

Ηλεκτρικός Ερεθισμός Εννευρωμένων Μυών

Παπαθανασίου Γ. BS, MS Ατζολιδάκης Στ.

Ο Ηλεκτρικός Μυικός Ερεθισμός (HME) αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα φυσικοθεραπευτικά μέσα από την αρχή του αιώνα μας. Τις τελευταίες ιδιαίτερα δεκαετίες, οι εφαρμογές του HME διευρύνονται συνεχώς και η χρήση του παρουσιάζει αυξανόμενο κλινικό και ερευνητικό ενδιαφέρον. Η ολόπλευρη κάλυψη του θέματος στα πλαίσια της σύντομης αυτής παρουσίασης είναι αδύνατη. Στο άρθρο που ακολουθεί θα περιγραφούν συνοπτικά οι ενδείξεις, η τεχνική, οι παράμετροι εφαρμογής και τα αποτελέσματα του HE σε άτομα χωρίς κεντρική ή περιφερική νευρική βλάβη. Δηλαδή, στον ερεθισμό μυικών ομάδων που διατηρούν την φυσιολογική τους νεύρωση.

Εισαγωγή

Η κλινική αξία του HME είναι ιδιαίτερα σημαντική στην αποκατάσταση κακώσεων του μυοσκελετικού συστήματος όπου η ακινητοποίηση του πάσχοντος μέλους ή ακόμα και του ίδιου του ασθενή αποτελεί μέρος της θεραπευτικής αγωγής. Σαν παραδείγματα, μπορούν να αναφερθούν τα κατάγματα, οι συνδεσμικές κακώσεις (με χειρουργική ή συντηρητική αντιμετώπιση), τα μυοτενόντια προβλήματα κτλ. Στις περιπτώσεις αυτές, ο συχνός και διαρκής HE μεγάλων μυικών ομάδων μπορεί να βελτιώσει την αρτηριακή κυκλοφορία, συμβάλλοντας στην τροφική ενίσχυση των αντίστοιχων περιοχών. Επίσης, μπορεί να επιταχύνει τη φλεβική επιστροφή και να κινητοποιήσει τη λεμφική κυκλοφορία ασκώντας σημαντική ανποδηματική δράση. Κατάλληλος HE μπορεί να χαλαρώσει τον ανταλγικό μυικό σπασμό που παρατηρείται στην περιοχή της κάκωσης. Κατ' αυτό τον τρόπο συντελεί έμμεσα στην μείωση του πόνου που οφείλεται σε συσσωρευση μεταβολιτών και σε ισχαιμικά φαινόμενα, παράγοντες

που αποτελούν το γνωστό φαύλο κύκλο συμπτωμάτων που ακολουθεί σχεδόν κάθε μυοσκελετικό τραυματισμό.

Η συχνή εκγύμναση των μυικών ομάδων του ακινητοποιημένου μέλους με HE προλαμβάνει την ανάπτυξη ενδομυικών συμφύσεων, ενώ ταυτόχρονα διατηρεί την λειτουργικότητα των ανατομικών στοιχείων που συμβάλλουν στη σωστή νευρομυική επικοινωνία, όπως για παράδειγμα η τελική κινητική πλάκα. Από τις σπουδαιότερες κλινικές εφαρμογές του HE είναι η πρόληψη της ατροφίας, η διατήρηση ή ακόμα και η αύξηση της μυικής δύναμης στις περιπτώσεις εκείνες που απαιτείται παρατεταμένη ακινητοποίηση του ασθενή ή του πάσχοντος μέλους. Τέλος, σημαντική είναι η συνεισφορά του HE στην επανεκπαίδευση μυών που έχουν υποστεί τενοντομετάθεση.

