερεθιστή.

Η θεωρία του ήταν, ότι διεγείροντας ηλεκτρικά τους παραλυμένους μύες, θα ήταν δυνατό να παραχθεί μία λειτουργική κίνηση, αναπαριστώντας έτσι τη λειτουργία ενός νάρθηκα ή κηδεμόνα (βοήθημα βάσης που προσαρμόζεται μέσα ή επάνω στο υπόδημα), χωρίς όμως τα μειονεκτήματά τους.

Ο Libertson δοκίμασε τη συσκευή που δημιούργησε, σε ασθενείς με ημιπληγία και ανέφερε ότι, όχι μόνο βελτιώθηκε σημαντικά η βάδισή τους με χρήση της συσκευής, αλλά και ότι σε αρκετές περιπτώσεις οι ασθενείς

ανακτούσαν την ικανότητα να ανασηκώνουν μόνοι τους το πέλμα τους για σύντομες περιόδους μετά τη χρήση της.

Κατά τις επόμενες δεκαετίες η μέθοδος FES επεκτάθηκε και σε εφαρμογές για την αποκατάσταση της λειτουργικότητας του χεριού, για μυοηλεκτρικό έλεγχο σε νάρθηκες και τεχνητά μέλη, για έλεγχο της σπαστικότητας στο επίπεδο του NM, κινητικά προβλήματα από κακώσεις περιφερικών νεύρων (Munsat et al., 1976; Aghew et al., 1999), κ.ά.

Αρκετές από τις εφαρμογές αυτές παρέμειναν για πολλά χρόνια σε ερευνητικά πλαίσια με περιορισμένη εφαρμογή σε ασθενείς, λόγω πρακτικών προβλημάτων που σχετίζονταν με τις παλιότερες τεχνολογίες, αλλά και σε έλλειψη εμπειρίας.

Γύρω στα μέσα της δεκαετίας του '80 το προσωπικό του τμήματος Βιοϊατρικής του νοσοκομείου Salisbury στη Μ.Βρετανία (που ανήκει στο Βρετανικό Εθνικό Σύστημα Υγείας, το NHS) ξεκίνησαν την έρευνα στη μέθοδο FES, με σκοπό να βοηθήσουν κάποιους μεμονωμένους ασθενείς με κινητικά προβλήματα στα κάτω άκρα (Robertson & Ward, 2002).

Τα πρώτα αποτελέσματα ήταν τόσο ενθαρρυντικά, ώστε αποφάσισαν να συνεχίσουν την έρευνα και εξέλιξη της μεθόδου.

Στόχος τους ήταν να κατασκευάσουν κάποια αξιόπιστη συσκευή που να μπορεί πλέον να χρησιμοποιείται καθημερινά από ασθενείς με διάφορα προβλήματα, με σταθερά καλά αποτελέσματα.

Σταδιακά, μετά από 10 περίπου χρόνια, κατασκεύασαν την πρώτη συσκευή FES για ασθενείς με βλάβες του ΚΝΣ.

Το 1997 η συσκευή έλαβε έγκριση χρήσης από το Βρετανικό Εθνικό Σύστημα Υγείας ("NHS"), ενώ αργότερα ακολούθησαν και άλλες εγκρίσεις, όπως από τον Βρετανικό Ιατρικό Σύλλογο ("Royal College of Physicians") το 2000, και από τον Αμερικανικό Οργανισμό Τροφίμων- Φαρμάκων ("Food and Drugs Agency") το 2005

Από το 1997 και μετά, η μέθοδος FES έχει χρησιμοποιηθεί από πολλές χιλιάδες ασθενείς σε δεκάδες νοσοκομεία και ιδιωτικές κλινικές σε όλη τη Μ.Βρετανία, ενώ στο νοσοκομείο Salisbury έχει πλέον δημιουργηθεί το «National FES Centre», ένα πρότυπο κέντρο εφαρμογής της μεθόδου σε παγκόσμια κλίμακα (www.wikipedia.com).

Οι συσκευές που κατασκευάζονται εκεί εξάγονται πλέον σε όλο τον κόσμο, με την εμπορική ονομασία «Odstock Medical Limited (OML)». Εκτός από τη Μ.Βρετανία, η εφαρμογή της μεθόδου FES με τις συγκεκριμένες συσκευές είναι διαδεδομένη και σε πολλές άλλες χώρες της Ευρώπης, όπως την Ιρλανδία, την Ιταλία, τη Δανία, την Αυστρία, το Βέλγιο, την Ολλανδία, το Λουξεμβούργο και τη Ρουμανία.

Χρησιμοποιείται επίσης στις ΗΠΑ, την Τουρκία, την Κίνα, τη Ν. Αφρική και το Κατάρ, ενώ συνεχώς εξαπλώνεται η χρήση της σε περισσότερες χώρες (Robertson et al., 2011).

6.2 ΠΟΙΟΥΣ ΩΦΕΛΕΙ Η ΜΕΘΟΔΟΣ FES

Η μέθοδος FES μπορεί να βοηθήσει άτομα με κινητικές δυσκολίες (αδυναμία/πάρεση, παράλυση, σπαστικότητα) λόγω βλάβης στον «ανώτερο κινητικό νευρώνα», δηλαδή τον εγκέφαλο ή το νωτιαίο μυελό (Coghlan et al., 2011).

Τέτοιες βλάβες είναι το ΑΕΕ, η σκλήρυνση κατά πλάκας (ΣΚΠ), η ημιπληγία (από ΑΕΕ, ΣΚΠ, κ.λπ.), η νόσος του Πάρκινσον (ΝΠ), οι κρανιοεγκεφαλικές κακώσεις (ΚΕΚ), οι ατελείς βλάβες του νωτιαίου μυελού (κακώσεις Ν.Μ.) (spinal cord injuries-SCI) στο επίπεδο Θ12 και άνω, κ.ά. (Faghri et al., 1994; Taylor et al., 2001; Stein et al., 2002).

Η μέθοδος FES εφαρμόζεται με επιτυχία σε ηλικίες από 6-7 ετών έως και τη γεροντική ηλικία.

Για να είναι αποτελεσματική η μέθοδος, είναι απαραίτητο να μην παρουσιάζουν κάκωση οι ίνες μέσα στα νεύρα που ενώνουν τον Ν.Μ. με τους μύες. Αυτό συμβαίνει προκειμένου να μπορούν να φτάσουν οι ηλεκτρικοί παλμοί μέσω των νεύρων στους μύες (Gondin et al., 2011).

Για το λόγο αυτό η μέθοδος συνήθως δεν έχει ικανοποιητικά αποτελέσματα σε βλάβες των περιφερικών νεύρων (π.χ. μετά από εγχειρήσεις στα κάτω άκρα) (Aghew et al., 1999), ή όταν η κινητική δυσκολία προέρχεται από πρόβλημα στη μέση (οσφυϊκή μοίρα σπονδυλικής στήλης-ΟΜΣΣ).

Επίσης σπάνια έχει καλά αποτελέσματα σε περιπτώσεις πολιομυελίτιδας, Guillain Barre, πολυνευροπάθειες, κ.ά.

6.3 ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ FES

Η μέθοδος FES είναι κατάλληλη για ασθενείς με βλάβες όπως αυτές που αναφέρθηκαν παραπάνω, με την προϋπόθεση να μην υπάρχει κάποια από τις πιο κάτω αντενδείξεις:

- ✓ Δεν εφαρμόζεται κατά την **εγκυμοσύνη**, επειδή δεν υπάρχουν μελέτες που να αποδεικνύουν ότι η χρήση της μεθόδου είναι ασφαλής.
- ✓ Εάν υπάρχει **επιληψία**, πρέπει να ελέγχεται με κατάλληλη φαρμακευτική αγωγή.
- ✓ Εάν υπάρχει καρδιακός **βηματοδότης**, η χρήση της μεθόδου επιτρέπεται μόνο μετά από έλεγχο καρδιολόγου ή εξουσιοδοτημένου τεχνικού (για να βεβαιωθεί ότι δεν υπάρχει παρεμβολή) (Crevenna et al., 2003).
- ✓ Δεν πρέπει να υπάρχουν σοβαρές **δερματοπάθειες** στην περιοχή τοποθέτησης των ηλεκτροδίων.
- ✓ Δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε κάποια άρθρωση που παρουσιάζει **αγκύλωση**.

6.4 ΣΥΝΗΘΕΙΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Εφαρμογή σε ΑΕΕ

Για σχεδόν μισό αιώνα ο FES χρησιμοποιείται στην επανεκπαίδευση βάρδισης για ανθρώπους με παράλυση και μυϊκή αδυναμία λόγω ΑΕΕ ή κακώσεων ΝΜ. Οι πρώτες εφαρμογές σκόπευαν στην μόνιμη αντικατάσταση της χαμένης νευρομυϊκής λειτουργίας (Coutheaux, 1974).

Αργότερα ο FES βρέθηκε πως έχει θεραπευτικά πλεονεκτήματα που περιλαμβάνουν αύξηση μυϊκής δύναμης, καρδιοαναπνευστικής λειτουργίας, βελτίωση βάρδισης ακόμα και καιρό μετά την εφαρμογή του (Thrasher & Popovic, 2008).

Σε ασθενείς με υπερτονία στην πάσχουσα πλευρά, η ομάδα που υποβλήθηκε σε θεραπεία με FES σε συνδυασμό με **στατική ποδηλασία**, αποδείχτηκε καλύτερη αποκατάσταση για μείωση της υπερτονίας απ'ότι η άλλη ομάδα μόνο με ποδηλασία για 20 λεπτά (Yeh et al., 2010).



Εικόνα 6-0-1 Εφαρμογή FES σε συνδυασμό με στατική ποδηλασία

Στο οξύ στάδιο της ανάρρωσης από το ΑΕΕ, η χρήση του FES έχει δείξει πως αυξάνει την ισομετρική δύναμη των εκτεινόντων καρπού. Προκειμένου να **αυξήσουμε τη δύναμη** των εκτεινόντων καρπού, πρέπει να υπάρχει ένας βαθμός κινητικής λειτουργίας στον μη προσβεβλημένο καρπό μετά το ΑΕΕ, και να υπάρχει σημαντική ημιπληγία. Μετά από 8 εβδομάδες ΗΜΕ, γίνεται φανερή μια αύξηση στην δύναμη λαβής, και έτσι μειώνεται το επίπεδο ανικανότητας του άνω άκρου (Chantraine et al., 1999).

Οι ασθενείς με ημιπληγία μετά από ΑΕΕ συχνά βιώνουν **ωμικό πόνο** και **υπεξάρθρωση**. Και τα δυο αφορούν την μετέπειτα διαδικασία αποκατάστασης (Chantraine et al., 1999).

Ο FES έχει αποδειχτεί πως είναι αποτελεσματικός στην διαχείριση του πόνου και την μείωση της εμφάνισης υπεξάρθρωμάτων, καθώς επίσης επιταχύνει τον βαθμό και το ρυθμό της κινητικής ανάρρωσης και λειτουργικότητας (Lisinski et

al., 2008; Yun et al., 2011). Τα αποτελέσματα του διατηρούνται σε βάθος χρόνου, καθώς αποδείχτηκε πως τα πλεονεκτήματα διατηρούνται για τουλάχιστον 24 μήνες μετά την θεραπεία (Chantraine et al., 1999).

Τα αποτελέσματα αυτά, περιλαμβάνουν την ανάκτηση της μυϊκής λειτουργίας στην περιοχή του ώμου (Faghri et al., 1994), της ενεργητικής έκτασης καρπού και δακτύλων (Pandyan & Granat, 1997).

Ο FES μπορεί να παίζει σημαντικό ρόλο στις διαδικασίες νευροπλαστικότητας στην υποξία φάση της δυσλειτουργίας του ανώτερου κινητικού νευρώνα (Dimitrijevic, 2008).

Παρ' όλα αυτά, η νευροπρόσθεση που συνδυάζει την εκούσια προσπάθεια του ασθενή και την μέθοδο FES, πρέπει να λάβει υπ' όψιν τις συνέργειες, που είναι συνήθεις στις σύνθετες αρθρώσεις (Agarwal et al., 2003; Yun et al., 2011).

Δεν υπάρχουν όμως στοιχεία για γενικότερη βελτίωση της λειτουργικότητας, ούτε μελέτες που να εκτιμούν τη **συνδυασμένη** επίδραση του HME και ασκήσεων αποκατάστασης του άνω άκρου (Carr & Shepherd, 2004).

Εφαρμογή στη Σκλήρυνση Κατά Πλάκας (ΣΚΠ)

Η Σκλήρυνση Κατά Πλάκας (ΣΚΠ) είναι μια αυτοάνοση φλεγμονώδης απομυελινωτική νόσος του ΚΝΣ, που προκαλεί γενικευμένη εκφύλιση του (Carr & Shepherd, 2004). Εμφανίζεται σε άτομα κάθε ηλικίας (ιδιαίτερα σε νέους ανθρώπους 20-40 ετών), και ειδικά σε γυναίκες (Σταθόπουλος, 2011).

Στην ΣΚΠ υπάρχει ανοσολογικού τύπου επίθεση του οργανισμού στο περίβλημα μυελίνης των νευρών με αποτέλεσμα να προκαλούνται νευρολογικά συμπτώματα όπως είναι η παραισθησία των άκρων, η αδυναμία στα χέρια, το μούδιασμα, αδυναμία στην βάδιση και κόπωση σε άλλους παροδικά και σε άλλους εγκατεστημένα (Σταθόπουλος, 2011).

Η κόπωση είναι σύμπτωμα στο 80% των ασθενών με ΣΚΠ και μπορεί να οφείλεται στην έλλειψη ύπνου από νυχτερινούς μυϊκούς σπασμούς που προκαλούν αφύπνιση, αίσθημα κόπωσης από κατάθλιψη, δυσκολία στην επιτέλεση καθημερινών ασχολιών λόγω μυϊκής αδυναμίας, και αίσθηση καταβολής δυνάμεων, που χαρακτηρίζεται και ως «κόπωση της πολλαπλής σκλήρυνσης» (Carr & Shepherd, 2004).

Η αντιμετώπισή της περιλαμβάνει ύφεση των ενοχλητικών συμπτωμάτων όπως είναι η σπαστικότητα (κυρίως στα κάτω άκρα), η κόπωση, ο πόνος (Carr & Shepherd, 2004; Σταθόπουλος, 2011).

