



**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
(Σ.Ε.Υ.Π.)**

**ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ:
Η ΧΡΗΣΗ ΔΙΑΔΕΡΜΙΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΓΙΑ
ΤΗΝ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΤΗΣ ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ**

ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΣΠΟΥΔΑΣΤΩΝ:

ΚΟΠΑΝΑΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ

ΜΠΕΡΤΟΛΗΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ:

κ. ΚΑΤΣΟΥΛΑΚΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

	Σελ.
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ.....	i
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	iv
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	v
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1

ΠΡΩΤΟ ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

1.1. Ανατομο-λειτουργική οργάνωση νευρικού συστήματος.....	3
1.2. Εγκέφαλος.....	4
1.3. Εγκεφαλικά ημισφαίρια.....	5
1.4. Θάλαμος.....	5
1.5. Υποθάλαμος.....	6
1.6. Εγκεφαλικό στέλεχος.....	6
1.7. Παρεγκεφαλίδα.....	7
1.8. Βασικά γάγγλια.....	8
1.9. Νωτιαίος μυελός.....	9
1.10. Πυραμιδική οδός.....	10
1.11. Αισθητική οδός.....	11
1.12. Μυϊκός τόνος.....	12
1.13. Αντανακλαστικά.....	13
1.14. Ορισμός σπαστικότητας.....	14
1.15. Συμπτώματα.....	15
1.16. Παθοφυσιολογία.....	15
1.17. Λειτουργικές επιπλοκές.....	15

ΔΕΥΤΕΡΟ ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ

2.1. Γενικά.....	17
2.2. Ηλεκτρικός ερεθισμός.....	17
2.3. Επιπτώσεις ηλεκτρικού ερεθισμού.....	19

	Σελ.
2.4. Τρόποι εφαρμογής ηλεκτρικού ερεθισμού.....	19
2.5. Μηχανισμοί δράσης.....	20
2.6. Αποτυχία εύρεσης αυξημένων αντανακλαστικών σε ασθενείς.....	21
2.7. Θεραπευτικοί στόχοι.....	21
2.8. Τύποι εφαρμογής.....	22
2.8.1. Ηλεκτρικός ερεθισμός ως θεραπευτική παρέμβαση.....	22
2.8.2. Ηλεκτρικός ερεθισμός ως λειτουργικό υποκατάστατο.....	26
2.9. Ένταση και διάρκεια μεμονωμένων θεραπειών.....	28
2.10. Εφαρμογή των ηλεκτρόδιων.....	28
2.11. Πιθανοί κίνδυνοι, προληπτικά μέτρα και αντενδείξεις.....	29
2.12. Λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός.....	29
2.13. Πρώιμη, εντατική παρέμβαση για την αποκατάσταση από αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο.....	32
2.14. Συνέπειες λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού στη σπαστικότητα και την κινητική αποκατάσταση.....	32
2.15. Συνέπειες λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού στην αρχική κινητικότητα....	33
2.16. Μηχανισμοί που εξηγούν τη δράση λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού σε ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο.....	34
2.17. Αναστολή μυοτατικού αντανακλαστικού γαστροκνημίου μυ με διέγερση του εν τω βάθει περνιαίου νεύρου σε άτομα με σπαστικότητα λόγω εγκεφαλικού επεισοδίου.....	35
2.18. Συνέπειες άσκησης με ποδήλατο, με ηλεκτρικό ερεθισμό στον περιορισμό της υπέρτονίας ασθενών που είχαν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο.....	38
2.19. Σύγκριση μεθόδων ηλεκτρικού ερεθισμού για μείωση σπαστικότητας γαστροκνήμιου μυ σε κάκωση της σπονδυλικής στήλης.....	42
2.20. Λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός ραχιαίου καμπτήρα μυός.....	45
2.21. Συνδυασμός ηλεκτρικού ερεθισμού με άλλες θεραπευτικές προσεγγίσεις..	47

ΤΡΙΤΟ ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΔΙΑΔΕΡΜΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΝΕΥΡΙΚΟΣ

ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ (TENS)

3.1. Γενικά.....	49
3.2. TENS σε σημεία βελονισμού μετά από οξύ εγκεφαλικό επεισόδιο.....	51

	Σελ.
3.3. Θεραπευτικό αποτέλεσμα λειτουργικού ερεθισμού και TENS στη βελτίωση της ταχύτητας βάδισης σε ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο.....	54
3.4. Διερεύνηση αποτελεσματικότητας του συνδυασμού νευρομυϊκού ηλεκτρικού ερεθισμού και ανασταλτικών τεχνικών Bobath στην σπαστικότητα.....	60
3.5. TENS στη σπαστικότητα ασθενών με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη	62
3.6. Χρήση TENS και αποτελεσματικότητα άσκησης.....	66
3.7. TENS σε συνδυασμό με κατ' οίκον πρόγραμμα άσκησης.....	69
3.8. TENS σε συνδυασμό με άλλες θεραπευτικές προσεγγίσεις.....	70

ΤΕΤΑΡΤΟ ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

72

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

75

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

	Σελ.
Εικ. 1.1: Εγκέφαλος (οβελιαία διατομή).....	3
Εικ. 1.2: Εντοπισμός λειτουργίας στο αριστερό και δεξιό ημισφαίριο.....	5
Εικ. 1.3: Εγκάρσια διατομή νωτιαίου μυελού.....	9
Εικ. 1.4: Νευροφυσιολογική βάση μυϊκού τόνου.....	12
Εικ. 1.5: Σπαστικότητα.....	14
Εικ. 2.1: Εφαρμογή ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού τετρακέφαλου μυ, με τοποθετημένα ηλεκτρόδια διπολικής μεθόδου.....	18
Εικ. 2.2: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων στον ηλεκτρομυογραφικά πυροδοτούμενο νευρομυϊκό ηλεκτρικό ερεθισμό.....	24
Εικ. 2.3: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων του διεγέρτη - γαντιού. Το ηλεκτρόδιο του γαντιού είναι η άνοδος και το αντίθετο ηλεκτρόδιο στη ραχιαία επιφάνεια του χεριού είναι η κάθοδος.....	25
Εικ. 2.4: Ασθενής με αριστερή-πλευρά ημιπληγία υποβοηθούμενη συνεδρία ποδηλασίας. Τα δύο σετ ηλεκτροδίων ενώνονται αφενός το πρώτο στους τετρακέφαλους και αφετέρου το δεύτερο στο προσβεβλημένο πόδι.....	39
Εικ. 2.5: Εφαρμογή ηλεκτροδίων ερεθισμού για ανταγωνιστή μυ (πρόσθιος κνημιαίος, αγωνιστής, τρικέφαλος γαστροκνήμιος και δερμοτόμιο)....	44
Εικ. 3.1: Ενδεικτική εφαρμογή TENS στο γόνατο.....	49
Εικ. 3.2: Σημεία βελονισμού που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη στα κάτω άκρα.....	54

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο ηλεκτρικός ερεθισμός χρησιμοποιείται ευρέως για τη μείωση της σπαστικότητας. Μελέτες, ειδικά για την εκτίμηση των επιπτώσεων του ηλεκτρικού ερεθισμού, αναφέρουν θετικά αποτελέσματα για τον ηλεκτρικό ερεθισμό των σπαστικών μυών. Ο ηλεκτρικός ερεθισμός αποδίδει την αντιμετώπιση της σπαστικότητας με δύο τρόπους: 1. Άμεσα, ως θεραπευτικό μέσο, δηλαδή η εφαρμογή του γίνεται στον σπαστικό μυ και ελέγχεται καλύτερα ο τρόπος. 2. Έμμεσα, μέσω της χρήσης του για την αποκατάσταση της λειτουργικότητας (π.χ. καλύτερη βάδιση, διέγερση παρετικού πρόσθιου κνημιαίου, ενεργοποίηση και καλυτέρευση τόνου σπαστικού γαστροκνημίου).