Συσκευές Μυικού Ερεθισμού

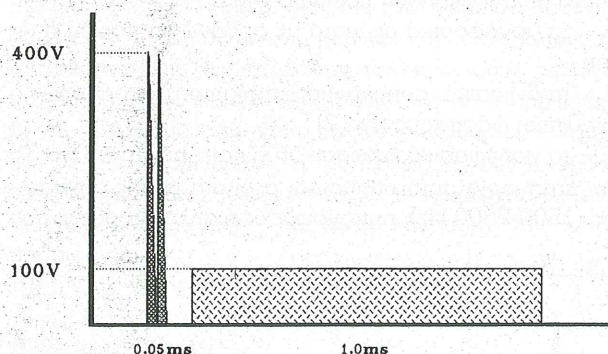
Ανάλογα με το ύψος της τάσης που αποδίδουν οι συσκευές HE διακρίνονται σε υψηλής και χαμηλής τάσης. Στους χαμηλής τάσης ερεθιστές, η μέγιστη τάση δεν ξεπερνάει τα 100 V περίπου, ενώ η μέγιστη ένταση τα 150 mA. Η μορφή του κύματος και η διάρκεια παλμού είναι συνήθως ρυθμισίμη. Με τις συσκευές αυτού του τύπου είναι δυνατό να προκληθούν ισχυρές μυικές συστολές, αλλά η πολύωρη εφαρμογή τους δεν συνιστάται λόγω των σχετικών έντονων χημικών και θερμικών αποτελεσμάτων τους.

Στις συσκευές υψηλής τάσης, η μέγιστη ένταση μπορεί να φτάσει τα 2500 mA ενώ η μέγιστη τάση τα 500 V χωρίς

* Ο κ. Γ. Παπαθανασίου είναι Φυσικοθεραπευτής, Καθηγητής Εφαρμογών στο Τμήμα Φυσικοθεραπείας του ΤΕΙ Αθήνας. Σπούδασε Φυσικοθεραπεία στην Ελλάδα και Βιολογία στο New England University (ΗΠΑ). Στη διάρκεια των μεταπτυχιακών του σπουδών στο Long Island University της Νέας Υόρκης, ειδικεύτηκε στη Φυσικοθεραπεία και στη Κλινική Εργοφυσιολογία.

Ο κ. Στ. Ατζολιδάκης είναι Φυσικοθεραπευτής, απόφοιτος του Τμ. Φυσικοθεραπείας του ΤΕΙ Αθήνας. Από το 1989, συμμετέχει σε ερευνητικές προσπάθειες σχετικές με τη μελέτη των εφαρμογών του Ηλεκτρικού Ερεθισμού στη Φυσικοθεραπεία.

κανένα κίνδυνο για την ασφάλεια του ασθενή. Αυτό επιτυγχάνεται με την διαμόρφωση ενός διπλού, τριγωνικού και πολύ μικρής διάρκειας παλμού (συνήθως κάτω από 100 μsec). Τα ρεύματα με τέτοιο παλμό έχουν αμελητέα θερμικά και χημικά αποτελέσματα, γι' αυτό και συνίστανται σε περιπτώσεις που απαιτείται πολύωρη καθημερινή εφαρμογή.¹ Από την άλλη όμως πλευρά, η μορφή και — κυρίως — η διάρκεια του παλμού τους δεν επιτρέπει την έκλυση ισχυρών μυικών συστολών, σε σύγκριση πάντα με τα χαμηλής τάσης ερεθιστικά ρεύματα (Σχ. 1).²



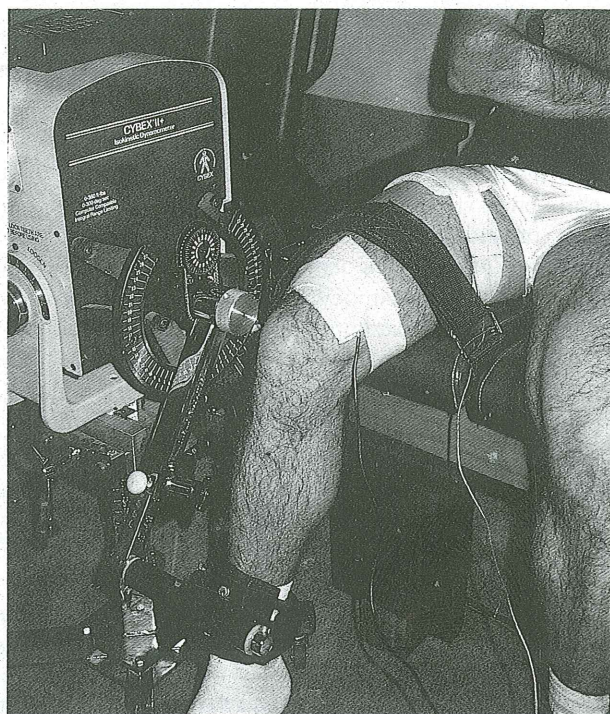
Σχήμα 1. Συγκριτική απεικόνιση παλμού ρευμάτων υψηλής και χαμηλής τάσης.