Τρόποι τέτοιας αντιμετώπισης αποτελούν η φυσικοθεραπεία (κινησιοθεραπεία, ηλεκτροθεραπεία, εργοθεραπεία) και η υιοθέτηση ενός

υγιεινού τρόπου ζωής με διαίτα και σωματική άσκηση (π.χ. κολύμβηση) (Carr & Shepherd, 2004).

Οι συνολικοί **στόχοι της φ/θ**, είναι:

- βελτιστοποίηση επιδόσεων και δεξιοτήτων στις καθημερινές δραστηριότητες
- μεγιστοποίηση λειτουργικών ικανοτήτων
- πρόληψη ανικανοτήτων και αναπηριών
- αντιμετώπιση της κόπωσης
- βελτίωση της ποιότητας ζωής του ασθενή
- παροχή των κατάλληλων βοηθημάτων για καθημερινή διαβίωση (Carr & Shepherd, 2004).

Ο FES ο οποίος μπορεί να προκαλέσει το περιφερικό νευρομυϊκό σύστημα χωρίς να υπερφορτώνει το ΚΝΣ, είναι μια σχετικά ασφαλής θεραπευτική στρατηγική (Munsat et al., 1976).

Η **ιποποδία** είναι ένα συχνό πρόβλημα που ακολουθεί την ΣΚΠ. Ο FES μπορεί να καταφέρει μια ενεργητική μυϊκή σύσπαση παρέχοντας ραχιαία κάμψη και αναστροφή (Esnouf et al., 2010).

Οι μεγάλες αυξήσεις σε μέγιστη εκούσια σύσπαση αποδεικνύει πως η συχνή χρήση του FES στην ιποποδία, ενδυναμώνει την ενεργοποίηση των περιοχών κινητικών πυρήνων που μάλλον εξηγεί το θεραπευτικό αποτέλεσμα στην ταχύτητα βάδισης (Everaert et al., 2009).

Η εφαρμογή FES στο **κοινό περνιαίο νεύρο** ασθενών με προοδευτικές και μη διαταραχές, για βελτίωση βάδισης και μείωση της ιποποδίας, είχε ένα ορθωτικό πλεονέκτημα. Ο κυκλικός FES ήταν δικαίως άριστα ανεκτός από τους ασθενείς αυτούς και παρατηρήθηκαν ενθαρρυντικές βελτιώσεις στην βάδιση και την ποιότητα ζωής (Ratchford et al., 2010; Stein et al., 2010).

Το ορθωτικό πλεονέκτημα, αφορούσε θεραπευτικά αποτελέσματα για 11 μήνες στους ασθενείς με μη προοδευτικές διαταραχές, αλλά μόνο 3 μήνες σε προοδευτικές διαταραχές (Stein et al., 2010).

Προτείνεται ότι οι βαρέως πάσχοντες ΣΚΠ ευνοούνται περισσότερο από τους λιγότερο βαριά πάσχοντες με αυτήν την θεραπεία, καθώς παρατηρείται αύξηση δύναμης και σημαντικές βραχυπρόθεσμες μειώσεις της σπαστικότητας.

Η ισομετρική δύναμη όμως, δεν αυξήθηκε σημαντικά κατά τη διάρκεια των 2 εβδομάδων της εφαρμογής και δεν υπήρξε βελτίωση στην ικανότητα βάδισης (Szecsi et al., 2009).

Η μακροπρόθεσμη χρήση του FES στο κοινό περνιαίο νεύρο βελτιώνει τη βάδιση ακόμη κι όταν η συσκευή δεν λειτουργεί. Αυτό το θεραπευτικό αποτέλεσμα μπορεί να προκύπτει λόγω νευροπλαστικών αλλαγών (Everaert et al., 2009).

Για να αξιολογήσουμε την κόπωση σε ασθενείς με ΣΚΠ, πραγματοποιήθηκε μια έρευνα της μεθόδου FES 8 εβδομάδων. Οι 7 στους 9 ασθενείς ολοκλήρωσαν τη θεραπεία FES στον τετρακέφαλο τους μυ. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η

γενική κόπωση βελτιώθηκε μετά τον ερεθισμό. Η κεντρική κόπωση ήταν ένας πρώιμος περιορισμός σε ασθενείς με ΣΚΠ κατά την εκούσια σύσπαση, αλλά ο ερεθισμός 8 εβδομάδων οδήγησε σε σημαντική μείωση της κόπωσης, και κυρίως της κεντρικής κόπωσης (Chang et al., 2011).

Σε μια έρευνα που έλαβε χώρα στον Καναδά, παρατηρήθηκαν βελτιώσεις στην εκτέλεση και ικανοποιητικά σκορ τα οποία ήταν υψηλότερα στην ομάδα του Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS), απ'ότι στην άλλη ομάδα που εφαρμόσαν ασκήσεις φυσικοθεραπείας για 18 εβδομάδες (Esnouf et al., 2010).

Η άσκηση μπορεί να παρέχει ένα μεγαλύτερο αποτέλεσμα εκπαίδευσης στην ταχύτητα και διάρκεια της βάρδισης απ'ότι ο FES σε ασθενείς με δευτερεύουσα προοδευτική ΣΚΠ και μονομερή ιπποποδία (Barrett et al., 2009).

Η χρήση του επίσης θεωρήθηκε αποτελεσματική στην μείωση της αστάθειας και στην αύξηση της διανυθείσας απόστασης. Ο μέσος όρος των πτώσεων ήταν 18 στην ομάδα φ/θ προγράμματος και μόλις 5 στην ομάδα του ερεθισμού (Esnouf et al., 2010).

Η μελέτη δείχνει πως οι ασθενείς με ΣΚΠ που χρησιμοποίησαν FES βελτίωσαν την εκτέλεση και αύξησαν τα ικανοποιητικά σκορ των αναγνωρισμένων προβλημάτων τους όσον αφορά τις καθημερινές τους δραστηριότητες απ'ότι μόνο η φυσιοθεραπευτική άσκηση (Esnouf et al., 2010).

Οι ασθενείς με ΣΚΠ μπορούν να βελτιώσουν την δύναμη και την ομαλότητα όταν κάνουν **πεντάλ** με ταυτόχρονη εφαρμογή HME (Szecsi et al., 2009).

Ο FES μπορεί να παρέχει ένα ορθωτικό πλεονέκτημα όταν τα αποτελέσματα μετρούνται χρησιμοποιώντας τις ίδιες παραμέτρους (Esnouf et al., 2010). Απαιτείται όμως περισσότερη έρευνα όσον αφορά τα αποτελέσματα της συνδυασμένης θεραπείας FES και φ/θ ασκήσεων (Barrett et al., 2009).

Εφαρμογή στη νόσο του Parkinson (ΝΠ)

Η νόσος Parkinson (ΝΠ) αποτελεί τη δεύτερη νευροεκφυλιστική νόσο μετά τη νόσο Alzheimer, που προσβάλλει ηλικιωμένους μεταξύ 55-65 ετών (Σταθόπουλος, 2011).

Η αιτιολογία αφορά γενετικούς και περιβαλλοντικούς παράγοντες (Σταθόπουλος, 2011).

Τα συνήθη συμπτώματα είναι:

- τρόμος ηρεμίας
- έλλειψη αυθόρμητης κινητικότητας
- βραδύτητα εκούσιων κινήσεων
- δυσκαμψία
- διαταραχές στάσης και βάρδισης
- κυρτή στάση κορμού και χαρακτηριστικά μικρά βήματα

- διαταραχές σε όσφρηση, ύπνο, αναπνευστική λειτουργία, Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα (ΑΝΣ)
- κατάθλιψη και έκπτωση νοητικών λειτουργιών (Carr & Shepherd, 2004; Σταθόπουλος, 2011)

Η φυσικοθεραπεία παίζει σημαντικό ρόλο στην αντιμετώπιση της νόσου, με στόχο την αύξηση εύρους τροχιάς της κίνησης, ελάττωση της ακαμψίας, βελτίωση του συντονισμού και διατήρηση της λειτουργικότητας.

Προτεινόμενες μεθοδολογίες ήταν η μάλαξη, οι τεχνικές χαλάρωσης, οι διατάσεις μαλακών μορίων, πρόγραμμα ασκήσεων.

Αργότερα εμφανίστηκαν εναλλακτικές προσεγγίσεις όπως η ιδιοδεκτική νευρομυϊκή διευκόλυνση (PNF), η φαρμακευτική αγωγή με λεβοντόπα και ο χρόνιος και υψηλής συχνότητας ερεθισμός του κοιλιακού ενδιάμεσου θαλαμικού πυρήνα, που όμως δεν εφαρμόζονται από τον φυσικοθεραπευτή.

Το προχωρημένο Parkinson χαρακτηρίζεται από αξιοσημείωτη καθυστέρηση στην βάδιση και συχνά επεισόδια ‘παγώματος’ (Sujith, 2008).

Σε ασθενείς με ιδιοπαθές Parkinson, μια άμεση βελτίωση επιδείχθηκε με τη χρήση μονοκάναλου FES στο κοινό περονιαίο νεύρο για 8 εβδομάδες κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης της βάδισης στην 3λεπτη δοκιμασία περπατήματος, αλλά όχι στον αριθμό των βημάτων και την ταχύτητα βάδισης στην 20λεπτη δοκιμασία (Mann et al., 2008).

Τα αποτελέσματα διατηρήθηκαν για 4 εβδομάδες αφού σταμάτησε η θεραπεία (Mann et al., 2008).

Λιγότερες πτώσεις και επεισόδια ‘παγώματος’ παρατηρήθηκαν, αλλά ο αριθμός των πτώσεων επανήλθε σε προθεραπευτικό επίπεδο όταν σταμάτησε η θεραπεία (Mann et al., 2008).

Εφαρμογή στις κρανιοεγκεφαλικές κακώσεις (ΚΕΚ)

Οι κρανιοεγκεφαλικές κακώσεις (ΚΕΚ) αποτελούν το κύριο αίτιο θανάτου μεταξύ των ηλικιών 15-40 και το κύριο αίτιο αναπηρίας γενικά, και προκαλούνται κατά βάση από τροχαία ατυχήματα (κυρίως σε νέους ανθρώπους), από πτώσεις (κυρίως στους ηλικιωμένους), και από διατιτραίνον τραύμα (Σταθόπουλος, 2011).

Το αιμάτωμα που δημιουργείται στον εγκέφαλο, οδηγεί σε ποικίλες βλάβες, και μια από τις πιο σοβαρές αποτελεί η ημιπάρεση (ημιπληγία) (Σταθόπουλος, 2011).

Επειδή δεν υπάρχει μια τυπική κλινική εικόνα για αυτούς τους ασθενείς, βάση πρέπει να δίνεται στην αναπνευστική ικανότητα (Carr & Shepherd, 2004).

Η ακινητοποίηση που επιβάλλεται σε αυτούς τους ασθενείς οδηγεί σε μυϊκή ατροφία, προβλήματα στη μυϊκή συστολή, συγκάμψεις μαλακών μορίων (Carr & Shepherd, 2004).

Η εφαρμογή FES σε 14 ασθενείς με ημιπληγία για 14 εβδομάδες. Οι ασθενείς στην μια ομάδα (ασθενείς με κρανιακό τραύμα), είχαν μια μείωση στην υποπεριοχή έκχυσης υγρού και στην δεύτερη (ασθενείς με σοβαρά αγγειακά προβλήματα) μια αύξηση στην περιοχή μετά τον FES.

Εφαρμογή σε κακώσεις NM

Ο νωτιαίος μυελός συνολικού μήκους περίπου τα 45 εκατοστά, αποτελεί συνέχεια του προμήκη μυελού μέσα στον σπονδυλικό σωλήνα.

Κακώσεις στον N.M. επέρχονται από τραυματισμό νεύρων που εκφύονται από κάποια ή κάποιες από τις 5 μοίρες του (αυχενική, θωρακική, οσφυϊκή, ιερή, κοκκυγική) (Ξεπούλιας, 2005).

Οι κακώσεις NM επεμβαίνουν στα ηλεκτρικά σήματα μεταξύ του εγκεφάλου και των μυών, έχοντας ως αποτέλεσμα την παράλυση κάτω από το επίπεδο της κάκωσης (Σταθόπουλος, 2011).

Η αποκατάσταση της λειτουργίας κάτω άκρου καθώς και η ρύθμιση της λειτουργίας των οργάνων είναι η κύρια εφαρμογή του FES, αν και ο FES χρησιμοποιείται επίσης για την θεραπεία του πόνου, της πίεσης, για πρόληψη πληγών, κ.α. (Powell et al., 1999).

Μερικά παραδείγματα της εφαρμογής του FES αποτελεί η χρήση Νευροπρόσθεσης -που επιτρέπει στους παραπληγικούς να περπατήσουν και να σταθούν (Agarwal et al., 2003),-η αποκατάσταση λειτουργίας άνω άκρου (της λαβής) σε τετραπληγικούς, καθώς και η αποκατάσταση της λειτουργίας του εντέρου και της ουροδόχου κύστης (Powell et al., 1999).

Παρόλο που η τεχνική αρχικά χρησιμοποιήθηκε για να θεραπεύει ασθενείς με κάκωση N.M. πάνω από 20 χρόνια πριν, μόνο πρόσφατες βελτιώσεις σε ηλεκτρονική και εμβιομηχανική την έχουν κάνει έναν υποσχόμενο τρόπο βοήθειας στην αποκατάσταση.

Μέχρι στιγμής η αποκατάσταση άκρας χείρας στους τετραπληγικούς και στάσης-βάδισης στους παραπληγικούς ασθενείς έχει επιτευχθεί μόνο σε εργαστηριακό περιβάλλον (Cybulski et al., 1984).

Η χρήση **στατικής ποδηλασίας** σε συνδυασμό με FES μετά από κάκωση NM, παρέχει σημαντικά οφέλη στον ασθενή. Έξι μήνες μετά από τον συνδυασμό αυτό των θεραπειών, ο ασθενής είναι σε θέση βελτιωμένης κινητικής λειτουργίας και αισθητικής επίγνωσης (McDonald et al., 2002).

Έχουμε αντιστροφή της μυϊκής ατροφίας, βελτίωση στο καρδιαγγειακό σύστημα (Fitzwater, 2002; Wheeler et al., 2002) και αύξηση της οστικής πυκνότητας (Stein et al., 2002).