Λέξεις κλειδιά: Spasticity, TENS, FES, stroke, rehabilitation.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστούμε τον κ. Κατσουλάκη Κωνσταντίνο, εποπτεύων καθηγητή της πτυχιακής μας εργασίας, για την καθοδήγηση και βοήθειά του καθ' όλη τη διάρκεια της πτυχιακής μας εργασίας.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (Α.Ε.Ε.) είναι ένα μείζων παγκόσμιο πρόβλημα (Sabut et al., 2011). Είναι η δεύτερη συχνότερη αιτία θανάτου και οδηγεί σε σοβαρή, μακροχρόνια αναπηρία στους ενήλικες. 15 εκατομμύρια άνθρωποι παθαίνουν εγκεφαλικό κάθε χρόνο, παγκοσμίως. Από αυτούς, 5 εκατομμύρια πεθαίνουν και άλλα 5 παραμένουν με μόνιμη αναπηρία. Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας, στην Ινδία θα καταγράφονται 1,6 εκατομμύρια εγκεφαλικά κάθε χρόνο. Τουλάχιστον στο 1/3 από αυτά, οι ασθενείς θα παραμείνουν με μόνιμη αναπηρία. Αρχικά, το 80% των ασθενών θα παρουσιάσουν κινητικές βλάβες στα ετερόπλευρα άκρα (π.χ. ημιπάρεση) (Sabut et al., 2011)

Η ημιπάρεση προκαλεί διαταραχές στον έλεγχο της ποδοκνημικής και παραμόρφωση, που οδηγεί σε δυσκολία κατά τη βάρδιση. Κινητική αδυναμία, φτωχός κινητικός έλεγχος, και σπαστικότητα, οδηγούν σε τροποποιημένο μοντέλο βάρδισης, κακή ισορροπία και αυξημένο κίνδυνο πτώσεων κατά τη βάρδιση (Sabut et al., 2011). Ανεπαρκής ραχιαία κάμψη κατά τη φάση αιώρησης της βάρδισης (πτώση άκρου ποδός) και αδυναμία να ακουμπήσει πρώτα η φτέρνα στο έδαφος κατά τη βάρδιση (στη φάση προσγείωσης), είναι τα συνηθέστερα προβλήματα που διαταράσσουν το πρότυπο της βάρδισης μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Η πτώση του άκρου ποδός μετά από εγκεφαλικό προκαλείται εν μέρει από ανεπαρκή ενεργητικό έλεγχο του πρόσθιου κνημιαίου μυός και από αυξημένο και ακατάλληλο τόνο στους μύες του κάτω άκρου, ειδικότερα στην κνήμη. Η σπαστικότητα της κνήμης διαταράσσει τη βάρδιση στους ασθενείς με εγκεφαλικό, γι' αυτό η θεραπεία του απαιτεί τη βελτίωση των λειτουργικών ικανοτήτων (Sabut et al., 2011).

Η συχνότητα της σπαστικότητας δεν είναι ακριβώς γνωστή. Η σπαστικότητα προσβάλλει περίπου 12.000.000 ανθρώπους παγκοσμίως, 500.000 στις Η.Π.Α., 100.000 στη Βρετανία, ενώ στην Ελλάδα 30,000 ασθενείς. Από τους ασθενείς με σκλήρυνση κατά πλάκας, το 50% έχει κλινικά σημαντική σπαστικότητα που χρειάζεται θεραπεία (Νευροχειρουργική Κλινική Πανεπιστημίου Αθηνών, 2002).

Ο ηλεκτρικός ερεθισμός αποδίδει την αντιμετώπιση της σπαστικότητας με δύο τρόπους:

1. Άμεσα, ως θεραπευτικό μέσο, δηλαδή η εφαρμογή του γίνεται στον σπαστικό μυ και ελέγχεται καλύτερα ο τρόπος.

2. Έμμεσα, μέσω της χρήσης του για την αποκατάσταση της λειτουργικότητας (βλέπε λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό), δηλαδή με την εφαρμογή του διευκολύνεται η λειτουργικότητα του ασθενούς, οπότε εντός του πλαισίου αυτού θα βελτιωθεί και ο παθολογικός τόνος (αν και το ζητούμενο στην προσέγγιση αυτή δεν είναι η ρύθμιση του τόνου, αλλά η λειτουργικότητα, π.χ. η καλύτερη βάδιση, οπότε διεγείρεται ο προσβεβλημένος πρόσθιος κνημιαίος, ενεργοποιείται και καλυτερεύει παράλληλα και ο τόνος του σπαστικού γαστροκνημίου).

Στην παρούσα εργασία θα κινηθούμε και στους δύο άξονες, δίνοντας παραδείγματα από μελέτες που έχουν διεξαχθεί σε ασθενείς με σπαστικότητα.

Από το 1961, ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός, χρησιμοποιείται για τη διόρθωση της πτώσης του άκρου ποδός σε ημιπληγικούς. Οι ερευνητές αναφέρουν ότι το σύστημα του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού για τη θεραπεία της πτώσης του άκρου ποδός, βελτιώνει το διασκελισμό και την προσπάθεια βάρδισης σε ασθενείς με εγκεφαλικό. Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός για τη διόρθωση της πτώσης του άκρου ποδός βελτίωσε τη φυσιολογική κλίμακα δαπανών και αύξησε την ταχύτητα βάρδισης (Sabut et al., 2011).

Η αποτελεσματικότητα των λειτουργικών ηλεκτρικών ερεθισμών (Functional Electrical Stimulation-FES), έχει διερευνηθεί σε χρόνιες ημιπληγίες (Yan et al., 2005). Αρκετές διαφορετικές τεχνικές ηλεκτρικού ερεθισμού είναι διαθέσιμες.

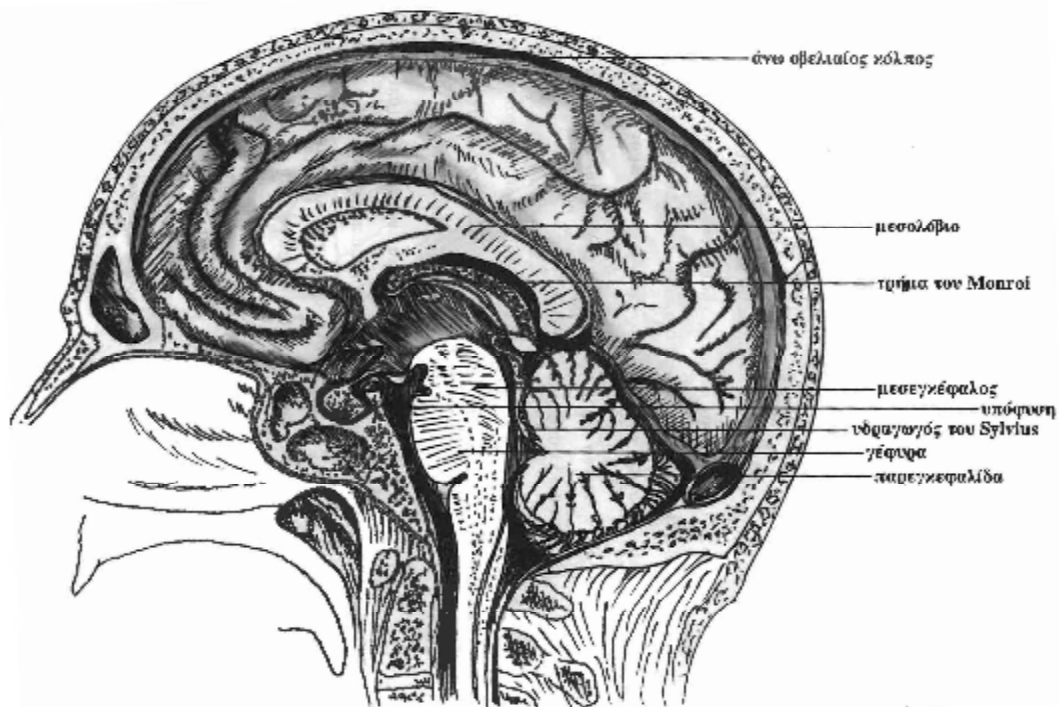
ΠΡΩΤΟ ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