Σύμφωνα με την παράμετρο που ρυθμίζει ο χρήστης, για να καθορίσει την δόση που παρέχει μια συσκευή ΗΕ, αυτές διακρίνονται σε σταθερής τάσης και σταθερής έντασης. Δεν υπάρχουν ιδιαίτεροι λόγοι προτίμησης του ενός ή του άλλου τύπου ερεθιστή. Φαίνεται όμως ότι οι σταθερής έντασης ερεθιστές προσφέρουν μεγαλύτερη δυνατότητα ελέγχου της δόσης του ρεύματος ανεξάρτητα από την αντίσταση των ιστών. Σε κάθε περίπτωση, ο φυσικοθεραπευτής πρέπει να γνωρίζει τον τύπο της συσκευής που χρησιμοποιεί, ώστε να διασφαλίζεται η σωστή ρύθμιση της συσκευής και η κατάλληλη εφαρμογή του ερεθισμού.

Μέθοδοι Ηλεκτρικού Μυικού Ερεθισμού

Στη φυσικοθεραπευτική πράξη διακρίνονται δυο κύριες μέθοδοι μυικού ΗΕ, η μονοπολική και η διπολική με τις διάφορες παραλλαγές τους.

Στη μονοπολική μέθοδο τα δύο ηλεκτρόδια διακρίνονται σε ανενεργό και ενεργό. Το ανενεργό είναι κατά κανόνα μεγαλύτερης επιφάνειας και αποτελεί την άνοδο, δηλ. το θετικό ηλεκτρόδιο. Τοποθετείται σε ομόπλευρη με την ερεθιζόμενη κεντρική περιοχή ή στην πορεία του κινητικού νεύρου. Το ενεργό, συνήθως μικρότερο, αποτελεί την κάθοδο, δηλ. το αρνητικό ηλεκτρόδιο. Τοποθετείται στο κινητικό σημείο του μυ που πρόκειται να ερεθιστεί ή στην πορεία του κινητικού νεύρου (περιφερικότερα από το ανενεργό). Πρέπει να σημειωθεί ότι όταν χρησι-



Εικόνα 1. Παράδειγμα διπολικής εφαρμογής ηλεκτρικού μυικού ερεθισμού.

μποιούνται πολυφασικά συμμετρικά ρεύματα, η διάκριση μεταξύ ενεργού και ανενεργού ηλεκτροδίου γίνεται μόνο με βάση το μέγεθός τους, αφού η πολικότητα εναλλάσσεται.

Στη διπολική μέθοδο ερεθισμού χρησιμοποιούνται δύο ισομεγέθη ηλεκτρόδια, τα οποία τοποθετούνται στα άκρα του μυ με τέτοιο τρόπο, ώστε το ρεύμα να περνά από όσο το δυνατό μεγαλύτερη μυϊκή μάζα (Εικ. 1). Σε μια παραλλαγή της, τοποθετείται το θετικό ηλεκτρόδιο στο κεντρικό άκρο της μυϊκής μάζας ενώ το αρνητικό πάνω στο κινητικό σημείο του μυ.

Η ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας αποκαλύπτει σημαντικές διαφωνίες σε σχέση με την αποτελεσματικότητα κάθε μεθόδου σε σύγκριση με την άλλη.³ Φαίνεται όμως, ότι για τον ερεθισμό μεμονωμένων και επιφανειακών μυών προτιμάται η μονοπολική μέθοδος, ενώ όταν ο στόχος της θεραπείας είναι ο ερεθισμός εκτεταμένης και μεγάλης μυϊκής ομάδας, τότε συστήνεται η διπολική μέθοδος εφαρμογής. Τελικό κριτήριο για την εφαρμογή κάποιας μεθόδου είναι η πείρα του φυσικοθεραπευτή και η απάντηση του κάθε ασθενή στις διάφορες μεθόδους.