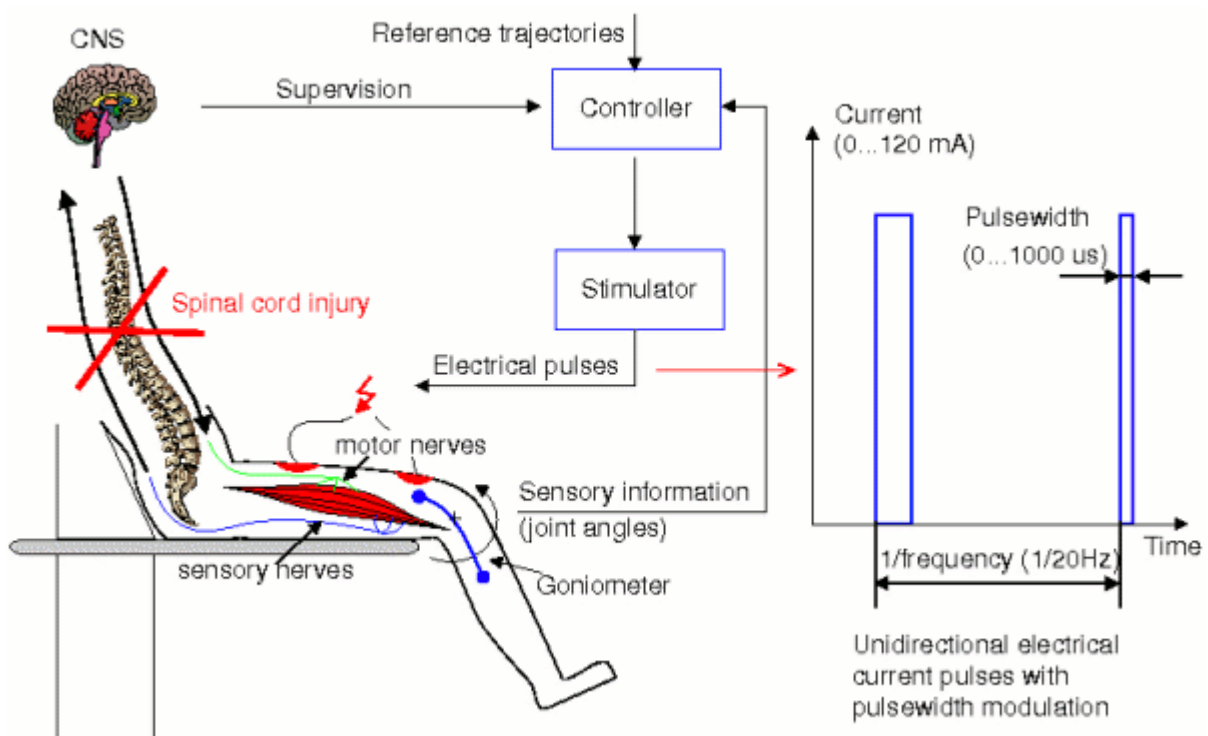
Τα προγράμματα άσκησης οδηγούν σε υψηλότερα επίπεδα υγείας και ευεξίας σε ασθενείς με τραυματισμό N.M., και δεν μπορούν να επιτευχθούν μεμονωμένα μέσω συμβατικών τρόπων αποκατάστασης (Glaser, 1994).

Παρόλα αυτά η υψηλή κόπωση των ερεθισμένων παραλυτικών μυών, μπορεί να περιορίσει τις εφαρμογές του ερεθισμού (Glaser, 1986; Mizrahi, 1997; Sinclair et al., 2004).

Ηλεκτρική διέγερση με σκοπό να βοηθήσει τα άτομα με παράλυση των χεριών ή των ποδιών επικεντρώνεται κυρίως στην νευρομυϊκή μετάδοση περιφερικά (Howson, 1978).

Εφαρμόστηκε HME σε 25 ασθενείς (120mV , 13 ή 20 Hz , πλάτος παλμού 0.4 msec) οι οποίοι είχαν τραυματισμό μεταξύ A7 – Θ12 με χρόνια βλάβη από 1 - 13 χρόνια. Είχαν πλήρη τραυματισμό χωρίς ενεργητική κίνηση και απουσία αισθητικότητας. 6 στάθηκαν στο σπίτι και 15 μόνο στο εργαστήριο. Αυτή η πεντάχρονη εμπειρία δείχνει ότι οι παραπληγικοί ασθενείς μπορούν να διατηρήσουν τη στάση τους χρησιμοποιώντας FES (Yarkony et al., 1990).

Τα προτερήματα του FES αφορούν : βελτίωση μυϊκής δύναμης και αντοχής, και κεντρικές προσαρμογές του κυκλοφορικού, που ενισχύουν την καρδιοαναπνευστική ικανότητα (Glaser, 1994).



Εικόνα 6-2 Κεντρικό Νευρικό Σύστημα και η αντίδραση του στα ηλεκτρικά ερεθίσματα σε κακώσεις NM

Ο HME μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για τη διέγερση του κεντρικού νευρικού συστήματος για να επιταχύνει την αφύπνιση από κόμα ή την κατάσταση «φυτού».

Υπάρχει μακρά ιστορία νευροχειρουργών που έχουν εμφυτεύσει ηλεκτρόδια εντός του εγκεφάλου και του νωτιαίου μυελού, ειδικά στην Ιαπωνία, για την

αύξηση της εγκεφαλικής ροής του αίματος και ορισμένων νευροδιαβιβαστών σε άτομα σε μακροχρόνια κατάσταση κώματος (www.wikipedia.com).

Ξεκινώντας το 1991 στο Greenville, Βόρεια Καρολίνα (East Carolina University) και αμέσως μετά ότι στο Charlottesville, Βιρτζίνια (University of Virginia), το δεξιό μέσο νεύρο έχει χρησιμοποιηθεί ως πύλη για να βοηθήσει να ξυπνήσουν οι τραυματισμένοι ανθρώπινοι εγκέφαλοι.

Οι εκπαιδεύσεις με διαφοροποιημένους τετραγωνικούς ηλεκτρικούς παλμούς στα 40 Hz (μια συχνότητα για αυξορρύθμιση του θαλάμου), 20 δευτερόλεπτα παλμό και 40 δευτερόλεπτα παύση, έχουν εφαρμοσθεί στην παλαμιαία πλευρά του δεξιού καρπού για διαδερμική διέγερση του δεξιού μέσου νεύρου σε χαμηλές εντάσεις, αρκετές για να παράγουν συστολή του αντίχειρα.

Οι εγκεκριμένοι ηλεκτρικοί νευρομυϊκοί διεγέρτες, έχουν χρησιμοποιηθεί σε αυτά τα ερευνητικά προγράμματα συνδεδεμένοι με καλώδια με το ζεύγος των ηλεκτροδίων στον δεξί καρπό ενσωματωμένα σε μια κατά παραγγελία πλαστική όρθωση για τον εντοπισμό του στόχου διέγερσης. Το δεξί μέσο νεύρο επιλέχθηκε ως ηλεκτρική πύλη, καθώς υπάρχει μεγάλη φλοιώδης αναπαράσταση του εν λόγω νεύρου στο κυρίαρχο αριστερό εγκεφαλικό ημισφαίριο.

Με υποφλοιώδεις συνδέσεις, τα μεταδιδόμενα σήματα πάνε στο κινητικό κέντρο του Broca/κέντρο λόγου (αν το άτομο είναι δεξιόχειρας ή αριστερόχειρας, η πλειοψηφία έχει για κυρίαρχο το αριστερό ημισφαίριο). Για παράδειγμα, ξύπνημα από βαθύ κώμα από τροχαία ατυχήματα με ενδοεγκεφαλική κάκωση αναμένεται να ανταποκριθεί στις μισές από τις περιπτώσεις που αντιμετωπίζονται, μετά από 2-4 εβδομάδες από 8 ώρες/ημέρα ηλεκτροθεραπείας, εάν αρχίσει εντός 1-2 εβδομάδων από τον τραυματισμό (www.wikipedia.com).

Το πλεονέκτημα της μικρότερης -από την αναμενόμενη- διάρκειας της αναισθησίας, είναι η ταχύτερη έναρξη σε ένα πρόγραμμα νευροαποκατάστασης για την ενθάρρυνση βάδισης και ομιλίας. Κατά την τελευταία δεκαετία, το έργο αυτό έχει εξαπλωθεί από την Ανατολική Ακτή των ΗΠΑ στην Κεντρική Ιαπωνία, μέρη της Ευρώπης, και πιο πρόσφατα το 2005 στην Σαγκάη, Κίνα.

Η χρήση του FES επιτρέπει σε παραπληγικούς με πλήρη παράλυση, -που οφείλεται σε τραυματισμό του νωτιαίου μυελού στο επίπεδο του θώρακα- να περπατούν αποστάσεις με μέσο όρο τα 450 μέτρα τη φορά, κάτω από ορισμένες διαδικασίες εκπαίδευσης, και 110 μέτρα τη φορά όταν υποβάλλονται σε λιγότερο απαιτητική εκπαίδευση, κατά τη χρήση του μη επεμβατικού συστήματος Parastep FES που έλαβε την έγκριση από τον αμερικανικό FDA το 1994.

Ορισμένοι τέτοιοι ασθενείς μπορούν να περπατήσουν ένα μίλι (1,6 χλμ.) με το ίδιο σύστημα.

Ο FES που χρησιμοποιείται για μετακίνηση, δείχνει επίσης βελτιώσεις στη ροή του αίματος των κάτω άκρων και άλλων ιατρικών και ψυχολογικών

παραμέτρων συμπεριλαμβανομένης της οστικής πυκνότητας (Vanderthommen et al., 2002).

Τα αποτελέσματα του Λειτουργικού Ηλεκτρικού Ερεθισμού έχουν ερευνηθεί επί πολλές δεκαετίες, τόσο από την ερευνητική ομάδα του νοσοκομείου Salisbury, όσο και από άλλους ερευνητές (Faghri et al., 1994; Wilder et al., 2002; Imoto et al., 2011).

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ολοκληρώνοντας την αναφορά μας στον ηλεκτρικό μυϊκό ερεθισμό, με βάσει τις έρευνες που έχουν ολοκληρωθεί και μελετηθεί, και βάσει της βιβλιογραφίας των τελευταίων δεκαετιών όσον αφορά την χρησιμότητα του ή μη στην κλινική πράξη της φυσικοθεραπείας, καταλήγουμε στα ακόλουθα συμπεράσματα.

Ο κύριος θεραπευτικός στόχος είναι η εντονότερη δυνατή συστολή που μπορούμε να ‘αντλήσουμε’ από τον ασθενή μας. Τα **κυριότερα ρεύματα** για πρόκληση μυϊκής συστολής είναι:

- Γαλβανικό ρεύμα (και εφαρμογή ιοντοφόρησης)
- Ρωσικό ρεύμα
- Φαραδικό ρεύμα
- Λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός

Μια χρήσιμη διαγνωστική μέθοδος, η **ηλεκτροδιαγνωστική**, είναι μέθοδος αξιολόγησης ενός μυός, ώστε να επιλέξουμε τις σωστές παραμέτρους του ρεύματος. Μέσω αυτής, βρίσκουμε την λεγόμενη **χροναξία**, η οποία είναι η ελάχιστη διάρκεια αυτή του παλμού του ρεύματος, που μπορεί να προκαλέσει μυϊκή σύσπαση.

Οι **παράμετροι** που πρέπει να επιλέξουμε ώστε να είναι ο ΗΜΕ αποτελεσματικός και ακίνδυνος, είναι η ένταση-διάρκεια-χρόνος ανύψωσης-συχνότητα των ερεθισμάτων, η διάρκεια της παλμοσειράς, και η σωστή τοποθέτηση και χρήση των ηλεκτροδίων.

Ο ΗΜΕ στη φυσικοθεραπεία εφαρμόζεται σε **φυσιολογικά εννευρωμένους** (είτε ατροφικούς είτε υγιείς μύες) και **μη φυσιολογικά εννευρωμένους** μύες (απονευρωμένους). Εφαρμόζεται με την **μονοπολική μέθοδο**, δηλαδή με χρήση του ψηλαφητή, ή με **διπολική μέθοδο**, δηλαδή με δυο ηλεκτρόδια.

Χρησιμοποιούμε ΗΜΕ και για ερεθισμό νεύρων μετά από τραυματισμό η βλάβη τους, κυρίως και πιο συχνά των νεύρων που νευρώνουν τους μύες του προσώπου, αλλά και τους μύες του αντιβραχίου μετά από ατύχημα.

Παράλληλα με τον ΗΜΕ μπορούμε να εφαρμόσουμε ασκήσεις, όπως είναι οι ενεργητικές, ενεργητικές με αντίσταση, ισομετρικές, και ασκήσεις διάτασης, και σε κάποιες περιπτώσεις είναι ευεργετικός σε συνδυασμό με στατική ποδηλασία.

Σε **υγιείς μύες** ο ΗΜΕ είναι ένα συμπλήρωμα στην ενεργητική άσκηση (π.χ. σε ένα πρόγραμμα πλειομετρικών ασκήσεων). Γενικά, ο ΗΜΕ δεν πρέπει να θεωρείται ως μέθοδος αντικατάστασης αλλά περισσότερο ως πρόσθετη μέθοδος στο υπάρχον πρόγραμμα αποκατάστασης ή εκπαίδευσης.

Σε **παθολογικές καταστάσεις** κακώσεων περιφερικών νεύρων (παρέσεων, νευραπραξιών, αξονομηήσεων) που οι μύες καθίστανται παρετικοί η χαλαρά παράλυτοι, κατηγορηματικά ο ηλεκτρικός μυϊκός ερεθισμός είναι το μόνο

προσφερόμενο φυσικοθεραπευτικό μέσο, που μπορεί ουσιαστικά να συμβάλλει στην καθυστέρηση ή αναχαίτιση της επερχόμενης ατροφίας.

Ο ΗΜΕ έχει σημαντικό ρόλο στην αποκατάσταση της χρόνιας οσφυαλγίας, κι έχει επίσης να προσφέρει πολλά σε ασθενείς μετά από ΑΕΕ, οι οποίοι υποφέρουν από πόνο στον ώμο λόγω εξάρθρωτος και ημιπληγίας.