1.1. ΑΝΑΤΟΜΟ-ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗ ΟΡΓΑΝΩΣΗ ΝΕΥΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Το νευρικό σύστημα αποτελείται από δύο ανατομικά ανεξάρτητες και λειτουργικά συνυφασμένες οντότητες: το κεντρικό και το περιφερικό νευρικό σύστημα (Βασιλόπουλος, 2008).

Το κεντρικό νευρικό σύστημα απαρτίζεται από επτά σχηματισμούς, που η αναλογία τους στις εμβρυϊκές καταβολές του νευρικού συστήματος είναι προφανής και είναι οι εξής: Νωτιαίος μυελός → προμήκης → γέφυρα → παρεγκεφαλίδα → μεσεγκέφαλος → διεγκέφαλος (θάλαμος - υποθάλαμος - επιθόλαμος) → ημισφαίρια (Βασιλόπουλος, 2008).



Εικ. 1.1: Εγκέφαλος (οβελιαία διατομή) (Μορφοποίηση από Κακλαμάνης & Καμμάς, 1998)

Το κεντρικό νευρικό σύστημα αποτελείται από διάφορα λειτουργικά συστήματα, όπως η όραση, η αφή, η ακοή, η γεύση, η όσφρηση και συστήματα για κάθε κινητική δραστηριότητα.

Η οργάνωση των λειτουργικών συστημάτων του νευρικού συστήματος στηρίζεται σε πέντε αρχές.

- Κάθε λειτουργικό σύστημα περιλαμβάνει αρκετές περιοχές του εγκεφάλου, με ποικίλους τρόπους επεξεργασίας των πληροφοριών. Ο σχηματισμός περιλαμβάνει στοιχεία αρκετών λειτουργικών συστημάτων (π.χ. θάλαμος).
- Οι νευρικές οδοί ενώνουν τις περιοχές που απαρτίζουν ένα λειτουργικό σύστημα (π.χ. πυραμιδική οδός η οποία ενώνει το φλοιό του εγκεφάλου με το νωτιαίο μυελό).
- Η λειτουργία κάθε περιοχής του σώματος προβάλλεται σε συγκεκριμένη περιοχή του εγκεφάλου με συστηματικό τρόπο, ώστε να είναι δυνατή η "χαρτογράφηση" διαφόρων λειτουργιών (Βασιλόπουλος, 2008).
- Τα λειτουργικά συστήματα είναι οργανωμένα κατά ιεραρχικό τρόπο.
- Τα λειτουργικά συστήματα της μιας πλευράς του εγκεφάλου ελέγχουν τις λειτουργίες της άλλης πλευράς του σώματος.

1.2. ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ

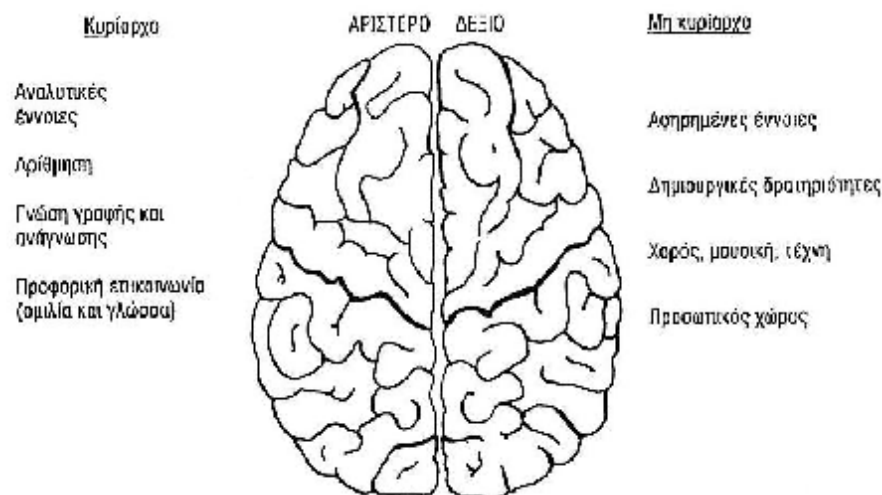
Ο εγκέφαλος βρίσκεται μέσα στην κρανιακή κοιλότητα. Στον άνδρα έχει βάρος 1300-1400 γρ., ενώ στη γυναίκα 1200-1300 γρ. (Κακλαμάνης & Καμμάς, 1998). Η εμβρυολογική του καταγωγή είναι από το κεφαλικό άκρο του μυελικού σωλήνα το οποίο χωρίζεται με περισφίξεις, αρχικά μεν σε τρία ανευρύσματα: α) στο πρόσθιο, β) στο μέσο και γ) στο οπίσθιο εγκεφαλικό κυστίδιο. Στη συνέχεια χωρίζεται με διαίρεση α) του πρόσθιου σε τελικό και διάμεσο και β) του οπίσθιου σε οπίσθιο και έσχατο. Από αυτά τα εγκεφαλικά κυστίδια διαπλάθονται τα πέντε τμήματα του εγκεφάλου δηλαδή: α) ο τελικός εγκέφαλος (2 ημισφαίρια), β) ο διεγκέφαλος ή διάμεσος εγκέφαλος (οπτικούς θαλάμους), γ) ο μεσεγκέφαλος ή μέσος εγκέφαλος (τετράδυμο και εγκεφαλικά σκέλη), δ) ο μετεγκέφαλος ή οπίσθιος εγκέφαλος (γέφυρα και παρεγκεφαλίδα) και ε) ο μυελεγκέφαλος ή έσχατος εγκέφαλος (τον προμήκη). Γενικά ο εγκέφαλος συνηθίζεται να διαιρείται σε τρία μέρη: α) τα δύο ημισφαίρια, β) το στέλεχος και γ) την παρεγκεφαλίδα (Κακλαμάνης & Καμμάς, 1998).

Το περιφερικό νευρικό σύστημα έχει τη δική του ανατομική οργάνωση, αλλά συν-λειτουργεί με το κεντρικό νευρικό σύστημα. Ο εγκέφαλος: αρχικά επεξεργάζεται μία συνεχή ροή πληροφοριών για τις συνθήκες του εξωτερικού περιβάλλοντος, όπως

και του εσωτερικού περιβάλλοντος του σώματος, που παρέχονται στον εγκέφαλο από το περιφερικό (σωματικό και αυτόνομο) νευρικό σύστημα. Στη συνέχεια αφού επεξεργαστεί τις πληροφορίες αυτές απαντά "κινητικά" με σκοπό την προσαρμογή στις συνεχείς μεταβολές του περιβάλλοντος. Οι εντολές αυτές εκτελούνται από το περιφερικό νευρικό σύστημα (Βασιλόπουλος, 2008).