Ηλεκτρόδια Μυικού Ερεθισμού

Τα ηλεκτρόδια που συνήθως χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη μπορούν να ταξινομηθούν στις εξής κατηγορίες:

— μεταλλικά ηλεκτρόδια περιβαλλόμενα από σπογγώδες υλικό

— εύκαμπτα ηλεκτρόδια άνθρακα

— αυτοκόλλητα ηλεκτρόδια μίας ή περισσότερων χρήσεων με ενσωματωμένο διάμεσο υλικό (ζελέ).

Τα μεταλλικά ηλεκτρόδια είναι οικονομικότερα αλλά με τη χρήση εμφανίζουν πυκνώσεις, γωνιώσεις και προεξοχές, σημεία δηλ. όπου αυξάνεται η πυκνότητα του ρεύματος και μπορεί να προκληθούν εγκαύματα στο δέρμα του ασθενή. Τα ηλεκτρόδια άνθρακα με διάμεσο υλικό κάποιο ζελέ είναι εύκαμπτα και ανθεκτικά και καθαρίζονται εύκολα μετά την εφαρμογή. Τα αυτοκόλλητα ηλεκτρόδια, ακόμα κι αν προορίζονται για πολλαπλές χρήσεις, πρέπει να χρησιμοποιούνται μόνο στον ίδιο ασθενή επειδή το διάμεσο υλικό που διαθέτουν δεν μπορεί να απομακρυνθεί ή να καθαριστεί.

Γενικότερα, τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται πρέπει να πληρούν κάποιες προϋποθέσεις, όπως:

— να έχουν επίπεδη και λεία επιφάνεια ώστε η κατανομή του ρεύματος σ' αυτήν να είναι κατά το δυνατόν ισομερής.

— το απορροφητικό υλικό που τα περιβάλλει (αν υπάρχει τέτοιο) να εξασφαλίζει ομοιόμορφη ύγρανση και πολύ καλή επαφή τόσο με το ηλεκτρόδιο όσο και με το δέρμα του ασθενή.

— τα ζελέ ή οι κρέμες που χρησιμοποιούνται σαν διάμεσα υλικά μεταξύ σώματος και ηλεκτροδίου πρέπει να έχουν γνωστή σύνθεση και να μην είναι ερεθιστικά για το δέρμα.

— αν είναι πολλαπλών χρήσεων, να επιτρέπουν τον επαρκή καθαρισμό τους ανάμεσα στις χρήσεις.

Σε ότι αφορά στο μέγεθος των ηλεκτροδίων, αυτό καθορίζεται από την μέθοδο που ακολουθείται και από το μέγεθος του μυ ή της μυϊκής ομάδας που πρόκειται να ερεθιστεί. Στη μονοπολική μέθοδο, το ανενεργό ηλεκτρόδιο είναι αρκετά μεγάλο, ώστε να παρέχει μικρή πυκνότητα ρεύματος και να μην είναι ερεθιστικό. Συνήθως έχει διαστάσεις από 10×10 έως 20×25 cm. Το ενεργό ηλεκτρόδιο μπορεί να είναι επίπεδο ή να έχει τη μορφή ψηλαφητή επιφάνειας 1 έως 4 cm² και χρησιμοποιείται για τον ερεθισμό μικρών, επιφανειακών μυών και τον ερεθισμό κινητικών σημείων. Μπορεί ακόμα να έχει την μορφή μικρού ηλεκτροδίου, διαστάσεων 4×6 έως 5×8 cm και χρησιμοποιείται για τον ερεθισμό νευρικού στελέχους ή και κινητικών σημείων. Στη διπολική μέθοδο, τα δύο ισομεγέθη ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται πρέπει να είναι όσο το δυνατόν μεγαλύτερα ώστε να ερεθίζεται όλος ο μυς, χωρίς όμως να διαχέεται το ηλεκτρικό ερέθισμα και στις γειτονικές του μυϊκές ομάδες.