υπάρχει ενδιαφέρον σε νέες μορφές άσκησης που δεν προκαλούν δύσπνοια, όπως είναι ο ΗΜΕ, ως παθητικό βοηθητικό μέσο αποκατάστασης των ασθενών με χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια, καθώς επίσης παρατηρήσαμε σημαντικές βελτιώσεις στην μυϊκή δύναμη, ικανότητα άσκησης και υγιούς κατάστασης.

Η παθητική εκπαίδευση **ασθενών με ΧΑΠ** συγκεκριμένων μυϊκών ομάδων με τη χρήση του ΗΜΕ, ίσως είναι καλύτερη θεραπεία απ'ότι ολοκληρωτική ενεργητική άσκηση σώματος ακόμη και στην περίοδο έξαρσης. Παρόλα αυτά, παραμένει αμφιλεγόμενη όταν πρόκειται για σοβαρής μορφής ΧΑΠ.

Ο ΗΜΕ αποδεικνύεται πως είναι μία εναλλακτική και αποτελεσματική μέθοδος στην ενεργητική άσκηση, καθώς και ένα σημαντικό συμπλήρωμα στην κλασική αποκατάσταση των ασθενών με **καρδιακή ανεπάρκεια**.

Δε σημειώθηκαν ανεπιθύμητες παρενέργειες ή διαταραχές, και φαίνεται πως ο ΗΜΕ είναι ασφαλής σε ασθενείς με εμφυτευμένο βηματοδότη. Σε έναν μη ασκούμενο ασθενή, ο ΗΜΕ βελτίωσε την αντοχή μέσω μυϊκών προσαρμογών, υποδηλώνοντας ότι μπορεί να'ναι πολύτιμος για την αντιστάθμιση της απώλειας μυϊκής δύναμης και λειτουργικότητας σε ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια.

Η χρήση διαδερμικού ΗΜΕ έχει θεωρηθεί ένα πολύτιμο εργαλείο για ποσοτική και ποιοτική αποτελεσματικότητα όσον αφορά το **σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου (ΕΜΠ)** και θα'πρεπε να θεωρείται συμπλήρωμα στην συντηρητική θεραπευτική προσέγγιση σε ασθενείς με ΕΜΠ.

Ο ΗΜΕ χρησιμοποιείται ευρέως για την ενδυνάμωση μυών μετά από **τραυματισμούς συνδέσμων και μηνίσκων**. Σε συνδυασμό με ενεργητική άσκηση είναι πιο αποτελεσματικός απ'ότι η άσκηση μόνη της στην αποκατάσταση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, κι αποτελεί αποδεκτή εναλλακτική λύση στην θεραπευτική άσκηση, **σε συνδυασμό με πρόγραμμα αντίστασης** στην διαχείριση της ΟΑ γόνατος, παράγοντας σημαντικές βελτιώσεις στην λειτουργική ικανότητα.

Ο ΗΜΕ **προεγχειρητικά**, μπορεί να βελτιώσει την ανάκτηση μυϊκής δύναμης τετρακεφάλου και να επιταχύνει την επιστροφή στις καθημερινές δραστηριότητες σε ασθενείς με **Ο/Α γόνατος**.

Μπορεί επίσης να αυξήσει έως και 53% την δύναμη μετεγχειρητικά καθώς και την λειτουργικότητα, ακόμη και στις 12 εβδομάδες μετεγχειρητικά. Η λειτουργική ανάκτηση μετεγχειρητικά μπορεί να ενισχυθεί με χρήση ΗΜΕ και χρησιμοποιώντας ενός συνολικού υψηλότερης έντασης προγράμματος ενδυνάμωσης **σε συνδυασμό με την παραδοσιακή προσέγγιση αποκατάστασης**.

Με σεβασμό στην κινητική επανεκπαίδευση, τα στοιχεία υποστηρίζουν τη χρήση ΗΜΕ στην αποκατάσταση μυϊκής δύναμης και συνέργειας στην **ημιπληγία μετά από ΑΕΕ**. Παρόλα αυτά, τα αποτελέσματα στην φυσική δυσλειτουργία είναι αβέβαια.

Έχει αποδειχτεί πως είναι πλεονεκτικός στην μείωση του υπεξαρθρήματος, αλλά διαφαίνεται ασυνεπής στη μείωση του πόνου αυτών των ασθενών.

Ο ΗΜΕ μαζί με την κλασσική αποκατάσταση μπορεί να βελτιώνουν την ανάκτηση της λειτουργικότητας του άνω άκρου σε ασθενείς με ΑΕΕ στο οξύ στάδιο. Βρέθηκε από αναλύσεις πως ο ΗΜΕ προστιθέμενος στην συμβατική θεραπεία εμπόδισε το υπεξάρθρημα ώμου αλλά ελάχιστα μόνο παραπάνω, απ' ό,τι η συμβατική θεραπεία μόνη της.

Για να συνοψίσουμε, η εφαρμογή ΗΜΕ για κινητική επανεκπαίδευση και ωμική δυσλειτουργία είναι ένα πολύτιμο εργαλείο γι' αυτούς τους ασθενείς, πάντα ως πρόσθετη θεραπεία στην συντηρητική φ/θ αποκατάσταση. Ο ΗΜΕ παρέχει τα χαρακτηριστικά της φυσιολογικής βάδισης προκαλώντας μυϊκές συσπάσεις και συντονισμένες κινήσεις που δεν είναι δυνατές με εκούσια προσπάθεια. Ο ΗΜΕ και η συμβατική αποκατάσταση του ΑΕΕ, φάνηκε πως δεν είχε κάτι παραπάνω να προσφέρει απ' ό,τι η αποκατάσταση μόνη της.

Η περίληψη μας καταλήγει ότι τα διαθέσιμα στοιχεία είναι υπέρ της άσκησης με ΗΜΕ (στα άνω άκρα) προσφέροντας πλεονεκτήματα όπως, αύξηση μυϊκής δύναμης, εύρους τροχιάς και λειτουργικότητας στην διαχείριση της **εγκεφαλικής παράλυσης**.

Μπορούμε να πούμε επίσης, πως υπάρχει περιορισμός της αύξησης της σπαστικότητας, ενώ η ιπποποδία μειώνεται σημαντικά. Η παραδοσιακή φ/θ και η συμπληρωματική θεραπεία είναι ευρέως χρησιμοποιούμενες μέθοδοι και έχουν μάλιστα αποδειχτεί αρκετά αποτελεσματικές. Αποτελέσματα ερευνών αναδεικνύουν πολύτιμο τον ΗΜΕ ως πρόσθετο μέσο στη φ/θ αποκατάσταση για βελτίωση λειτουργικότητας σε ημιπληγικά παιδιά λόγω εγκεφαλικής παράλυσης.

Αποδεικνύεται χρήσιμο εργαλείο στην αύξηση της μυϊκής δύναμης και βοηθά στην κινητική εκπαίδευση, μυϊκή συνεργασία και ισορροπία. Επιπροσθέτως, κλινικές εφαρμογές στη σπαστικότητα άνω άκρου μαζί με **νάρθηκα** άνω άκρου, απέδειξαν πως παρέχονται προβλέψιμα και βραχυπρόθεσμα αποτελέσματα του ΗΜΕ με σημαντική βελτίωση στην ποιότητα ζωής.

Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός διαφαινεται χρησιμος και τα **συμπεράσματα** των κλινικών μελετών του έχουν δημοσιευτεί σε πολλές δεκάδες επιστημονικά περιοδικά.

Έχουν δείξει λοιπόν πως τα κύρια αποτελέσματα της μεθόδου FES είναι τα εξής:

-Επανενεργοποίηση μυών που ήταν αδύναμοι ή παράλυτοι (Couteaux, 1974; Whitwam, 1976)

-Ελάττωση της σπαστικότητας (Θεοδωρόπουλος & Γιόκαρης, 2009).

- Βελτίωση της λειτουργικότητας του μέλους (Aghew et al., 1999; Zanotti et al., 2003).
- Βελτίωση της κυκλοφορίας (Hudlicka et al., 1977; Janssen & Hopman, 2003).
- Αύξηση της κινητικότητας των αρθρώσεων (Kobayashi et al., 1999).
- Επανεκπαίδευση του εγκεφάλου στις καινούργιες κινήσεις (Hainaut & Duchateau, 1992).
- Αύξηση αυτοπεποίθησης και ελάττωση άγχους
- Αύξηση μυϊκής δύναμης (Chantraine et al., 1999; Thrasher & Popovic, 2008).

ΕΕΝΗ ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ - ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Abdellaoui, A., Préfaut, C., Gouzi, F., Couillard, A., Coisy-Quivy, M., Hugon, G., Molinari, N., Lafontaine, T., Jonquet, O., Laoudj-Chenivesse, D., & Hayot, M., 2011, *Skeletal muscle effects of electrostimulation after COPD exacerbation: a pilot study*. Eur. Respir. J., 38(4):781-8.
2. Abramson, D.I., Tuck, S., Zayas, A.M., et al., 1963, *Vascular responses produced by histamine by ion transfer*. J Appl. Physiol., 18:305-310.
3. Ada, L., Foongchomcheay, A., 2002, *Efficacy of electrical stimulation in preventing or reducing subluxation of the shoulder after stroke: a meta-analysis*. Aust. J Physiother., 48(4):257-67.
4. Agarwal, S., Triolo, R., Kobetic, R., et al., 2003, *Long –term user perceptions of an implanted neuroprosthesis for exercise, standing, and transfers after spinal cord injury*. J Rehabil. Dev., 40:241-252.
5. Aghew, W.F., McCreery, D.B., Yuen, T.G., Bullara, L.A., 1999, *Evolution and revolution of stimulation-induced axonal injury in peripheral nerve*. Muscle nerve, 22(10):1393-1402.
6. Agre, J.C., 1978, *Static stretching for athletes*. Arc. D Rehabil., 59:561.
7. Al-Abdulwahab, S.S., Al-Khatrawi, W.M., 2009, *Neuromuscular electrical stimulation of the gluteus medius improves the gait of children with cerebral palsy*. NeuroRehabilitation, 24(3):209-17.
8. Alon G., 1985, *High voltage stimulation. Effects of electrode size on basic excitatory responses*. J Am.Phys.Ther.Assn., 65:890.
9. Alon, G., Allin, J., Inbar, G., 1983, *Optimization of pulse charge and pulse duration during transcutaneous electrical nerve stimulation*. Aust. J Physiother., 29:195-201.
10. Alon, G., Sunnerhagen, K., Geurts, A., Ohry, A., 2003, *A home based , self-administered stimulation program to improve selected hand functions of chronic stroke*. Neuro Rehabilitation, 18:215-225.
11. Altman, T.J., Hudlicka, O., Tyler, K.R., 1979, *Long term effects of titanic stimulation on blood flow, metabolism, and performance of fast skeletal muscle*. J.Physiol., 295:36.
12. Ambrosio, F., Fitzgerald, G.K., Ferrari, R., Distefano, G., Carvell, G., 2012, *A murine model of muscle training by neuromuscular electrical stimulation*. J Vis.Exp., 9(63):3914.
13. Arena, R., Pinkstaff, S., Wheeler, E., Peberdy, M.A., Guazzi, M., Myers, J., 2010, *B Neuromuscular electrical stimulation and inspiratory muscle training as potential adjunctive rehabilitation options for patients with heart failure*. J Cardiopulm.Rehabil.Prev., 30(4):209-23.
14. Asmussen, E., Bonde-Petersen, F., 1974, *Storage of elastic energy in skeletal muscles in man*. Acta Physiologica Scandinavica, 91:385-392.

15. Bade, M.J., Stevens-Lapsley, J.E., 2012, *Restoration of physical function in patients following total knee arthroplasty: an update on rehabilitation practices*. *Curr.Opin.Rheumatol.*, 24(2):208-14.
16. Baker, L., Hodgkin, A.L., Ridgway, E.B., 1971, *Depolarization and calcium entry in squid giant axons*. *J Physiol.*, 218:709-755.
17. Baker, L., Yeh, C., Wilson, D., et al., 1979, *Electrical stimulation of wrist and fingers for hemiplegic patients*. *Phys.Ther.*, 59: 1495-1499.
18. Balogun, J., Onilari, O., Akeju, O., Marzouk, D., 1993, *High voltage electrical stimulation in the augmentation of muscle strength: Effects of pulse frequency*. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, 74:910-916.
19. Barrett, C.L., Mann, G.E., Taylor, P.N., Strike, P., 2009, *A randomized trial to investigate the effects of functional electrical stimulation and therapeutic exercise on walking performance for people with multiple sclerosis*. *MultScler.*, 15(4):493-504.
20. Belcher, J., 1974, *Interferential therapy*. *Nz. J Physiother.*, 6:23.
21. Bello, A.I., Rockson, B.E., Olaogun, M.O., 2009, *The effects of electromyographic-triggered neuromuscular electrical muscle stimulation on the functional hand recovery among stroke survivors*. *Afr. J Med.Sci.* 38(2):185-91.
22. Betrolucci, L.E., 1982, *Introduction of antiinflammatory drugs by iontoforesis: double blind study*. *J Ortho.Phys.Ther.*, 4:103.
23. Bishop, B., 1980, *Pain: It's physiology and rationale for management*. *Physical Therapy*, 60:13-37.
24. Bjordal, J., Johnson, M., Ljunggreen, A., 2003, *Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) can reduce postoperative analgesic consumption. A meta-analysis with assessment of optimal treatment parameters for postoperative pain*. *Eur J. Pain*, 7:181-188.
25. Bowman, B., McNeal, D., 1986, *Response of single alpha motoneurons to high frequency pulse trains*. *Appl.Neurophysiol.*, 49:121-138.
26. Bresler, D.E., Froening, R.J., 1976, *Three essential factors in effective acupuncture therapy*. *Am.I.Chin.Med.*, 4(1):81-86.
27. Bruce-Brand, R.A., Walls, R.J., Ong, J.C., Emerson, B.S., O'Byrne, J.M., Moyna, N.M., 2012, *Effects of home-based resistance training and neuromuscular electrical stimulation in knee osteoarthritis: a randomized controlled trial*. *BMC Musculoskelet.Disord.*, 13(1):118.
28. Buckwalter, J., 2002, *Articular cartilage injuries*. *Clin.Orthop.Relat.Res.*, 402:21-37.
29. Burtin, C., Decramer, M., Gosselink, R., Janssens, W., Troosters, T., 2011, *Rehabilitation and acute exacerbations*. *Eur.Respir.J.*, 38(3):702-12.
30. Callaghan, M., Oldham, J., 2004, *Electric car stimulation of the quadriceps in the treatment of patellofemoral pain*. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, 85:956-962.