1.3. ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΑ ΗΜΙΣΦΑΙΡΙΑ

Και τα δύο ημισφαίρια δέχονται, επεξεργάζονται και αφομοιώνουν τις ίδιες βασικές πληροφορίες (Tyldesley & Grieve, 1996). Το αριστερό ημισφαίριο (κυρίαρχο) περιέχει τις περιοχές για ομιλία και γλώσσα και αυτή η πλευρά ενδιαφέρεται κυρίως για τις αναλυτικές λειτουργίες. Το δεξιό ημισφαίριο (μη κυρίαρχο) "ασχολείται" με τη προφορική, δημιουργική δραστηριότητα που απαιτεί εκτίμηση του χώρου (Tyldesley & Grieve, 1996).



Εικ. 1.2: Εντοπισμός λειτουργίας στο αριστερό και δεξιό ημισφαίριο (Μορφοποίηση από (Tyldesley & Grieve, 1996)

1.4. ΘΑΛΑΜΟΣ

Ο θάλαμος βρίσκεται βαθιά στη φαιά ουσία στη βάση των εγκεφαλικών ημισφαιρίων στον διεγκέφαλο, σε κάθε πλευρά της τρίτης κοιλίας. Κάθε θάλαμος περιβάλλεται από τους βασικούς πυρήνες και την έσω κάψα και αποτελεί μία ωοειδής μάζα φαιός ουσίας (Tyldesley & Grieve, 1996). Ο θάλαμος αποτελείται από πολλούς πυρήνες. Οι αισθητικές πληροφορίες φθάνουν στον θάλαμο από όλα τα

επίπεδα τόσο από τις πλευρές του νωτιαίου μυελού όσο και του εγκεφαλικού στελέχους. Στη συνέχεια γίνεται η επεξεργασία τους, πριν περάσουν στις αισθητικές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού. Οι εισερχόμενες αισθητικές πληροφορίες είναι ειδικές και μη ειδικές. Ειδικές, είναι η πίεση από το δέρμα της παλάμης όταν το χέρι πιάνει ένα χερούλι ή η θέση ενός άκρου από υποδοχείς στον αρθρικό θύλακα. Όπως αναφέρθηκε ανωτέρω, ο θάλαμος επεξεργάζεται τις πληροφορίες και η ενέργεια μεταδίδεται στα υποσυνείδητα κινητικά κέντρα, στη συνείδηση του φλοιού, αλλά και στο εγκεφαλικό στέλεχος (Tyldesley & Grieve, 1996).

Μη - ειδικές αισθητικές πληροφορίες φθάνουν στον θάλαμο κυρίως από τον δικτυωτό σχηματισμό (διάχυτο δίκτυο νευρώνων) που βρίσκεται κατά μήκος του εγκεφαλικού στελέχους. Ο δικτυωτός σχηματισμός λειτουργεί για να κοσκινίζει την περισσότερη αισθητική δραστηριότητα. Αυτή με τη σειρά της ξεκινά στο νωτιαίο μυελό και αλλάζει το επίπεδο δραστηριότητας στο θάλαμο και στον φλοιό με διέγερση ή αναστολή αυτών των περιοχών (Tyldesley & Grieve, 1996).

1.5. ΥΠΟΘΑΛΑΜΟΣ

Ο υποθάλαμος βρίσκεται κάτω από τον θάλαμο (στο δάπεδο της τρίτης κοιλίας) και είναι πιο μικρός από αυτόν. Ο υποθάλαμος περιέχει ομάδες νευρώνων για τον έλεγχο της θερμοκρασίας του σώματος και του νερού του σώματος (Tyldesley & Grieve, 1996). Ο υποθάλαμος είναι η υψηλότερη περιοχή ελέγχου για όλους τους μηχανισμούς που διατηρούν τη σταθερότητα των φυσιολογικών καταστάσεων στο σώμα. Η περιοχή του υποθάλαμου αναφέρεται και ως "σπλαχνικός εγκέφαλος" (Tyldesley & Grieve, 1996).

1.6. ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΣΤΕΛΕΧΟΣ

Ο όρος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει τις εγκεφαλικές περιοχές κάτω από τον διεγκέφαλο είναι το εγκεφαλικό στέλεχος (Tyldesley & Grieve, 1996). Το εγκεφαλικό στέλεχος περιλαμβάνει το μεσεγκέφαλο, τη γέφυρα και τον προμήκη. Το εγκεφαλικό στέλεχος είναι υπεύθυνο για όλες τις αυτόματες προσαρμογές στις αλλαγές στάσης και κίνησης του σώματος. Ρυθμίζει την ισορροπία του σώματος κατά την κίνηση (Tyldesley & Grieve, 1996). Από πάνω προς τα κάτω, το εγκεφαλικό

στελέχος αποτελείται από: μεσεγκέφαλο, γέφυρα και προμήκη μυελό, με τον δικτυωτό σχηματισμό συνεχή διαμέσου όλων των τριών περιοχών (Tyldesley & Grieve, 1996).

Το μεγαλύτερο μέρος της νευρικής ενέργειας που είναι απαραίτητη για τη διατήρηση του στατικού τόνου, άρα και για τη στήριξη του σώματος αντίθετα προς τη βαρύτητα, εξασφαλίζεται από κέντρα του εγκεφαλικού στελέχους. Τα κέντρα του εγκεφαλικού στελέχους εξασφαλίζουν ειδικά τις ρυθμίσεις ισορροπίας του σώματος και τον έλεγχο των περισσότερων στερεότυπων σωματικών κινήσεων (Guyton & Hall, 2001).

1.7. ΠΑΡΕΓΚΕΦΑΛΙΔΑ

Η παρεγκεφαλίδα είναι κεντρικό νευρικό όργανο που συντονίζει και ρυθμίζει συνειδητές, αλλά και αυτόματες κινήσεις του σώματος, εξασφαλίζοντας την ισορροπία και τη στάση του (Κακλαμάνης & Καμμάς, 1988).

Από πλευράς λειτουργικής νεύρο-ανατομίας δυο θεωρήσεις είναι ιδιαίτερα χρήσιμες (Βασιλόπουλος, 2008). Η πρώτη αφορά στη λειτουργική ταξινόμηση της παρεγκεφαλίδας σε τρεις ζώνες: 1) μία μέση ζώνη που περιλαμβάνει το σκώληκα και τον οροφιαίο πυρήνα. Η ζώνη αυτή αποτελεί την αιθουσαίο-παρεγκεφαλίδα και συνδέεται αμφίδρομα με τους αιθουσαίους πυρήνες (ρύθμιση κινήσεων ανάλογα με τη θέση της κεφαλής στο χώρο ,αιθουσαίος λαβύρινθος). 2) Δύο παράμεσες ζώνες, τη νωτιαίο-παρεγκεφαλίδα (αποτελεί το μεγαλύτερο μέρος του προσθίου λοβού) και το σφαιροειδή και εμβολοειδή πυρήνα (Βασιλόπουλος, 2008). Στη ζώνη αυτή εισέρχονται ιδιοδεκτικές πληροφορίες από την περιφέρεια και αποστέλλονται αντίστοιχα ώσεις με στόχο να ρυθμιστεί ο μυϊκός τόνος και η συνεργεία των μυών κατά τη στάση και τη βάρδιση. 3) Δύο πλάγιες ζώνες, που είναι πολύ μεγαλύτερες σε έκταση (ημισφαίρια της παρεγκεφαλίδας) και περιλαμβάνουν τον οδοντωτό πυρήνα (Βασιλόπουλος, 2008). Στη ζώνη αυτή μεταβιβάζονται ώσεις από τους αμφίπλευρους γεφυρικούς πυρήνες, αλλά και πληροφορίες από όλο το φλοιό του εγκεφάλου. Η πλάγια ζώνη κάθε ημισφαιρίου φαίνεται να έχει σχέση με το σχεδιασμό και τη μάθηση των κινήσεων, έτσι ώστε να γίνονται πλαστικές και αρμονικές (συνεργασία σε χώρο και χρόνο) (Βασιλόπουλος, 2008).