Η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων πρέπει να είναι τέτοια, ώστε να επιτυγχάνεται αφ' ενός η εντονότερη και πληρέστερη δυνατή συστολή και αφ' ετέρου να διεγείρεται όλος ο μυς. Είναι γνωστό ότι όσο μικρότερη είναι η απόσταση ανάμεσα στα ηλεκτρόδια, τόσο μεγαλύτερη είναι η πυκνότητα του ρεύματος που διέρχεται και συνεπώς τό-

σο εντονότερος είναι ο ερεθισμός που προκαλείται. Επειδή όμως, όταν μικραίνει η απόσταση των ηλεκτροδίων, περιορίζεται το μέρος του μυ που ερεθίζεται, καλό είναι πριν από την έναρξη κάποιου προγράμματος ΗΕ να γίνονται δοκιμαστικές εφαρμογές με διαφορετικό μέγεθος και απόσταση ηλεκτροδίων.

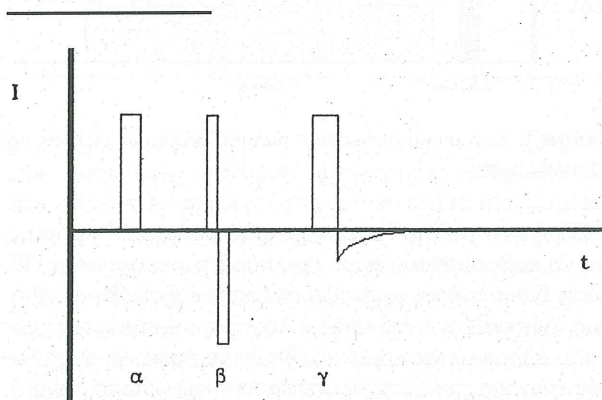
Τύποι Ρευμάτων — Μορφή Παλμού

Για τον ΗΜΕ χρησιμοποιούνται τρεις κυρίως τύποι ρευμάτων με την ανάλογη μορφή παλμού:

— τα μονοφασικά ρεύματα με ορθογώνια μορφή παλμού

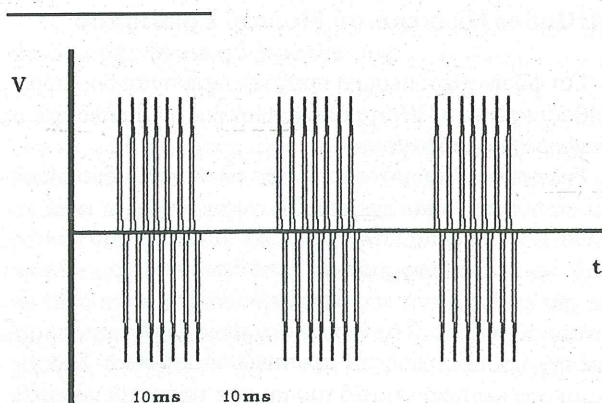
— τα διφασικά, συμμετρικά ή ασύμμετρα, με ορθογώνια την θετική φάση τους (Σχ. 2)

— τα πολυφασικά, «ρωσικού τύπου» ρεύματα (Σχ. 3). Στη κατηγορία αυτή υπάγονται ρεύματα μέσης συχνότητας (1500-2500 Hz), ημιτονοειδούς ή άλλης μορφής, που



Σχήμα 2. Παλμοί ρευμάτων διαφόρων τύπων:

- α) μονοφασικός
- β) διφασικός συμμετρικός
- γ) διφασικός ασύμμετρος.



Σχήμα 3. Πολυφασικό ρεύμα «ρωσικού τύπου».

παρέχονται σε σειρές των 10 msec με παύση 10 msec συνήθως, δίνοντας έτσι μια ερεθιστική συχνότητα 50 Hz. Ονομάστηκαν «ρωσικού τύπου» γιατί χρησιμοποιήθηκαν αρχικά από τον Σοβιετικό ερευνητή Kotz, ο οποίος υποστήριξε ότι είναι αποτελεσματικότερα από τα κλασικού τύπου ρεύματα. Πολλοί δυτικοί ερευνητές χρησιμοποίησαν παρόμοια ρεύματα με λιγότερο ενθαρρυντικά αποτελέσματα.^{4, 5}