31. Campbell, C.E., Higginbotham, D.V., Baranowski, T.J., 1995, *A constant cathodic potential device for faradic stimulation of osteogenesis*. Med.Eng.Phys., 17(5):337-346.
32. Cauraugh, J., Light, K., Sangbum, K., et al., 2000, *Chronic motor dysfunction after stroke*. Stroke, 31:1360-1370.
33. Carmick, J., 1993, *Clinical use of neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy, Part 1: Lower extremity*. Phys.Ther., 73(8):505-13.
34. Carmick, J., 1993, *Clinical use of neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy, Part 2: Upper extremity*. Phys.Ther., 73(8):514-22.
35. Carmick, J., 1995, *Managing equinus in children with cerebral palsy: electrical stimulation to strengthen the triceps surae muscle*. Dev.Med.Child.Neurol., 37(11):965-75.
36. Carmick, J., 1997, *Use of neuromuscular electrical stimulation and [corrected] dorsal wrist splint to improve the hand function of a child with spastic hemiparesis*. Phys.Ther., 77(6):661-71.
37. Carr, J., Shepherd, R., 2004, *Neurological rehabilitation, Optimizing Motor Performance*. Μεταφραση-επιμελεια: Κατσουλακης Κ.Δ., Εκδοσεις Παρισσιανου.
38. Carroll, D., Moore, R.A., McQuay, H.J., Fairman, F., Tramer, M., Leijon, G., 2001, *Transcutaneous electrical nerve stimulation for chronic pain*. Cochrane Database Syst.Rev.
39. Caulfield, B., Crowe, L., Coughlan, G., Minogue, C.. 2011, *Clinical application of neuromuscular electrical stimulation induced cardiovascular exercise*. Conf.Proc. IEEE Eng.Med.Biol.Soc., 3266-9.
40. Cauraugh, J., Light, K., Kim, S., Thigpen, M., Behrman, A., 2000, *Chronic motor dysfunction after stroke: recovering wrist and finger extension by electromyography-triggered neuromuscular stimulation*. Stroke, 31(6):1360-4.
41. Cauraugh, J.H., Naik, S.K., Lodha, N., Coombes, S.A., Summers, J.J., 2011, *Long-term rehabilitation for chronic stroke arm movements: a randomized controlled trial*. Clin.Rehabil., 25(12):1086-96.
42. Chabal, C., Fishbain, D.A., Weaver, M., Heine, L.W., 1998, *Long-term transcutaneous electrical nerve stimulation use: impact on medication utilization and physical therapy costs*. Clin.J.Pain.
43. Chae, J., Bethoux, F., Bohine, T., Dobos, L., Davis, T., Friedl, A., 1998, *Neuromuscular stimulation for upper extremity motor and functional recovery in acute hemiplegia*. Stroke., 29(5):975-9.
44. Chae, J., Sheffler, L., Knutson, J., 2008, *Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia*. Top Stroke Rehabil., 15(5):412-26.

45. Chae, J., Yu, D., 2000, *A critical review of neuromuscular electrical stimulation for treatment of motor dysfunction in hemiplegia*. Assist. Technol., 12(1):33-49.
46. Chang, Y.J., Hsu, M.J., Chen, S.M., Lin, C.H., Wong, A.M., 2011, *Decreased central fatigue in multiple sclerosis patients after 8 weeks of surface functional electrical stimulation*. J. Rehabil. Res. Dev., 48(5):555-64.
47. Chantraine, A., Baribeault, A., Uebelhart, D., Gremion, G., 1999, *Shoulder Pain and Dysfunction in Hemiplegia: Effects of Functional Electrical Stimulation*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation , 80:328–331.
48. Charman, R., 1990a, *Bioelectricity and electrotherapy – towards a new paradigm? Introduction*. Physiotherapy, 76:502-503.
49. Charman, R., 1990b, *Bioelectricity and electrotherapy – towards a new paradigm? Part 1: The electric cell*. Physiotherapy, 76:503-508.
50. Cheing, G., Hui-Chan, C., 2004, *Would the addition of TENS to exercise training produce better psysical performance outcomes in people with knee osteoarthritis than either intervention alone*. Clin.Rehabil., 18:487-497.
51. Cherry, D., 1980, *Review of physical therapy alternatives for reducing muscle contracture*. Phys.Ther., 60:877.
52. Church, C., Price, C., Pandyan, A.D., Huntley, S., Curless, R., Rodgers, H., 2006, *Randomized controlled trial to evaluate the effect of surface neuromuscular electrical stimulation to the shoulder after acute stroke*. Stroke, 37(12):2995-3001.
53. Clair-Auger, J.M., Collins, D.F., Dewald, J.P., 2012, *The effects of wide pulse neuromuscular electrical stimulation on elbow flexion torque in individuals with chronic hemiparetic stroke*. Clin.Neurophysiol., 123(11):2247-55.
54. Claudia, M., et al., 2000, *Artificial Grasping System for the Paralyzed Hand, International Society for Artificial Organs*. pp:185-188.
55. Coghlan, S., Crowe, L., McCarthypersson, U., Minogue, C., Caulfield, B., 2011, *Neuromuscular electrical stimulation training results in enhanced activation of spinal stabilizing muscles during spinal loading and improvements in pain ratings*. Conf.Proc. IEEE Eng.Med.Biol.Soc., 2011:7622-5.
56. *Comparison of iontophoresis injection and swabbing*. Am. J. Hosp. Pharm., 37:843.
57. Cornwall, M.W., 1981, *Zinc iontophoresis to treat ischemic skin ulcers*. Phys.Ther., 61:359.
58. Couteaux, R., 1974, *Remarks on the organization of axon terminals in relation to secretory prosesses at synapses*. Adv.Cytopharmacol., 2:369-379.

59. Crevenna, R., Mayr, W., Keilani, M., Pleiner, J., Nuhr, M., Quittan, M., Pacher, R., Fialka-Moser, V., Wolzt, M., 2003, *Safety of a combined strength and endurance training using neuromuscular electrical stimulation of thigh muscles in patients with heart failure and bipolar sensing cardiac pacemakers*. Wien.Klin.Wochenschr., 115(19-20):710-4.
60. Crothers, E., 2003, *Margie Polden Memorial Lecture: The use of transcutaneous electrical nerve stimulation during pregnancy: the evidence so far*. J.Assoc.Chartered Physiother. Women's Hlth., 92:4-14.
61. Cumberbatch, E., 1939, *Essentials of Medical Electricity*, 8th edn. London: Henry Kimpton.
62. Currier, D.P., Lehman, J., Lightfoot, P., 1979, *Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle*. Phys.Ther., 59:1508-1512.
63. Cybulski, G.R., Penn, R.D., Jaeger, R.J., 1984, *Lower extremity functional neuromuscular stimulation in cases of spinal cord injury*. Neurosurgery., 15(1):132-46.
64. d'Arsonval, A., 1983, *Influence de la frequence sur les effets physiologiques des courants alternatifs*. Comptes Rendus acad. Sci. Pris., 116:630-633.
65. d'Arsonval, A., 1984, *Action de l'electricite sur les etres vivants*. In *Expose des titres et travaux scientifiques du Dr A. d'Arsonval*, pp 37-77.
66. Dal Corso, S., Nápolis, L., Malaguti, C., Gimenes, A.C., Albuquerque, A., Nogueira, C.R., De Fuccio, M.B., Pereira, R.D., Bulle, A., McFarlane, N., Nery, L.E., Neder, J.A., 2007, *Skeletal muscle structure and function in response to electrical stimulation in moderately impaired COPD patients*. Respir.Med., 101(6):1236-43.
67. Daly, J.J., 2006, *Response of gait deficits to neuromuscular electrical stimulation for stroke survivors*. Expert.Rev.Neurother., 6(10):1511-22.
68. Dandy, D.J., Edwards, D.J., 2010, *Essential orthopaedics and trauma*. 5th ed, Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης: Κορρές Δ. & Ξενάκης Θ.Α., Εκδόσεις Παρισιάνου, Αθήνα.
69. De Domenico, G., 1981, *Basic Guidelines for Interferential Therapy*. Sydney, Australia, Thera Med.
70. Dehail, P., Duclos, C., Barat, M., 2008, *Electrical stimulation and muscle strengthening*. Ann.Readapt.Med.Phys., 51(6):441-51.
71. Deley, G., Kervio, G., Verges, B., Hannequin, A., Petitdant, M.F., Grassi, B., Casillas, J.M., 2008, *Neuromuscular adaptations to low-frequency stimulation training in a patient with chronic heart failure*, Am.J.Phys.Med.Rehabil., 87(6):502-9.
72. Dewalt, J., Given, J., Rymer, W., 1996, *Long-lasting reductions of spasticity induced by skin electrical stimulation*. IEEE Trans.Rehabil.Eng., 4:231-242.
73. Dimitrijevic, M.R., 2008, *Clinical practice of functional electrical stimulation: from "Yesterday" to "Today"*. Artif.Organs, 32(8):577-80.

- 74.Dobsák, P., Nováková, M., Fiser, B., Siegelová, J., Balcárková, P., Spinarová, L., Vítovec, J., Minami, N., Nagasaka, M., Kohzuki, M., Yambe, T., Imachi, K., Nitta, S., Eicher, J.C., Wolf, J.E., 2006, *Electrical stimulation of skeletal muscles. An alternative to aerobic exercise training in patients with chronic heart failure?* Int.Heart J., 47(3):441-53.
- 75.Dobsák, P., Nováková, M., Siegelová, J., Fiser, B., Vítovec, J., Nagasaka, M., Kohzuki, M., Yambe, T., Nitta, S., Eicher, J.C., Wolf, J.E., Imachi, K., 2006, *Low-frequency electrical stimulation increases muscle strength and improves blood supply in patients with chronic heart failure.* Circ.J., 70(1):75-82.
- 76.Dobšák, P., Tomandl, J., Spinarova, L., Vítovec, J., Dusek, L., Novakova, M., Jarkovsky, J., Krejci, J., Hude, P., Honek, T., Siegelova, J., Homolka, P., 2012, *Effects of neuromuscular electrical stimulation and aerobic exercise training on arterial stiffness and autonomic functions in patients with chronic heart failure.* Artif.Organs., 36(10):920-30.
- 77.Dornette, W.H.L., 1975, *The anatomy of acupuncture.* Bull N.Y. Acad.Med., 51(8): 895-902.
- 78.Drake, R.L., Vogl, W., Mitchell, A.W.M., 2007, *Gray's Anatomy for students. 1 & 2.* Επιμέλεια από: Σκανδαλάκης Π.Ν., 2^η έκδοση, Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης, Αθήνα.
- 79.Dustine, J.L., Moore, G.E, 2003, *ACSM's Άσκηση. Χρόνιες παθήσεις και αναπηρίες.* Μετάφραση-Επιμέλεια από τα Αγγλικά από Μπαλτόπουλος, Π. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης.
- 80.Edmeads, J., 1978, *Headaches and headpains associated with diseases of the cervical spine.* Medical clinics of North America, 62(3): 533-544.
- 81.Ericsson, M., Sjoelund, B., 1979, *Acupuncture like electroanalgesia in TENS-resistant chronic pain.* In : *Sensory functions of the skin.* Edit.Zottermann, Pergamon Press, Oxford, New York.
- 82.Eriksson, E., Haggmark, T., 1979, *Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery after major knee ligament surgery.* Am.J.Sports.Med., 17:169.
- 83.Esnouf, J.E., Taylor, P.N., Mann, G.E., Barrett, C.L., 2010, *Impact on activities of daily living using a functional electrical stimulation device to improve dropped foot in people with multiple sclerosis, measured by the Canadian Occupational Performance Measure.* MultScler., 16(9):1141-7.
- 84.Everaert, D.G., Thompson, A.K., Chong, S.L., Stein, R.B., 2009, *Does functional electrical stimulation for foot drop strengthen corticospinal connections?* Neurorehabil. Neural. Repair., 24(2):168-77.
- 85.Faghri, P., Rodgers, M., Glaser, R., et al., 1994, *The effects of functional electrical stimulation on shoulder subluxation, arm function recovery, and shoulder pain in hemiplegic stroke patients.* Arch.Phys.Med.Rehabil., 75:73-79.

86. Fardy, P., 1981, *Isometric exercise and the cardiovascular system*. The Physician and Sportsmedicine, 9:43.
87. Fishbain, D., Chabal, C., Abbot, A., et al., 1996, *Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) treatment outcome in long-term users*. Clin.J.Pain, 12:201-214.
88. Fitzgerald, G.K., 1991, *Exercise induced muscle soreness after concentric and eccentric isokinetic contractions*. Phys.Ther., 7:505-513.
89. Fitzwater, R., 2002, *A personal's user view of functional electrical stimulation cycling*. Artific.Orgs., 26:284- 286.
90. Fleck, H., 1975, *Acupuncture and neurophysiology*, Bull, N.Y. Acad.Med., 51(8):903-913.
91. Fourie, J., Bowerbank, P., 1997, *Stimulation of bone healing in new fracture of the tibial shaft using interferential currents*. Physiother.Rs.Int., 2(4):255-268.
92. Gaines, J.M., Metter, E.J., Talbot, L.A., 2004, *The effect of neuromuscular electrical stimulation on arthritis knee pain in older adults with osteoarthritis of the knee*. Appl.Nurs.Res., 17(3):201-6.
93. Gangarosa, L.P., Park, N.H., Fong, B.C., et al., 1978, *Conductivity of drugs used for iontoforesis*. J Pharmac.Sci., 67:1439-1443.
94. Ganne, J., 1988, *Stimulation of bone healing with interferential therapy*. Aust.J.Physiother., 34:9-20.
95. Ganne, J.M., Speculand, B., 1979, *Interferential Therapy to promote union of mandibular fractures*. Aust.Nz.J.Surg., 43:81.
96. Garcia, F.R., Azevedo, F.M., Alves, N., Carvalho, A.C., Padovani, C.R., Negrão, Filho, R.F., 2010, *Effects of electrical stimulation of vastus medialis obliquus muscle in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic analysis*. Rev.Bras.Fisioter., 14(6):477-82.
97. Geddes, L., 1984, *A short history of the electrical stimulation of excitable tissue including therapeutic applications*. Physiologist., 27:1-47.
98. Giavedoni, S., Deans, A., McCaughey, P., Drost, E., Macnee, W., Rabinovich, R.A., 2012, *Neuromuscular electrical stimulation prevents muscle function deterioration in exacerbated COPD: A pilot study*. Respir.Med., 106(10):1429-34.
99. Glaser, R.M., 1994, *Functional neuromuscular stimulation. Exercise conditioning of spinal cord injured patients*. Int. J. Sports. Med., 15(3):142-8.
100. Glaser, R.M., 1986, *Physiologic aspects of spinal cord injury and functional neuromuscular stimulation*. Cent. Nerv.Syst .Trauma., 3(1):49-62.
101. Glass, J.M., Stephen, R.L., Jacobsen, S.C., 1980, *The quantity and distribution of radiolabelled dexamethasone delivered to tissues by iontoforesis*. Int.J.Dermatol., 19:519-525.