Η δεύτερη προσέγγιση της λειτουργίας της παρεγκεφαλίδας αναφέρεται σε "εισερχόμενες" και "εξερχόμενες" πληροφορίες, μέσω των τριών ζευγών των παρεγκεφαλιδικών σκελών. Κάθε ζεύγος παρεγκεφαλιδικών σκελών συνδέει την παρεγκεφαλίδα με τους τρεις μείζονες σχηματισμούς του προ-κείμενου εγκεφαλικού στελέχους (σκέλη, γέφυρα, προμήκης) (Βασιλόπουλος, 2008). Οι περισσότερες από τις "εξερχόμενες" πληροφορίες οδεύουν, μέσω των άνω παρεγκεφαλιδικών σκελών, με ίνες που χιάζονται στο μεσεγκέφαλο και συνάπτονται με ίνες του ερυθρού πυρήνα και του θαλάμου (Βασιλόπουλος, 2008).

1.8. ΒΑΣΙΚΑ ΓΑΓΓΛΙΑ

Οι βασικοί πυρήνες ή αλλιώς τα βασικά γάγγλια βρίσκονται στον διεγκέφαλο στη βάση των εγκεφαλικών ημισφαιρίων και στον μεσεγκέφαλο (Tyldesley & Grieve, 1996). Τα βασικά γάγγλια είναι απαραίτητα για τον έλεγχο των κινήσεων κατά τρόπο εντελώς διαφορετικό από την παρεγκεφαλίδα. Οι κυριότερες λειτουργίες τους είναι: (1) υποβοήθηση εγκεφαλικού φλοιού στην εκτέλεση υποσυνείδητων, αλλά εκμανθανόμενων κινητικών μορφών και (2) υποβοήθηση στη σχεδίαση πολλαπλών παράλληλων και διαδοχικών κινητικών μορφών, που πρέπει να συνδυάζονται από τον εγκέφαλο για την επίτευξη κάποιου στόχου (Guyton & Hall, 2001).

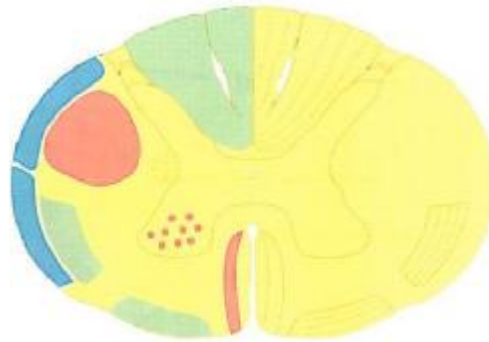
Η κύρια εκροή των βασικών γαγγλίων είναι από την ωχρά ουσία στο εγκεφαλικό στέλεχος και το νωτιαίο μυελό. Κινήσεις που επαναλαμβάνονται, όπως η βάδιση, όταν μαθευτούν, μπορούν να εκτελούνται αυτόματα χωρίς αναφορά στη συνείδηση. Οι βασικοί πυρήνες σχηματίζουν μέρος του υποσυνείδητου συστήματος ελέγχου για τέτοιες δραστηριότητες (Tyldesley & Grieve, 1996).

Οι ακριβείς λειτουργίες των βασικών πυρήνων είναι σε μεγάλο βαθμό υποθετικές. Κλινική μαρτυρία δείχνει ότι οι βασικοί πυρήνες είναι απαραίτητοι για να προγραμματιστούν και σχεδιαστούν οι κινητικές εντολές για την κίνηση (Tyldesley & Grieve, 1996). Σε ασθένειες των βασικών πυρήνων, οι κινητικές διαταραχές έχουν συνέπεια την ακαμψία, τα χαρακτηριστικά τρόμου της ασθένειας του Parkinson ως τις ανεξέλεγκτες, άσκοπες ενέργειες, στην περίπτωση που και άλλοι πυρήνες έχουν προσβληθεί (Tyldesley & Grieve, 1996). Υπάρχει δυσκολία για να αρχίσει μία κίνηση, το σώμα μπορεί να "παγώσει" κατά την διάρκεια της εξέλιξης μίας κίνησης. Αξιοσημείωτο παράδειγμα αποτελεί όταν κατά τη βάδιση, το να φθάσει κανείς το

κατώφλι μίας πόρτας, αποδεικνύεται ως ανυπέρβλητο εμπόδιο, το οποίο δεν μπορεί να ξεπερασθεί. Το "εμπόδιο" μπορεί να υπερνικηθεί αν δοθούν ιδιαίτερες οπτικές και προφορικές υποδείξεις και μπορεί τότε η κίνηση να προχωρήσει (Tyldesley & Grieve, 1996).

1.9. ΝΩΤΙΑΙΟΣ ΜΥΕΛΟΣ

Ο νωτιαίος μυελός περιέχει στο κέντρο του έναν υποτυπώδη κεντρικό μυελικό σωλήνα με σχηματισμό κυλίνδρου (Βασιλόπουλος, 2008). Στον κεντρικό πυρήνα της φαιάς ουσίας, ο διαχωρισμός νευρικών κυττάρων από τις νευρικές ίνες δίνει ένα σχήμα πεταλούδας ή σχήμα Η. Η φαιά ουσία περιβάλλει τον κεντρικό μυελικό σωλήνα (Βασιλόπουλος, 2008).



Εικ. 1.3: Εγκάρσια διατομή νωτιαίου μυελού (Μορφοποίηση από Βασιλόπουλος, 2008)

Στην εγκάρσια τομή διακρίνονται τέσσερις προεκτάσεις της κεντρικής φαιάς ουσίας, γνωστές και ως οπίσθια και πρόσθια κέρατα. Στα πρόσθια κέρατα περιέχονται κινητικοί νευρώνες, οι οποίοι νευρώνουν τους γραμμωτούς μυς (Βασιλόπουλος, 2008). Στα οπίσθια κέρατα καταλήγουν αρκετοί κεντρομόλοι νευρώνες, οι οποίοι μεταφέρουν ερεθίσματα από τους αισθητικούς υποδοχείς του σώματος. Είναι η περιοχή στην οποία εκφύονται οι ανιούσες αισθητικές οδοί, που μεταφέρουν τα αισθητικά ερεθίσματα προς τον εγκέφαλο (Βασιλόπουλος, 2008). Στην εγκάρσια τομή διακρίνονται επίσης τρεις δέσμες λευκής ουσίας εκατέρωθεν της μέσης γραμμής: α) η πρόσθια δέσμη (μεταξύ μέσης γραμμής και εξόδου των προσθίων ριζών), β) η πλάγια δέσμη (μεταξύ εξόδου προσθίων και εισόδου οπισθίων ριζών) και η οπίσθια δέσμη (μεταξύ εισόδου οπισθίων ριζών και μέσης γραμμής) (Βασιλόπουλος, 2008).