Σήμερα αποτελεί κοινό τόπο στον ΗΜΕ η χρήση ώσης ορθογώνιας μορφής, είτε σαν μονοφασικό διακοπτόμενο ρεύμα, είτε σαν διφασικό με συμμετρικό ή ασύμμετρο παλμό. Οι διφασικοί παλμοί έχουν το πλεονέκτημα ότι η αρνητική φάση εξουδετερώνει μερικά ή ολικά τα χημικά αποτελέσματα της θετικής φάσης, καθιστώντας τα ρεύματα του τύπου αυτού περισσότερο ανεκτά σε πολύωρη εφαρμογή. Ώσεις με σημαντικό χρόνο ανόδου της έντασης του ρεύματος (τριγωνικές ή τραπεζοειδείς) δεν μπορούν να ερεθίσουν αποτελεσματικά τους εννευρωμένους μύες (λόγω προσαρμογής)^{6, 7} και για το λόγο αυτό δεν χρησιμοποιούνται.

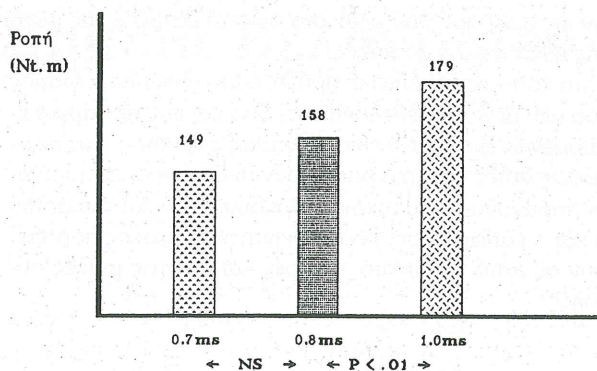
Διάρκεια Ώσης

Η ελάχιστη διάρκεια ηλεκτρικού ερεθίσματος που απαιτείται για να προκληθεί μυική συστολή σε εννευρωμένες μυικές ίνες (ΜΙ) είναι 10 msec. Στην πράξη όμως οι χρόνοι που χρησιμοποιούνται είναι πολύ μεγαλύτεροι. Σε μεγάλες σχετικά μυικές μάζες, ηλεκτρικά ερεθίσματα μικρής διάρκειας θα ερεθίσουν κυρίως τις επιφανειακές ίνες, που δέχονται ρεύματα μεγαλύτερης πυκνότητας (και σύμφωνα με την καμπύλη έντασης — διάρκειας ερεθίσματος χρειάζονται βραχύτερα ερεθίσματα για να διεγερθούν) και τις μεγάλης διαμέτρου μυικές ίνες, που σύμφωνα με πολλούς συγγραφείς ενεργοποιούνται ηλεκτρικά ευκολότερα από τις μικρότερες. Από την άλλη πλευρά, πολύ μεγάλης διάρκειας ερεθίσματα θα προκαλέσουν έντονα χημικά και θερμικά αποτελέσματα χωρίς να δίνουν ισχυρότερες κινητικές απαντήσεις.

Έτσι, παρ' ότι στη βιβλιογραφία δεν υπάρχει κοινά παραδεκτή βέλτιστη περί διάρκεια ερεθίσματος, οι περισσότεροι ερευνητές χρησιμοποιούν ώσεις διάρκειας 0.5-2 msec. Στην πράξη, ερεθίσματα διάρκειας 0.8-1.0 msec φαίνεται να συνδυάζουν καλύτερα την αποτελεσματικότητα με την μειωμένη δυσφορία που προκαλούν στον ασθενή (Σχ. 4).^{8, 9}

Συχνότητα Ερεθισμού

Σύμφωνα με την φυσιολογία των μυικών ινών, η τάση που αναπτύσει ο μύς κατά τον τέλειο τέτανο είναι μεγαλύτερη από αυτήν που αναπτύσσεται κατά τον ατελή τέτανο ή τις απλές συστολές. Επομένως, η συχνότητα ερεθισμού ενός εννευρωμένου μυ πρέπει να είναι τέτοια που να προ-



Σχήμα 4. Διαφορές στην ένταση της εκλυόμενης συστολής με τη χρήση διαφορετικής διάρκειας παλμού (από Παπαθανασίου & συν, 1990).