102. Gollnick, P.D., Piehl, K., Saltin, B., 1974, *Selective glycogen depletion in skeletal muscle fibers after exercise of varying intensity and of varying pedaling rates*. J.Physiol., 241:45.
103. Gondin, J., Brocca, L., Bellinzona, E., D'Antona, G., Maffiuletti, N.A., Miotti, D., Pellegrino, M.A., Bottinelli, R., 2011, *Neuromuscular electrical stimulation training induces atypical adaptations of the human skeletal muscle phenotype: a functional and proteomic analysis*. J.Appl.Physiol., 110(2):433-50.
104. Gondin, J., Cozzone, P.J., Bendahan, D., 2011, *Is high-frequency neuromuscular electrical stimulation a suitable tool for muscle performance improvement in both healthy humans and athletes?* Eur.J.Appl.Physiol., 111(10):2473-87.
105. Gordon, T., Pattullo, M., 1993, *Plasticity of muscle fiber and motor unit types*. Exercise Sport.Sci., 21:331-362.
106. Granit, R., 1973, *Linkage of alpha and gamma motoneurons in voluntary movement*. Nature New Biology, 243:52-53.
107. Gritsenko, V., Prochazka, A., 2004, *A functional electric stimulation-assisted exercise therapy system for hemiplegic hand function*. Arch.Phys.Med.Rehabil., 85:881-885.
108. Hainaut, K., Duchateau, J., 1992, *Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise*. Sports Med., 14(2):100-13.
109. Halge, C.J.Jr., 1972, *Potential changes inside central afferent terminals secondary to stimulation of large and small diameter peripheral nerve fibers*. J.Neurophysiol., 35: 30-43.
110. Hardy, M.A., 1989, *The biology of scar formation*. Phys.Ther., 69:1015.
111. Harris, G.F., Millar, E.A., Hemmy, D.C., Lochner, R.C., 2003, *Neuroelectric stimulation in cerebral palsy: long-term quantitative assessment*. Stereotact.Funct.Neurosurg., 61(2):49-59.
112. Harris, P.R., 1982, *Iontophoresis: Clinical research in musculoskeletal inflammatory conditions*. J Orthopaedic Sports Physical Therapy 4:109.
113. Heuser, J.E., Reese, T.S., 1977, *Structure of the synapses*. In ER Kandel (ed), *Handbook of physiology: The nervous system*. American Physiological Society, pp. 261-294.
114. Howson, D., 1978, *Peripheral nerve excitability – implications for transcutaneous electrical stimulation*. Phys.Ther., 58:1467-1473.
115. Hsu, S.S., Hu, M.H., Wang, Y.H., Yip, P.K., Chiu, J.W., Hsieh, C.L., 2010, *Dose-response relation between neuromuscular electrical stimulation and upper-extremity function in patients with stroke*. Stroke, 41(4):821-4.
116. Hu, X.L., Tong, K.Y., Li, R., Xue, J.J., Ho, S.K., Chen, P., 2012, *The effects of electromechanical wrist robot assistive system with neuromuscular electrical stimulation for stroke rehabilitation*. J Electromyogr.Kinesiol., 22(3):431-9.

117. Hudlicka, O., Brown, M., Cotter, M., Smith, M., Vrbova, G., 1977, *The effect of long-term stimulation of fast muscles on their blood flow, metabolism, and ability to withstand fatigue*. Eur.J.Physiol., 369:141-149.
118. Huxley, A.F., 1974, *Review lecture: muscular contraction*. Journal of Physiology, 243:1-43.
119. Imoto, A.M., Peccin, S., Almeida, G.J., Saconato, H., Atallah, Á.N., 2011, *Effectiveness of electrical stimulation on rehabilitation after ligament and meniscal injuries: a systematic review*. Sao Paulo Med. J., 129(6):414-23.
120. Janssen, T.W., Hopman, M.T., 2003, *Blood flow response to electrically induced twitch and tetanic lower limb muscle contractions*. Arch.Phys.Med.Rehabil., 84(7) 982-987.
121. Jarvis, C.W., Voita, D.A., 1971, *Low voltage skin burns*. Pediatrics 48:831-32.
122. Johnson, D.H., Thurston, P., Ashleroft, P.J., 1977, *The Russian technique of faradism in the treatment of chondromalacia patellae*. Physiother.Can., 29:266.
123. Johnson, M., 1998, *Acupuncture-like transcutaneous nerve stimulation (AL-TENS) in the management of pain*. Phys.Ther.Rev., 3:73-93.
124. Johnson, M., Ashton, C., Thomson, J., 1991a, *The consistency of pulse frequencies and pulse patterns of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) used by chronic pain patients*. Pain, 44:231-234.
125. Jones, D., 1996, *High- and low- frequency fatigue revisited*. Acta.Physiol.Scand., 156:265-270.
126. Jones, D.A., Bigland-Richie, B., Edwards, R.H.T., 1979, *Excitation and frequency and muscle fatigue: mechanical responses during voluntary and stimulated contractions*. Exper.Neurol., 64:401-413.
127. Kahn, J., 1982, *A case report: Lithium iontoforesis for gouty arthritis*. J.Orthop.Sports.Phys.Ther., 4:113.
128. Kamper, D.G., Yasukawa, A.M., Barrett, K.M., Gaebler-Spira, D.J., 2006, *Effects of neuromuscular electrical stimulation treatment of cerebral palsy on potential impairment mechanisms: a pilot study*. Pediatr.Phys.Ther., 18(1):31-8.
129. Kern, H., Hofer, C., Modlin, M., Forstner, Raschka-Hogler, D., Mayr, W., Stohr, H., 2002, *Denervated muscles in humans: Limitations and problems of currently used functional electrical stimulation training protocols*. Int.Soc.Artific.Orgs., 26:216-218.
130. Khalil, T.M., Abdel-Moty, E., Diaz, E.L., Steele-Rosomoff, R., Rosomoff, H.L., 1994, *Efficacy of physical restoration in the elderly*. Exp.Aging.Res., 20(3):189-99.
131. Kim, K.M., Croy, T., Hertel, J., Saliba, S., 2010, *Effects of neuromuscular electrical stimulation after anterior cruciate ligament*

- reconstruction on quadriceps strength, function, and patient-oriented outcomes: a systematic review. J.Orthop.Sports.Phys.Ther., 40(7):383-91.*
132. Kimberley, T.J., Carey, J.R., 2002, *Neuromuscular electrical stimulation in stroke rehabilitation. Minn.Med., 85(4):34-7.*
 133. Knapik, J.J., Mawadsley, P.H., Ramos, M.U., 1983, *Angular specificity of isometric and isokinetic strength training. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 5:58.*
 134. Knutson, J.S., Chae, J., 2010, *A novel neuromuscular electrical stimulation treatment for recovery of ankle dorsiflexion in chronic hemiplegia: a case series pilot study. Am. J. Phys. Med. Rehabil., 89(8):672-82.*
 135. Knutson, J.S., Harley, M.Y., Hisel, T.Z., Hogan, S.D., Maloney, M.M., Chae, J., 2012, *Contralaterally controlled functional electrical stimulation for upper extremity hemiplegia: an early-phase randomized clinical trial in subacute stroke patients. Neurorehabil. Neural. Repair., 26(3):239-46.*
 136. Knutson, J.S., Hisel, T.Z., Harley, M.Y., Chae, J., 2009, *A novel functional electrical stimulation treatment for recovery of hand function in hemiplegia: 12-week pilot study. Neurorehabil. Neural. Repair., 23(1):17-25.*
 137. Kobayashi, H., Onishi, H., Ihashi, K., Yagi, R., Handa, Y., 1999, *Reduction in subluxation and improved muscle function of the hemiplegic shoulder joint after therapeutic electrical stimulation. J. Electromyogr. Kinesiol., 9(5):327-36.*
 138. Kopitar, A.N., Kotnik, V., Vidmar, G., Ihan, A., Novak, P., Stefancic, M., 2012, *Therapeutic electric stimulation does not affect immune status in healthy individuals - a preliminary report, Biomed. Eng. Online, 28:11-42.*
 139. Kraft, G.H., Fitts, S.S., Hammond, M.C., 1992, *Techniques to improve function of the arm and hand in chronic hemiplegia. Arch.Phys.Med.Rehabil., 73(3):220-7.*
 140. Lake, D.A., 1992, *Neuromuscular electrical stimulation.An overview and its application in the treatment of sports injuries. Sports.Med., 13(5):320-36.*
 141. Lambert, I., Tebbs, S., Hill, D., et al., 2000, *Interferential Therapy machines as possible vehicles for cross-infection. J.Hosp.Infect., 44:59-64.*
 142. Lambert, M., Marcus, P., Burgess, T., Noakes, T., 2002. *Electro-membrane microcurrent therapy reduces signs and symptoms of muscle damage. Med.Sci. Sports Exercise, 34:602-607.*
 143. Lance, J.W., 1975, *Headache. Charles Scribner's Sons, New York.,*

144. Laughman, R.K., Youdas, J.W., Garrett, T.R., Chao, E.Y., 1983, *Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation*. Phys.Ther., 63(4):494-9.
145. Leduc, B., Caya, J., Tremblay, S. et al., 2003, *Treatment of calcifying tendinitis of the shoulder by acetic acid iontophoresis: A double-blind randomized controlled trial*. Arch.Phys.Med.Rehabil., 84:1523-1527.
146. Lekas, M.D., 1979, *Iontophoresis treatment*. Otolaryngol.Head.Neck.Surg., 87:292-298.
147. Levitt, S., 1995, *Treatment of cerebral palsy and motor delay*. 3rd ed, Μετάφραση από αγγλικά: Κατσουλάκης Σ., Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνου Α.Ε., Αθήνα.
148. Lewek, M., Stevens, J., Snyder-Mackler, L., 2001, *The use of electrical stimulation to increase quadriceps femoris muscle force in an elderly patient following a total knee arthroplasty*. Phys.Ther., 81(9):1565-71.
149. Liao, S.J., 1978, *Recent advances in the understanding of acupuncture*. Yale J Biology and Medicine, 51:55-65.
150. Liberson, W.T., Holmquest, H. J., Scot, D., Dow, M., 1961, *Functional electrotherapy: Stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients*. Archives of physical medicine and rehabilitation 42:101–105.
151. Lin, T., Cardenas, L., Soslowsky, J., 2004, *Biomechanics of tendon injury and repair*. J.Biomech., 37:865-877.
152. Lin, Z., Yan, T., 2011, *Long-term effectiveness of neuromuscular electrical stimulation for promoting motor recovery of the upper extremity after stroke*. J.Rehabil.Med., 43(6):506-10.
153. Linas, R.R., Heuser, J.E., 1977, *Depolarization-release coupling systems in neurons*. Neurosci.Res.Program.Bull, 15:555-687.
154. Lindh, M., 1979, *Increase of muscle strength from isometric quadriceps exercise at different knee angles*. Scandinavian Journal of Medicine, 11:33.
155. Linn, S.L, Granat, M.H., Lees, K.R., 1999, *Prevention of shoulder subluxation after stroke with electrical stimulation*. Stroke, 30(5):963-8.
156. Lisinski, P., Huber, J., Samborski, W., Witkowska, A., 2008, *Neurophysiological assessment of the electrostimulation procedures used in stroke patients during rehabilitation*. Int.J.Artif .Organs, 31(1):76-86.
157. Lone, A., Wafai, Z., Buth, B., et al., 2003, *Analgesia efficacy of transcutaneous electrical nerve stimulation compared with diclofenac sodium in osteo-arthritis of the knee*. Physiotherapy, 89:478-485.
158. Makowski, N.S., Knutson, J.S., Chae, J., Crago, P., 2011, *Neuromuscular electrical stimulation to augment reach and hand opening after stroke*. Conf.Proc. IEEE Eng.Med.Biol.Soc., 2011:3055-8.
159. Mann, G., Lane, R., Taylor, P.A., 2008, *Feasibility study to assess the effect of accelerometer triggered electrical stimulation on recovery of*

- upper limb function in chronic stroke patients.* In Proceedings of the 13th Annual Conference of the International FES Society.
160. Mann, G.E., Finn, S.M., Taylor, P.N., 2008, *A pilot study to investigate the feasibility of electrical stimulation to assist gait in Parkinson's disease.* Neuromodulation., 11(2):143-9.
 161. Mannheimer, J.S., 1978, *Electrode placements for transcutaneous electrical nerve stimulation,* Physical Therapy, 58(12):1455-1462.
 162. McAdams, E., Jossinet, J., Lackmeier, A., Risacher, F., 1996, *Factors affecting electrode-gel-skin interface impedance in electrical impedance tomography.* Med.Biol.Eng.Comput., 34:397-408.
 163. McDonald, J., Becker, D., Sadowsky, C., et al., 2002, *late recovery following spinal cord injury.* J.Neurosurg.(Spine 2), 97:252-265.
 164. McKenzie, M., 1999, *Electrical stimulation in early stroke rehabilitation of the upper limb with inattention.* Aust. J. Physiother., 45:223-227.
 165. Meesen, R.L., Dendale, P., Cuypers, K., Berger, J., Hermans, A., Thijs, H., Levin, O., 2010, *Neuromuscular electrical stimulation as a possible means to prevent muscle tissue wasting in artificially ventilated and sedated patients in the intensive care unit: A pilot study.* Neuromodulation., 13(4):315-20.
 166. Meilink, A., Hemmen, B., Seelen, H.A., Kwakkel, G., 2008, *Impact of EMG-triggered neuromuscular stimulation of the wrist and finger extensors of the paretic hand after stroke: a systematic review of the literature.* Clin.Rehabil., 22(4):291-305.
 167. Melzack, R., 1975, *Prolonged relief of pain by brief, intense transcutaneous electrical stimulation.* Pain 1(4):357-373.
 168. Melzack, R., Stillwell, D.M., Fox, E.J., 1977, *Trigger Points and acupuncture points for pain: Correlations and Implications.* Pain 3(1):3-25.
 169. Mesci, N., Ozdemir, F., Kabayel, D.D., Tokuc, B., 2009, *The effects of neuromuscular electrical stimulation on clinical improvement in hemiplegic lower extremity rehabilitation in chronic stroke: a single-blind, randomised, controlled trial.* Disabil,Rehabil., 31(24):2047-54.
 170. Mima, T., Oga, T., Rothwell, J., et al., 2004, *Short-term high-frequency transcutaneous electrical nerve stimulation decreases human motor cortex excitability.* Neurosci.Lett., 355:85-88.
 171. Mintken, P.E., Carpenter, K.J., Eckhoff, D., Kohrt, W.M., Stevens, J.E., 2007, *Early neuromuscular electrical stimulation to optimize quadriceps muscle function following total knee arthroplasty: a case report.* J. Orthop. Sports. Phys. Ther., 37(7):364-71.
 172. Mizrahi, J., 1997, *Fatigue in muscles activated by functional electrical stimulation.* Crit.Rev. Phys. Rehab. Med., 9: 93-129.