Ο νωτιαίος μυελός επικοινωνεί με τον κορμό και τα άκρα διαμέσου αμφοτερόπλευρων ζευγών νωτιαίων νεύρων (Βασιλόπουλος, 2008). Τα νωτιαία νεύρα ταξινομούνται στις οπίσθιες και πρόσθιες ρίζες, που προσφύονται στο νωτιαίο μυελό πλησίον της κορυφής των προσθίων αλλά και οπισθίων κεράτων, αντίστοιχα. Η περιφέρεια του νωτιαίου μυελού αποτελείται από λευκή ουσία (επιμήκεις νευρικές ίνες). Οι επιμήκεις νευρικές ίνες οργανώνονται σε μία σειρά ανιόντων δεματίων, που μεταφέρουν πληροφορίες από τον κορμό και τα άκρα στον εγκέφαλο, αλλά και κατιόντων δεματίων, μέσω των οποίων ο εγκέφαλος ελέγχει (μέσω του νωτιαίου μυελού) τις δραστηριότητες του κορμού και των άκρων (Βασιλόπουλος, 2008).

Στην ανώτερη αυχενική μοίρα υπάρχει σχετική αντιστοιχία σπονδύλων και μυελοτομιών. Στην κατώτερη αυχενική μοίρα πίσω από κάθε σπονδυλικό σώμα ευρίσκεται το αντίστοιχο μυελοτόμιο +1 (π.χ. στον Α6 σπόνδυλο, το Α7 μυελοτόμιο), στην ανώτερη θωρακική +2 και στην κατώτερη θωρακική +3 (π.χ. στο θ10 σπόνδυλο αντιστοιχεί το Ο1 μυελοτόμιο) (Βασιλόπουλος, 2008). Ο νωτιαίος μυελός τελειώνει στο επίπεδο Ο1-Ο2 σπονδύλου. Κάτω από το επίπεδο αυτό υπάρχουν οι κατώτερες οσφυϊκές και ιερές ρίζες, που πορεύονται σε "αναζήτηση" του αντιστοίχου μεσοσπονδυλίου τρήματος, η μία δίπλα στην άλλη, σαν ουρά αλόγου (ίππουρις). Η ίππουρις, που ευρίσκεται μέσα στην οσφυϊκή υπαραχνοειδή δεξαμενή, στο άνω άκρο της αποτελείται από ένα σύνολο δηλαδή 32 ριζών (χωρίς τις "ασήμαντες" κοκκυγικές ρίζες), ξεκινώντας από τις ρίζες Ο3-Ι5 και από τις δύο πλευρές (Βασιλόπουλος, 2008).

Όλες σχεδόν οι μυϊκές κινήσεις που απαιτούνται για τη στάση του σώματος και για την κίνηση μπορούν να εκλυθούν μόνο από το νωτιαίο μυελό (Guyton & Hall, 2001). Ο συντονισμός αυτών των προτύπων για την εξασφάλιση της ισορροπίας, της εξέλιξης και της σκοπιμότητας των κινήσεων απαιτεί νευραδική λειτουργία σε προοδευτικά ανώτερα επίπεδα του ΚΝΣ (Guyton & Hall, 2001).

1.10. ΠΥΡΑΜΙΔΙΚΗ ΟΔΟΣ

Η πυραμιδική (κινητική) οδός ή αλλιώς πυραμιδικό σύστημα αρχίζει από τα πυραμιδικά κύτταρα του φλοιού της πρόσθιας κεντρικής έλικας, του παράκεντρου λοβίου και (μερικώς) των βάσεων της άνω και μέσης μετωπιαίας έλικας (Κακλαμάνης και Καμμάς, 1998). Ο κεντρικός (πρώτος) κινητικός νευρώνας της πυραμιδικής οδού,

φθάνει μέχρι τους κινητικούς πυρήνες των εγκεφαλικών νεύρων και τα πρόσθια κέρατα του νωτιαίου μυελού. Από τα σημεία αυτά ξεκινά ο περιφερικός κινητικός νευρώνας ο οποίος φθάνει μέχρι τους μυς. Στο ανώτατο τμήμα της πρόσθιας κεντρικής έλικας και το παράκεντρο λόβιο αντιπροσωπεύεται η κινητικότητα των κάτω άκρων, ενώ αντίστοιχα στο κάτω τμήμα της έλικας αυτής αντιπροσωπεύεται η κινητικότητα του προσώπου, της γλώσσας, των μασητήρων μυών, του φάρυγγα και του λάρυγγα (Κακλαμάνης και Καμμάς, 1998). Μεταξύ των δύο άκρων της πρόσθιας κεντρικής έλικας (περίπου στο μέσο της) αντιπροσωπεύεται η κινητικότητα του άνω άκρου και μεταξύ άνω και μέσου τμήματος η κινητικότητα του θώρακα, της κοιλιάς και του κορμού. Η έκταση που καταλαμβάνει στην πρόσθια κεντρική έλικα, η αντιπροσωπεύση συγκεκριμένης περιοχής του σώματος δεν έχει αναλογική σχέση με την περιοχή αυτή. Ο αντίχειρας, για παράδειγμα, καταλαμβάνει μεγαλύτερη έκταση από ολόκληρο το κάτω άκρο (Κακλαμάνης και Καμμάς, 1998).

1.11. ΑΙΣΘΗΤΙΚΗ ΟΔΟΣ

Η αισθητική οδός όπου μεταφέρεται η εν τω βάθει αισθητικότητα, ανέρχεται με τις οπίσθιες δέσμες του νωτιαίου μυελού, σχηματίζοντας στον προμήκη τα δεμάτια του Goll (ισχνό), του Burdach (σφηνοειδής) και τους πυρήνες (Κακλαμάνης και Καμμάς, 1998).