καλεί ισχυρές τετανικές συστολές. Η συχνότητα στην οποία φτάνει σε τέλειο τέτανο μια μυική ίνα εξαρτάται από τον τύπο της. Οι αργές (τύπου Ι) ΜΙ που έχουν μεγάλη διάρκεια αντοχής φτάνουν σε τέτανο στα 20 Hz περίπου. Οι γρήγορες (τύπου ΙΙ) ΜΙ που δίνουν βραχύτερες συστολές, φτάνουν σε τέτανο στα 50-60 Hz. Σύμφωνα με μελέτες πάνω στην μυική ενεργοποίηση, η συχνότητα επιστράτευσης των ΜΙ φτάνει τα 35 Hz σε μέγιστης έντασης συστολές,¹⁰ αν και σε βαλιστικές κινήσεις μπορεί να φτάσει τα 100-150 Hz.¹¹

Φαίνεται λοιπόν ότι συχνότητες πολύ μικρότερες από 50 Hz δεν μπορούν να προκαλέσουν τετανική συστολή σε όλες τις ΜΙ.¹² Από την άλλη πλευρά, ερεθισμός με συχνότητες μεγαλύτερες από 100 Hz μπορεί να προκαλέσει γρηγορότερα κόπωση στους μύες με δυσμενή για την εφαρμογή αποτελέσματα.

Ένταση Ρεύματος

Το ύψος της έντασης του ρεύματος ρυθμίζεται με βάση την επιθυμητή ένταση της προκαλούμενης συστολής και βέβαια την ανοχή του υποκειμένου στον ερεθισμό από μου. Άλλοι παράγοντες που συνεκτιμώνται (σε σχέση και με την διάρκεια της εφαρμογής) είναι η αποφυγή της γρήγορης μυικής κόπωσης και του ερεθισμού του δέρματος.

Η ένταση της μυικής συστολής πρέπει να ξεπερνά κάποιες τιμές για να μπορεί να φέρει τα όποια επιθυμητά αποτελέσματα. Και στο θέμα αυτό οι γνώμες των ερευνητών διίστανται. Πιο συγκεκριμένα, υπάρχουν συγγραφείς που υποστηρίζουν ότι απαιτούνται μέγιστες συστολές για να επιτευχθούν τα καλύτερα αποτελέσματα,¹³ όπως και άλλοι που υποστηρίζουν ότι ο ΗΜΕ μπορεί να έχει σημαντικά αποτελέσματα με ένταση συστολής της τάξης του 5% της μέγιστης εθελοντικής συστολής.⁵ Οι περισσότεροι

πάντως θεωρούν σαν ελάχιστο όριο το 35-50% της μέγιστης εθελοντικής συστολής.

Στη καθημερινή κλινική πράξη, ο ακριβής υπολογισμός τόσο των μέγιστων εθελοντικών, όσο και των ηλεκτρικά εκκλύμενων συστολών είναι συνήθως αδύνατος. Σης περιπτώσεις αυτές κριτήρια αποτελούν οι διάφοροι περιοριστικοί παράγοντες που τυχόν υπάρχουν, η ανοχή του ασθενή και η εμπειρία του Φυσικοθεραπευτή. Στόχος παραμένουν οι, κατά το δυνατό, ισχυρές και πλήρεις μυϊκές συστολές.

Διάρκεια Συστολής

Η διάρκεια της μυϊκής συστολής στον ΗΕ ταυτίζεται με τη διάρκεια της παλμοσειράς, δηλαδή με το χρονικό διάστημα στο οποίο παρέχονται ηλεκτρικά ερεθίσματα στον μυ. Για να είναι αποτελεσματικός ο ερεθισμός, τουλάχιστο σε βραχυχρόνιες εφαρμογές, απαιτούνται συστολές διάρκειας 5-6 sec.¹⁴ Διάφοροι ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει συστολές διάρκειας 1,5 έως 15 sec, χωρίς να τεκμηριώνεται η υπεροχή κάποιας από τις τιμές αυτές. Σε παρατεταμένες πάντως εφαρμογές (πολύωρος μετεγχειρικός ερεθισμός), όπου η ένταση της συστολής είναι υπομέγιστη προηγείται μικρότερη διάρκεια συστολής (3-6 sec). Όταν

στόχος είναι η μέγιστη μυϊκή ενεργοποίηση τότε επιλέγεται διάρκεια μεταξύ των 7-10 sec.