173. Moffroid, M.T., Kusick, E.T., 1975, *The power struggle: Definition and Evaluation of power of muscular performance*. Phys. Ther., 55:1098.
174. Monaghan, B., Caulfield, B., O'Mathúna, D.P., 2010, *Surface neuromuscular electrical stimulation for quadriceps strengthening pre and post total knee replacement*. Cochrane Database Syst. Rev., 20(1):CD007177.
175. Moore, S.R., Shurman, J., 1997, *Combined neuromuscular electrical stimulation and transcutaneous electrical nerve stimulation for treatment of chronic back pain: a double-blind, repeated measures comparison*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 78(1):55-60.
176. Munsat, T.L., McNeal, D.R., Waters, R.L., 1976, *Effects of nerve stimulation on human muscle*. Arch. Neurol., 33:608-617.
177. Munsat, T.L., McNeal, D.R., Waters, R.L., 1976, *Preliminary observations on prolonged stimulation of peripheral nerve in man*. Arch. Neurol., 33:608.
178. Myer-Waarden, K., Hans-Juergens, A., 1980, *New research results- Demonstration of interferential current in deep biological structures*. Biomed.Tech., 25:295-296.
179. Nápolis, L.M., Dal Corso, S., Neder, J.A., Malaguti, C., Gimenes, A.C., Nery, L.E., 2011, *Neuromuscular electrical stimulation improves exercise tolerance in chronic obstructive pulmonary disease patients with better preserved fat-free mass*. Clinics (Sao Paulo)., 66(3):401-6.
180. Neder, J.A., Sword, D., Ward, S.A., Mackay, E., Cochrane, L.M., Clark, C.J., 2002, *Home based neuromuscular electrical stimulation as a new rehabilitative strategy for severely disabled patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD)*. Thorax., 57(4):333-7.
181. Neiswanger, C., 1912, *Electrotherapeutical practice*, 18th edn Chicago: Ritchie & Company.
182. Nelson, R., Currier, D., 1987, *Clinical Electrotherapy*, Appleton and Lange, California.
183. Nemec, W., 1959, *Interferential therapy: a new approach in psychical medicine*. Br.J.Psysiother., 12:9-12.
184. Noble, J., Henderson, G., Cramp, A. et al., 2000, *The effect of interferential therapy upon cutaneous blood flow in humans*. Clin.Physiol., 20:2-7.
185. Noble, J., Lowe, A., Walsh, D., 2001, *Interferential therapy review part 2: experimental pain models and neuropsychological effects of electrical stimulation*. Phys.Ther. Rev., 6:17-37.
186. Palay, S.L., Chan-Palay, 1977, *General morphology of neurons and neuroglia*. In ER Kandel(ed), *Handbook of physiology: the nervous system*, Vol 1, Part 1. Benesda, Md: American Physiology Society, pp.5-37.

187. Palmer, S., Martin, D., Steedman, W., Ravey, J., 1999, *Alteration of interferential current and transcutaneous electrical nerve stimulation frequency: effects on nerve excitation*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 85:409-415.
188. Palmieri-Smith, R.M., Thomas, A.C., Karvonen-Gutierrez, C., Sowers, M., 2010, *A clinical trial of neuromuscular electrical stimulation in improving quadriceps muscle strength and activation among women with mild and moderate osteoarthritis*. Phys Ther., 90(10):1441-52.
189. Pandyan, A., Granat, M., 1997, *Effects of electrical stimulation on flexion contractures in the hemiplegic wrist*. Clin.Rehabil., 11:123-130.
190. Pape, K.E., Kirsch, S.E., Galil, A., Boulton, J.E., White, M.A., Chipman, M., 1993, *Neuromuscular approach to the motor deficits of cerebral palsy: a pilot study*. J.Pediatr.Orthop.,13(5):628-33.
191. Patel, D.R., 2005, *Therapeutic interventions in cerebral palsy*. Indian.J.Pediatr., 72(11):979-83.
192. Patterson, R., Lockwood, J., Lackmeier, A., Risacher, F., 1996, *The influence of electrode size and type on surface stimulation of quadriceps*. IEEE Trans. Rehabil. Eng., 1:59-62.
193. 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*. J. Orthop. Sports. Phys. Ther., 36(9):678-85.
194. Petterson, S.C., Mizner, R.L., Stevens, J.E., Raisis, L., Bodenstab, A., Newcomb, W., Snyder-Mackler, L., 2009, *Improved function from progressive strengthening interventions after total knee arthroplasty: a randomized clinical trial with an imbedded prospective cohort*. Arthritis Rheum., 61(2):174-83.
195. Pierce, A., Laughton, C., Smith, B., et al., 2004, *Direct effect of percutaneous electrical stimulation during gait in children with hemiplegic cerebral palsy*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 85:339-445.
196. Popovic, M., Popovic, D., Schwirtlich, L., Sinkjaer, T., 2004, *Functional electric therapy (FET); clinical trial in chronic hemiplegic subjects*. Neuromodulation, 7:133-140.
197. Potisk, K., Gregoric, M., Vondnovil, L., 1995, *Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on spasticity in patients with hemiplegia*. Scand. J. Rehabil. Med., 27:169-174.
198. Powell, J., Pandyan, A.D., Granat, M., Cameron, M., Stott, D.J., 1999, *Electrical stimulation of wrist extensors in poststroke hemiplegia*. Stroke., 30(7):1384-9.
199. Price, C.I., Pandyan, A.D., 2000, *Electrical stimulation for preventing and treating post-stroke shoulder pain*. Cochrane Database Syst. Rev., (4):CD001698

200. Quittan, M., Sochor, A., Wiesinger, G.F., Kollmitzer, J., Sturm, B., Pacher, R., Mayr, W., 1999, *Strength improvement of knee extensor muscles in patients with chronic heart failure by neuromuscular electrical stimulation*. *Artif. Organs.*, 23(5):432-5.
201. Quittan, M., Wiesinger, G.F., Sturm, B., Puig, S., Mayr, W., Sochor, A., Paternostro, T., Resch, K.L., Pacher, R., Fialka-Moser, V., 2001, *Improvement of thigh muscles by neuromuscular electrical stimulation in patients with refractory heart failure: a single-blind, randomized, controlled trial*. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 80(3):206-224.
202. Ratchford, J.N., Shore, W., Hammond, E.R., Rose, J.G., Rifkin, R., Nie, P., Tan, K., Quigg, M.E., de Lateur, B.J., Kerr, D.A., 2010, *A pilot study of functional electrical stimulation cycling in progressive multiple sclerosis*. *NeuroRehabilitation.*, 27(2):121-8.
203. Renzenbrink, G.J., IJzerman, M.J., 2004, *Percutaneous neuromuscular electrical stimulation (P-NMES) for treating shoulder pain in chronic hemiplegia. Effects on shoulder pain and quality of life*. *Clin.Rehabil.*, 18(4):359-65.
204. Riley, L.H., Richter, C.P., 1975, *Use of the electrical skin resistance method in the study of patients with neck and upper extremity pain*. *Johns Hopkins Med.J.*, 137: 69-74.
205. Robertson, V., Ward, A., 2002, *Vastus medialis electrical stimulation to improve lower extremity function following a lateral patellar retinacular release*. *J. Orthop. Sports. Phys. Ther.*, 32:437-445.
206. Robertson, V., Ward, A., Low, J., Reed, A., 2011, *Electrotherapy explained*. 4th ed, Μεταφραση-Επιμέλεια: Κατσουλακης Κ.Δ., Εκδοσεις Παρισσιανου, Αθηνά.
207. Rooney, J.G., Currier, D.P., Nitz, A.J., 1992, *Effect of variation in the burst and carrier frequency modes of neuromuscular electrical stimulation on pain perception of healthy subjects*. *Phys Ther.*, 72(11):800-6; discussion 807-9.
208. Rosewilliam, S., Malhotra, S., Roffe, C., Jones, P., Pandyan, A.D., 2012, *Can surface neuromuscular electrical stimulation of the wrist and hand combined with routine therapy facilitate recovery of arm function in patients with stroke?* *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 93(10):1715-21.
209. Rothstein, J.M., 1982. *Muscle biology: Clinical considerations*. *Phys. Ther.*, 62:1823.
210. Rowley, B.A., 1972, *Electrical current effects on E. Goli growth rates*. *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.*, 139:929.
211. Rozier, C.K., 1974, *Acupuncture for pain relief*. *Phys. Ther.*, 54: 949-952.
212. Rubinstein, J.T., Miller, C.A., Mino, H., Abbas, P.J., 2001, *Analysis of monophasic and biphasic electrical stimulation of nerve*. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 48(10):1065-1070.

213. Ruda, C.S., 1991, *Common ankle injuries in the athlete*. Nurs. Clin. of North Amer., 26(1):167-180.
214. Rushton, D., 2002, *Electrical stimulation in the treatment of pain*. Disabil. Rehabil., 24:407-415.
215. Russ, D.W., Clark, B.C., Krause, J., Hagerman, F.C., 2012, *Development of a neuromuscular electrical stimulation protocol for sprint training*, Med. Sci. Sports Exerc., 44(9):1810-9.
216. Russo, J., Lipman, A.G., Comstock, T.J., et al., 1980, *Lidocaine anesthesia*:
217. Sady, S.P., Wortman, M., Blanke, D., 1982, *Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 63:261.
218. Sahin, N., Ugurlu, H., Albayrak, I., 2012, *The efficacy of electrical stimulation in reducing the post-stroke spasticity: a randomized controlled study*. Disabil. Rehabil., 34(2):151-6.
219. Saleh, K.J., Lee, L.W., Gandhi, R., Ingersoll, C.D., Mahomed, N.N., Sheibani-Rad, S., Novicoff, W.M., Mihalko, W.M., 2010, *Quadriceps strength in relation to total knee arthroplasty outcomes*. Instr. Course Lect., 59:119-30.
220. Salmons, S., Henriksson, J., 1981, *The adaptive response of skeletal muscle to increased use*. Muscle and Nerve, 4:94.
221. Sapega, A., et al., 1981, *Biophysical factors in range of motion exercises*. The physician and sports medicine, 9:57.
222. Scheker, L.R., Chesher, S.P., Ramirez, S., 1999, *Neuromuscular electrical stimulation and dynamic bracing as a treatment for upper-extremity spasticity in children with cerebral palsy*. J. Hand. Surg. Br., 24(2):226-32.
223. Scheker, L.R., Ozer, K., 2003, *Electrical stimulation in the management of spastic deformity*. Hand. Clin., 19(4):601-6.
224. Schwartz, M.S., 1955, *The use of hyalourodinase by iontoforesis in the treatment of lymphedema*. Arch. Intern. Med., 95:662-668.
225. Scott, O., Vrbova, G., Hyde, S., Dudowitz, V., 1985, *Effects of chronic low frequency electrical stimulation on normal human tibialis anterior muscle*. J Neurol. Neurosurg. Psychiatr., 48:774-781.
226. Scott, W., Stevens, J., Binder-Macleod, S., 2001, *Human muscle fiber type classifications*. Phys. Ther., 81:180-1816.
227. Scudds, R., Helewa, A., Scudds, R., 1995, *The effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on skin temperature in asymptomatic subjects*. Phys. Ther., 75:45-53.
228. Selkowitz, D.M., 1985, *Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation*. Phys. Ther., 65(2):186-96.

229. Sherman, W.H., et al., 1981, *Isokinetic strength during rehabilitation following arthroscopy*. Athletic Train., 16:138.
230. Shin, H.K., Cho, S.H., Jeon, H.S., Lee, Y.H., Song, J.C., Jang, S.H., Lee, C.H., Kwon, Y.H., 2008, *Cortical effect and functional recovery by the electromyography-triggered neuromuscular stimulation in chronic stroke patients*. Neurosci. Lett., 442(3):174-9.
231. Sillen, M.J., Speksnijder, C.M., Eterman, R.M., Janssen, P.P., Wagers, S.S., Wouters, E.F., Uszko-Lencer, N.H., Spruit, M.A., 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):44-61.
232. Sillen, M.J., Wouters, E.F., Franssen, F.M., Meijer, K., Stakenborg, K.H., Spruit, M.A., 2011, *Oxygen uptake, ventilation, and symptoms during low-frequency versus high-frequency NMES in COPD: a pilot study*. Lung., 189(1):21-6.
233. Sinclair, P., Fornusek, C., Davis G., 2004, *The effect of fatigue on the timing of electrical stimulation-evoked contractions in people with spinal cord injury*. Neuromodulation., 7:214-222.
234. Sloan J., Soltani K., 1986, *Iontophoresis in dermatology*. J. Am. Acad. Dermatol., 15:671-684.
235. Sluka, K., Walsh, D., 2003, *Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness*. J. Pain., 4:109-121.
236. Spielholz, N., Nolan, M., 1995, *Conventional TENS and the phenomena of accommodation, adaptation, habituation and electrode polarization*. J. Clin. Electrophysiol., 7:16-19.
237. Spruit, M.A., Wouters, E.F., 2007, *New modalities of pulmonary rehabilitation in patients with chronic obstructive pulmonary disease*. Sports Med., 37(6):501-18
238. 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*. Neurorehabil. Neural. Repair., 21(6):475-85.
239. Stein, R., Chong, S., James, K. et al., 2002, *Electrical stimulation for therapy and mobility after spinal cord injury*. Prog. Brain. Res., 137:27-34.
240. Stein, R.B., Everaert, D.G., Thompson, A.K., Chong, S.L., Whittaker, M., Robertson, J., Kuether, G., 2010, *Long-term therapeutic and orthotic effects of a foot drop stimulator on walking performance in progressive and nonprogressive neurological disorders*. Neurorehabil. Neural. Repair. 24(2):152-67.