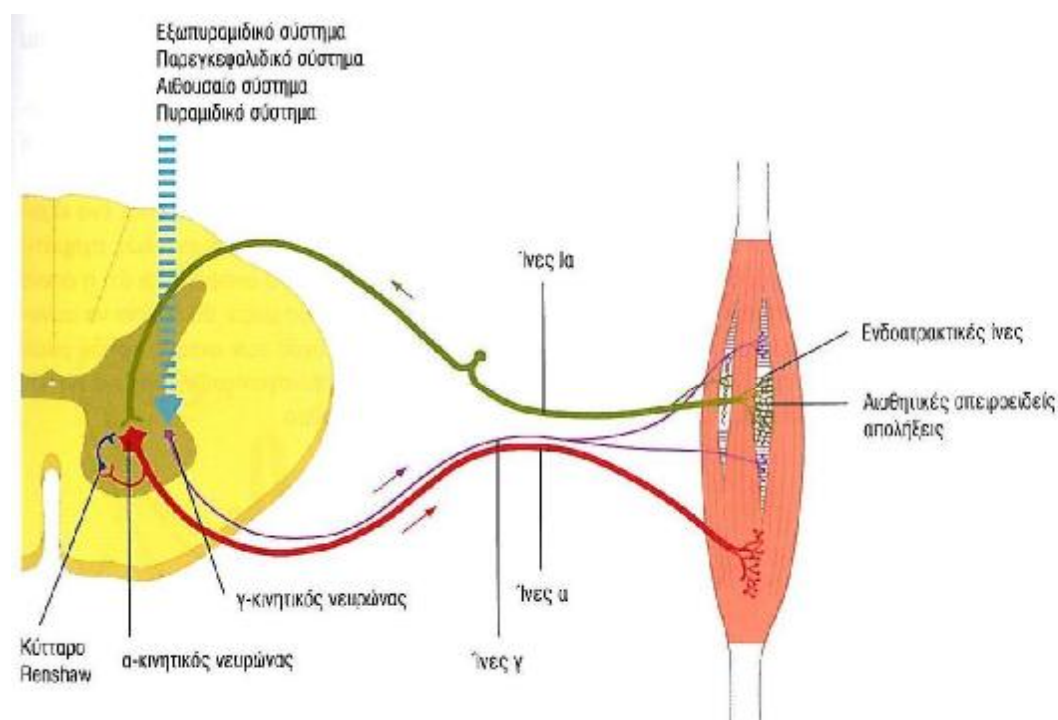
Η αισθητική οδός με την οποία μεταφέρεται η επιφανειακή (επιπολής) αισθητικότητα και η αίσθηση θερμού - ψυχρού και πόνου ανέρχεται στον προμήκη με το νωτιοθαλαμικό δεμάτιο (επί τα εκτός των δεματίων Goll και Burdach) και είναι ήδη χιασμένο (Κακλαμάνης και Καμμάς, 1998). Ο χιασμός πραγματοποιείται μέσα στο νωτιαίου μυελό, στο ύψος του δεύτερου κεντρομόλου αισθητικού νευρώνα (περνά στο αντίθετο πλάγιο μέσα από το φαιό σύνδεσμο), για να σχηματίσει, αμέσως μετά, το νωτιοθαλαμικό δεμάτιο. Το νωτιοθαλαμικό δεμάτιο περνά από τον προμήκη, τη γέφυρα και τα σκέλη, καταλήγοντας στον οπίσθιο κοιλιοπλάγιο πυρήνα του οπτικού θαλάμου (Κακλαμάνης και Καμμάς, 1998).

Όλες οι αισθητικές ίνες χιάζονται αλλά σε διαφορετικό επίπεδο της πορείας τους. Οι ίνες που μεταφέρουν την εν τω βάθει αισθητικότητα και την επικριτική αφή χιάζονται στο προμήκη. Οι ίνες που μεταφέρουν την επιφανειακή αισθητικότητα, την

αίσθηση θερμού - ψυχρού και πόνου χιάζονται αμέσως μετά την είσοδο τους στο νωτιαίο μυελό (Κακλαμάνης και Καμμάς, 1998).

1.12. ΜΥΪΚΟΣ ΤΟΝΟΣ

Μυϊκός τόνος είναι η κατάσταση μόνιμης και συνεχώς μεταβαλλόμενης μυϊκής σύσπασης, όπου βρίσκονται οι μύες του σώματος, όταν δεν συμμετέχουν σε κάποια κίνηση (Βασιλόπουλος, 2008). Αυτή η μυϊκή σύσπαση αποτελεί το υπόβαθρο πάνω στο οποίο θα εκτελεσθεί η κίνηση. Ο βαθμός της σύσπασης από στιγμή σε στιγμή και από περιοχή σε περιοχή, ανάλογα με το επίπεδο της συνείδησης (ο μυϊκός τόνος είναι πολύ ελαττωμένος κατά τον ύπνο), ανάλογα με τη θέση και στάση του σώματος, τη συναισθηματική κατάσταση (ύπαρξη άγχους) (Βασιλόπουλος, 2008).



Εικ. 1.4: Νευροφυσιολογική βάση μυϊκού τόνου (Μορφοποίηση από Βασιλόπουλος, 2008)

Η λειτουργία του μυϊκού τόνου σχετίζεται με τη λειτουργία του μυοτατικού (τενόντιου) αντανακλαστικού. Συνίσταται σε σύσπαση του μύος, όταν επιχειρείται διάτασή του (ο μύς προσπαθεί να διατηρήσει υπό έλεγχο το βαθμό διάτασης του) (Βασιλόπουλος, 2008). Μέσα σε κάθε μυ υπάρχουν σχηματισμοί, που φέρονται ως

"νευρομυϊκή άτρακτος" και περιέχουν (εντός κάψας), έναν αριθμό διαφοροποιημένων μυϊκών ινών (ενδοατρακτικές ίνες). Αυτές λειτουργούν "υποδοχείς διατάσεως". Οι ενδοατρακτικές ίνες νευρώνονται από τους γ-κινητικούς νευρώνες, οι οποίοι είναι μικροί σε μέγεθος. Οι γ-κινητικοί νευρώνες συνυπάρχουν με τους μεγάλους α-κινητικούς νευρώνες, στα πρόσθια κέρατα της φαιάς ουσίας του νωτιαίου μυελού (Βασιλόπουλος, 2008).

Σε καταστάσεις διάτασης του μυός (π.χ. πλήξη τένοντα για εξέταση αντανακλαστικού ή ανύψωση βάρους), η νευρομυϊκή άτρακτος διεγείρεται και με ταχείες νευρικές ίνες μεταφέρει την πληροφορία στους α-κινητικούς νευρώνες (Βασιλόπουλος, 2008). Οι α-κινητικοί νευρώνες προκαλούν σύσπαση του μυός για να διατηρηθεί σταθερό το μήκος του. Επί του μονοσυναπτικού (ένα σημείο επαφής δύο νευρικών κυττάρων) αυτού αντανακλαστικού ασκείται η συνεχής δράση των γ-κινητικών νευρώνων. Από τα γ-κύτταρα αποστέλλονται (μέσω των γ-ινών), ώσεις, προκαλώντας συστολή των πόλων της μυϊκής ατράκτου, διάταση του κεντρικού της τμήματος και ερεθισμό των αισθητικών σπειροειδών απολήξεων. Συνέπεια αυτών είναι η ενεργοποίηση αντανακλαστικού τόξου και η σύσπαση του μυός (Βασιλόπουλος, 2008).

1.13. ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΑ

Αντανακλαστικό είναι, η χωρίς τη θέληση μας στερεότυπη απάντηση σε ερεθισμό κάποιου κεντρομόλου νευρώνα (Κακλαμάνης & Καμμάς, 1998). Σε μια γενική κατηγοριοποίηση τα αντανακλαστικά διακρίνονται σε: α) επιφανειακά (επιπολής, δηλαδή δέρματος και βλεννογόνων), β) εν τω βάθει (τενόντια, περισοτικά), γ) Σπλαγχνικά, δ) αντανακλαστικά στάσης και ε) παθολογικά αντανακλαστικά (Κακλαμάνης & Καμμάς, 1998).