Ο χρόνος ανάπαυσης ανάμεσα σε δύο συστολές εξαρτάται κυρίως από την διάρκεια και την ένταση των συστολών. Συνήθως ξεπερνά το διπλάσιο με τριπλάσιο της διάρκειας συστολής. Για υπομέγιστες και μικρές διάρκειας συστολές απαιτούνται 10-30 sec παύση, ενώ για μέγιστες και μεγαλύτερης διάρκειας συστολές απαιτούνται 60 sec έως 2 min.

Συστολές ανά Συνεδρεία — Αριθμός Συνεδρειών

Σε προγράμματα ΗΕ με υπομέγιστες προσπάθειες δίνονται συνήθως 60-100 συστολές ανά συνεδρεία, ενώ σε προγράμματα μέγιστων προσπαθειών οι συστολές περιορίζονται στις 10 έως 15. Σε ορισμένες περιπτώσεις απαιτούνται δύο συνεδρείες την ημέρα και οι συστολές μπορούν να φτάσουν τις 400-600 ημερησίως.

Συνήθως 10-20 συνεδρίες είναι αρκετές για τα περισσότερα προγράμματα ΗΕ. Είναι βέβαια ευνόητο ότι σε ορισμένες περιπτώσεις, όπως π.χ. σε μακροχρόνια ακινησία του ασθενή ή του πάσχοντος μέλους, ο ΗΕ συνεχίζεται για όσο χρονικό διάστημα κρίνεται αναγκαίο.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Παπαθανασίου Γ., Γερνάς Γ., «Ηλεκτρικός Ερεθισμός Υψηλής Τάσης», Φυσικοθεραπεία, Γ' περ. 2:6-12, 1988.
2. Γιόκαρης Π., «Κλινική Ηλεκτροθεραπεία», Αθήνα, 1988.
3. Ατζολιδάκης Στ., «Ηλεκτρικός Ερεθισμός Εννευρωμένων Μυών για Αύξηση ή Διατήρηση της Μυϊκής Δύναμης» Πτυχιική εργασία, Τ.Ε.Ι. Αθήνας, 1989.
4. Noel G., Belanger A.Y., «Relation entre la force maximale volontaire, force tetanique et douleur lors de l'electrostimulation du quadriceps femoris, Physiotherapy Can., 39:377-383, 1987.
5. Stefanovska A., Vodovnik L., «Change in muscle force following electrical stimulation. Dependence on stimulation waveform and frequency», Scand. Sci. J. Rehab. Med., 17:141-146, 1985.
6. Kramer J., Lindsay D. et al, «Comparison of voluntary and electrical stimulation contraction torques», J. Orthop Sports Phys Ther, 5:324-331, 1984.
7. Walmsley R.P., Letts G., Vooys J., «A comparison of torque generated by knee extension with a maximal voluntary muscle contraction vis-a-vis electrical stimulation», J. Orthop. Sports Phys. Ther., 6:10-17, 1984.
8. Παπαθανασίου Γ., Ατζολιδάκης Σ., Γερνάς Γ., «Ηλεκτρικός ερεθισμός εννευρωμένων μυών. Συγκριτική αξιολόγηση των κινητικών και αισθητικών αποτελεσμάτων οκτώ προγραμμάτων ηλεκτρικού ερεθισμού με διαφορετική συχνότητα ρεύματος και διάρκεια παλμού», Συμπόσιο «Κλινική Ηλεκτροθεραπεία», Αθήνα, Ιανουάριος 1990.
9. Hultman E., Sjöholm H. et al, «Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ», Pflug Arch., 398: 139-141, 1983.
10. Freund H.J., «Motor unit and muscle activity in voluntary motor control», Physiol. Reviews, 63:387-436, 1983.
11. Marsden C.D., Meadows J.C., Metron P.A., «Isolated single motor units in human muscle and their rate of discharge during maximal voluntary effort», J. Phys., 217: 12-13, 1971.
12. Kramer J.F., «Effect of electrical stimulation current frequencies on isometric extension torque», Phys Ther, 67:31-38, 1987.
13. Selkowitz D.M., «Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation», Phys. Ther., 65:186-196, 1985.
14. Astrand PO, Rodahl K., «Textbook of Work Physiology», New York: McGraw-Hill Int. Ed., 1988.