241. 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*. J. Orthop. Sports Phys. Ther., 34(1):21-9.
242. Stevens-Lapsley, J.E., Balter, J.E., Wolfe, P., Eckhoff, D.G., Kohrt, W.M., 2012, *Early neuromuscular electrical stimulation to improve quadriceps muscle strength after total knee arthroplasty: a randomized controlled trial*. Phys. Ther., 92(2):210-26.
243. Stevens-Lapsley, J.E., Balter, J.E., Wolfe, P., Eckhoff, D.G., Schwartz, R.S., Schenkman, M., Kohrt, W.M., 2012, *Relationship between intensity of quadriceps muscle neuromuscular electrical stimulation and strength recovery after total knee arthroplasty*. Phys. Ther., 92(9):1187-96.
244. Stolzenberg, D., Siu, G., Cruz, E., 2012, *Current and future interventions for glenohumeral subluxation in hemiplegia secondary to stroke*. Top Stroke Rehabil., 19(5):444-56.
245. Sujith, O.K., 2008, *Functional electrical stimulation in neurological disorders*. Eur. J. Neurol., 15(5):437-44.
246. Sullivan, J.E., Hedman, L.D., 2004, *A home program of sensory and neuromuscular electrical stimulation with upper-limb task practice in a patient 5 years after a stroke*. Phys. Ther., 84(11):1045-54.
247. Szecsi, J., Schlick, C., Schiller, M., Pöllmann, W., Koenig, N., Straube, A., 2009, *Functional electrical stimulation-assisted cycling of patients with multiple sclerosis: biomechanical and functional outcome--a pilot study*. J. Rehabil. Med., 41(8):674-80.
248. Tannenbaum, M., 1980, *Iodine iontoforesis in reducing scar tissue*. Phys. Ther., 60:792.
249. Taylor, P., Singleton, C., Wright, P., Mann, G., Johnson, C., Swain, I., 2001, *Correction of dropped foot following multiple sclerosis by functional electrical stimulation, an audit of walking speed and physiological cost index*. In Proceedings of 5th ISPRM Conference.
250. Terenius, L., 1978, *Endogenous peptides and analgesia*. Annu. Rev. Pharmacol. Toxicol., 18:189-204.
251. Thomee, R., et al., 1988, *Slow or fast isokinetic training after knee ligament surgery*. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 8:475.
252. Thrasher, T.A., Popovic, M.R., 2008, *Functional electrical stimulation of walking: function, exercise and rehabilitation*. Ann. Readapt. Med. Phys., 51(6):452-60.
253. Tippet, S.R., 1992, *Closed chain exercise*. Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America 1:253-267.
254. Torebjork, H.E., Hallin, R.G., 1973, *Perceptual changes accompanying control preferential blocking of A and C fibre responses in intact human skin nerves*. Exp. Brain. Res., 16:321-332.

255. Trevino, G.S., 1994, *Management of acute and chronic lateral ligament injuries of the ankle*. Orth. Clin. of North Amer., 25:1-16.
256. Van der Aa, H., Bulstra, G., Verloop, A., et al., 2001, *Application of a dual channel peroneal nerve stimulator in a patient with a 'central' drop foot*. Acta Neurochir., 79:105-107.
257. Van der Linden, M., Aitchison, A., et al., 2003, *Electrical stimulation on gluteus maximus in children with cerebral palsy: effects on gait characteristics and muscle strength*. Dev. Med. Child. Neurol., 45:385-390.
258. Vanderthommen, M., Crielaard, J.M., 2001, *Muscle Electric Stimulation in Sports Medicine*. Rev. Med. Liege, 36(5)391-395.
259. Vanderthommen, M., Depresseux, J., Dauchat, L., et al., 2002, *Blood flow variation in human muscle during electrically stimulated exercise bouts*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 83:936-941.
260. Vivodtzev, I., Debigaré, R., Gagnon, P., Mainguy, V., Saey, D., Dubé, A., Paré, M.È., Bélanger, M., Maltais, F., 2012, *Functional and muscular effects of neuromuscular electrical stimulation in patients with severe COPD: a randomized clinical trial*. Chest.: 141(3):716-25.
261. Vivodtzev, I., Lacasse, Y., Maltais, F., 2008, *Neuromuscular electrical stimulation of the lower limbs in patients with chronic obstructive pulmonary disease*. J. Cardiopulm. Rehabil. Prev., 28(2):79-91.
262. Voss, D.E., Ionta, M.K., Myers, B.J., 1985, *Proprioceptive Neuromuscular Facility*, 3rd ed, Harper & Row, New York.
263. Vuagnat, H., Chantraine, A., 2003, *Shoulder pain in hemiplegia revisited: contribution of functional electrical stimulation and other therapies*. J. Rehabil. Med., 35(2):49-56.
264. Walker, D.C., Currier, P., Threlceld, A.J., 1988, *Effects of high voltage pulsed electrical stimulation on blood flow*. Phys. Ther., 68.
265. Walls, R.J., McHugh, G., O'Gorman, D.J., Moyna, N.M., O'Byrne, J.M., 2010, *Effects of preoperative neuromuscular electrical stimulation on quadriceps strength and functional recovery in total knee arthroplasty. A pilot study*. BMC Musculoskelet. Disord., 11:119.
266. Wang, J., Chen, S., Lan, C., et al., 2004, *Neuromuscular electric stimulation enhances endothelial vascular control and hemodynamic function in paretic upper extremities of patients with stroke*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 85:112-1116.
267. Ward, A., Robertson, V., 1998, *The variation in torque production with frequency using medium frequency alternating current*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 79:1399-1404.
268. Ward, A., Robertson, V., Ioannou, H., 2004, *The effect of duty cycle and frequency on muscle torque production using kHz frequency alternating current*. Med. Eng. Physics., 26:569-597.

269. Ward, A., Shkuratova, N., 2002, *Russian currents: the early experimental evidence*. Phys. Ther., 82:1019-1030.
270. Watson, T., 1996, *Electrical stimulation of wound healing*. Phys. Ther. Rev., 1:98-103.
271. Wheeler, G., Andrews, B., Lederer, R., et al., 2002, *Functional electric stimulation-assisted rowing: Increasing cardiovascular fitness through functional electric stimulation rowing training in persons with spinal cord injury*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 83:1093-1099.
272. Whitwam, J.G., 1976, *Classification of peripheral nerve fibers. A historical perspective*. Anaesthesia, 31(4):494-512.
273. Wilder, R., Wind, T., Jones, E., et al., 2002, *Functional electrical stimulation for a dropped foot*. J Long-Term Effects Med, Implants, 12:149-159.
274. Wolf, S., 1981, *Electrotherapy*. Churchill, Livingstone.
275. Woo, S., Debski, R., Zeminski, J., et al., 2000, *Injury and repair of tendons and ligaments*. Ann. Rev. Biomed. Eng., 2:83-118.
276. Woodcock, A.H., Taylor, P.N., Ewins DJ, 1999, *Long pulse biphasic electrical stimulation of denervated muscle*. Artif. Organs, 23(5):447-452.
277. Wouters, W., Van Der Berchen, J., 1973, *Hyperpolarization and depression of slow synaptic inhibition by enkefalin in frog sympathetic ganglion*. Nature, 277:53.
278. Wright, P.A., Durham, S., Ewins, D.J., Swain, I.D., 2012, *Neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy: a review*. Arch. Dis. Child., 97(4):364-71.
279. Yamaguchi, T., Tanabe, S., Muraoka, Y., Imai, S., Masakado, Y., Hase, K., Kimura, A., Liu, M., 2011, *Effects of integrated volitional control electrical stimulation (IVES) on upper extremity function in chronic stroke*. Keio J. Med., 60(3):90-5.
280. Yarkony, G.M., Jaeger, R.J., Roth, E., Kralj, A.R., Quintern, J., 1990, *Functional neuromuscular stimulation for standing after spinal cord injury*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 71(3):201-6.
281. Yavuzer, G., Geler-Külcü, D., Sonel-Tur, B., Kutlay, S., Ergin, S., Stam, H.J., 2006, *Neuromuscular electric stimulation effect on lower-extremity motor recovery and gait kinematics of patients with stroke: a randomized controlled trial*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 87(4):536-40.
282. Yeh, C.Y., Tsai, K.H., Su, F.C., Lo, H.C., 2010, *Effect of a bout of leg cycling with electrical stimulation on reduction of hypertonia inpatients with stroke*. Arch.Phys.Med.Rehabil., 91(11):1731-6.
283. Yoshikawa, M., Kimura, H., 2007, *Pulmonary rehabilitation--exercise training and nutritional support*. Nihon Rinsho., 65(4):702-11.
284. Yu, D.T., Chae, J., Walker, M.E., Kirsteins, A., Elovic, E.P., Flanagan, S.R., Harvey, R.L., Zorowitz, R.D., Frost, F.S., Grill, J.H., Feldstein, M., Fang, Z.P., 2004, *Intramuscular neuromuscular electric stimulation for*

- poststroke shoulder pain: a multicenter randomized clinical trial.*
Arch.Phys.Med.Rehabil., 85(5):695-704.
285. Yun, G.J., Chun, M.H., Park, J.Y., Kim, B.R., 2011, *The synergic effects of mirror therapy and neuromuscular electrical stimulation for hand function in stroke patients.* Ann. Rehabil. Med., 35(3):316-21.
286. Zanotti, E., Felicetti, G., Maini, M., Fracchia, C., 2003, *Peripheral muscle strength training in bed-bound patients with COPD receiving mechanical ventilation.* Chest., 124:292-296.
287. Zarins, B., 1982, *Soft tissue injury and repair: Biomechanical aspects.* Int J Sports Med., 3:9.

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ – ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Γιόκαρης, Π., 1999, *Κλινική Ηλεκτροθεραπεία.* Εκδόσεις Παρισιάνου, Αθήνα.
2. Γιόκαρης, Π., 2007, *Θεραπευτικά Σχήματα – Κλινική Ηλεκτροθεραπεία, Τόμος 1.* Ιδιωτική έκδοση, Αθήνα.
3. Γιόκαρης, Π., 2007, *Θεραπευτικά Σχήματα – Κλινική Ηλεκτροθεραπεία, Τόμος 2.* Ιδιωτική έκδοση, Αθήνα.
4. Κάντας, Π., 2009, *Εργαστηριακές σημειώσεις στο μάθημα: Ηλεκτροθεραπεία II.* ΤΕΙ Πατρών, Αίγιο.
5. Κοτζαηλίας, Δ.Α., 2008, *Φυσικοθεραπεία σε παθήσεις του μυοσκελετικού συστήματος.* University Studio Press, Θεσσαλονίκη.
6. Λαμπίρης, Η.Ε., 2007, *Ορθοπαιδική και Τραυματιολογία.* 2^η έκδοση: Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης, Αθήνα.
7. Μαστρογιάννης, Δ.Χ., 2006, *Στοιχεία παθολογικής κλινικής.* Ελληνικός Ερυθρός Σταυρός, Τομέας Νοσηλευτικής, Αθήνα.
8. Μπάκας, Ε., 1999, *Ηλεκτροθεραπεία, Θερμοθεραπεία, Κρυοθεραπεία, Ακτινοβολία, Laser, Βελονισμός, Τόμος 3.* Θεσσαλονίκη: Εκδόσεις Σιώκης.
9. Μπάκας, Ε., 1988, *Ηλεκτροθεραπεία, Θερμοθεραπεία, Κρυοθεραπεία, Ακτινοβολία, Laser, Βελονισμός, Τόμος 1.* Θεσσαλονίκη: Εκδόσεις Σιώκης.
10. Μπάκας, Ε., 1988, *Ηλεκτροθεραπεία, Θερμοθεραπεία, Κρυοθεραπεία, Ακτινοβολία, Laser, Βελονισμός, Τόμος 2.* Θεσσαλονίκη: Εκδόσεις Σιώκης.
11. Θεοδώροπουλος, Δ., Γιόκαρης, Π., 2009, *Η επίδραση του ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού στην ελάττωση της σπαστικότητας των καμπτήρων μυών του καρπού και των δακτύλων σε ημιπληγικούς ασθενείς. Θέματα Φυσικοθεραπείας, Τόμος 5, Τεύχος 6.*
12. Μπάκας, Ε., 1985, *Φυσική Ιατρική και Αποκατάσταση Ηλεκτροθεραπεία Τόμος 1^{ος}.* Αθήνα.

13. Μπούγλα, Α., Καρατζάνος, Ε., Γεροβασίλη, Β., Ζέρβα, Ε., Νανάς Σ., 2009, *Ηλεκτρικός νευρομυϊκός ερεθισμός ως εναλλακτική μορφή άσκησης στους βαρέως πάσχοντες*. Αρχαία Ελληνικής Ιατρικής.
14. Σταθόπουλος, Χ., 2011, *Διαλέξεις Νευρολογίας*. ΤΕΙ Πατρών, Αίγιο.
15. Φραγκοράπτης, Ε., 2008, *Εφαρμοσμένη ηλεκτροθεραπεία : θεωρία και πράξη μεθόδων ηλεκτροθεραπείας*. Έκδοση Γεωργακίδου Κωνσταντίνα, Θεσσαλονίκη.
16. Ξεπούλιας, Δ.Π., 2005, *Μαθήματα ανατομίας με εικόνες*. Ελληνικός Ερυθρός Σταυρός, Τομέας Νοσηλευτικής, Αθήνα.