Το απλό, κλασσικό ιδιοδεκτικό αντανακλαστικό δημιουργείται μόνο μέσα σε ένα νευροτόμιο όταν ο αισθητικός νευρώνας που μπαίνει στα οπίσθια κέρατα του νευροτόμιου αυτού ερεθισθεί (Κακλαμάνης & Καμμάς, 1998). Στη συνέχεια απ' ευθείας τον ερεθισμό αυτό, στα κινητικά κύτταρα των πρόσθιων κερμάτων του ίδιου νευροτόμιου. Το ιδιοδεκτικό αντανακλαστικό δημιουργείται επίσης και με τη συμμετοχή ενδιάμεσου δεσμικού νευρώνα. Μεταβιβάζεται δε στο αντίθετο οπίσθιο κέρα με συνέπεια να υπάρχει έκλυση αντίδρασης και από μυς του αντίθετου

τμήματος του σώματος (χιαστό αντανakλαστικό) (Κακλαμάνης & Καμμάς, 1998). Στα εξωδεκτικά αντανakλαστικά υπάρχει μυϊκή σύσπαση όταν το δέρμα ερεθίζεται (π.χ. ερεθισμός με βελόνα του δέρματος της κοιλιάς προκαλεί σύσπαση των κοιλιακών μυών - κοιλιακό αντανakλαστικό) Τα ιδιοδεκτικά αντανakλαστικά είναι συνήθως μονοσυναπτικά. Το κέντρο του αντανakλαστικού τόξου βρίσκεται πάντα μέσα στο Κεντρικό Νευρικό σύστημα (εγκέφαλο ή νωτιαίο μυελό) (Κακλαμάνης & Καμμάς, 1998).

1.14. ΟΡΙΣΜΟΣ ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ

Η σπαστικότητα, η οποία ορίζεται ως η ταχύτατη και εξαρτώμενη αύξηση των αντανakλαστικών στο τέντωμα, έχει σχετιστεί με μειωμένα αντανakλαστικά κάμψης, εξαιτίας της αυξημένης νευροκινητικής ευερεθιστότητας (Veltink et al., 2000). Η καταγωγή αυτής της αυξημένης ευερεθιστότητας είναι άγνωστη, αλλά φαίνεται να σχετίζεται με μειωμένη προσυναπτική αναστολή και απουσιάζει αμοιβαία αναστολή (Veltink et al., 2000).

Πρόσφατα, οι Pandyan et al. (2005) δημοσίευσαν έναν νέο ορισμό της σπαστικότητας που συμπεριλάμβανε μεγαλύτερη ποικιλία συμπτωμάτων και ενδείξεων σε σύγκριση με εκείνα του ορισμού Lance. Ο νέος ορισμός συμπεριλαμβάνει ολόκληρη τη γκάμα των αποκαλούμενων θετικών ενδείξεων και συμπτωμάτων, όπως το αυξημένο αντανakλαστικό του τένοντα, του κλόνου, των σπασμών και της αντίστασης στην παθητική κίνηση (Pandyan et al., 2005).



Εικ. 1.5: Σπαστικότητα (Μορφοποίηση από Νευροχειρουργική Κλινική Πανεπιστημίου Αθηνών, 2002)

1.15. ΣΥΜΠΤΩΜΑΤΑ

Το σύνδρομο ανώτερου κινητικού νευρώνα που ακολουθεί μετά από εγκεφαλικά, κακώσεις νωτιαίου μυελού ή σκλήρυνση κατά πλάκας, χαρακτηρίζεται από διάφορα συμπτώματα, μεταξύ άλλων είναι η αυξημένη δυσκαμψία (σπαστική υπερτονία) που προκαλείται από τις αλλαγές στα παθητικά και στα αντανακλαστικά στοιχεία της δυσκαμψίας (Veltink et al., 2000).

Για τον αποτελεσματικό έλεγχο της σπαστικότητας απαιτείται σύνθετη θεραπευτική διαδικασία. Απαιτείται πολυκλαδική προσέγγιση που να συνδυάζει την εμπειρία ειδικών από τη Φυσική Ιατρική, Νευρολογία, Ορθοπαιδική καθώς και την συμβολή Φυσιοθεραπευτή αλλά και Οικογενειακού Ιατρού (Νευροχειρουργική Κλινική Πανεπιστημίου Αθηνών, 2002).

1.16. ΠΑΘΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ

Η παρατηρούμενη, μη φυσιολογική αυξημένη δραστηριότητα των τενόντιων αντανακλαστικών μπορεί να προκύψει από αλλαγές στις ιδιότητες της μεμβράνης του α κινητικού νευρώνα και/ή από αλλαγές στον ουδό της ενεργοποίησης του εν λόγω νευρώνα (Platz et al., 2005). Το τελευταίο επηρεάζεται από μια ποικιλία των οδών, όπως η ομάδα Ia αμοιβαίας αναστολής (από ανταγωνιστή), η ομάδα Ia προσυναπτικής αναστολής, παλίνδρομης Ib αναστολής, ομάδα II προσαγωγών ερεθισμάτων, ομάδα III και IV δερματικών προσαγωγών ερεθισμάτων και μειωμένης παλίνδρομης αναστολής Renshaw. Τα υπερδιεγερόμενα εν τω βάθει τενόντια αντανακλαστικά αποτελούν εξέχον στοιχείο της σπαστικότητας (Platz et al., 2005). Παρ' όλα αυτά η μεταβλητότητα των αντανακλαστικών σε ανθρώπους με σπαστικότητα είναι μεγάλη και ίσως να μη διαφέρει από αυτή του γενικού πληθυσμού χωρίς σπαστικότητα (Pandyan et al., 2005).

1.17. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ

Στους ασθενείς με σπαστικότητα το αντανακλαστικό τέντωμα μπορεί να επηρεαστεί (Veltink et al., 2000). Ο Sinkjaer (1997) εντόπισε περιορισμένη διαμόρφωση του πελματιαίου αντανακλαστικού τεντώματος κατά την διάρκεια του

βαδίσματος σε ασθενείς με σπαστική σκλήρυνση λόγω εγκεφαλικού επεισοδίου. Ωστόσο, οι Nielsen et al. (1998) διαπίστωσαν ότι το όριο της ταχύτητας του αντανακλαστικού πελματικού τεντώματος ήταν χαρακτηριστικά χαμηλότερο κατά την πρώιμη φάση της άρσης του βαδίσματος σε ασθενείς με σπαστικότητα λόγω εγκεφαλικού (108°/sec) συγκριτικά με τους υγιείς (309°/sec).

Είναι προφανές πως το αντανακλαστικό του πελματιαίου τεντώματος συντελεί στην μικρότερη ραχιαία ταχύτητα των ατόμων που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο σε σχέση με τα υγιή άτομα (Veltink et al., 2000). Έχει υποστηριχθεί πως μια επηρεασμένη διαμόρφωση αντανακλαστικού ή μειωμένα όρια ταχύτητας του γαστροκνημίου μπορεί να περιορίζει τις επιδόσεις στο βάδισμα των ασθενών με σπαστικότητα, ειδικά κατά την διάρκεια των φάσεων του βαδίσματος στις οποίες ο γαστροκνήμιος μυς τεντώνεται (Nielsen et al., 1998). Κινήσεις ραχιαίας έκτασης αυτού του είδους παρατηρούνται στην αρχή των φάσεων στάσης και αιώρησης. Το αντανακλαστικό τεντώματος λόγω φάσης βαδίσματος στους εκτατήρες του αστραγάλου παρατηρείται στην αρχική φάση της στάσης (Strein et al., 1993). Το σημαντικά μειωμένο όριο του αντανακλαστικού τεντώματος στην αρχική αιώρηση μπορεί να εμποδίσει τους ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο να προβούν σε ραχιαία κάμψη του αστραγάλου τους σε φυσιολογική ταχύτητα (Veltink et al., 2000).

Οι Arkarian & Naumann (1991), διαπίστωσαν ότι το αντανακλαστικό της κάμψης του υποκνημιδίου θα μπορούσε να παρεμποδιστεί σε υγιή άτομα από την κατάσταση διέγερσης που εφαρμόζεται στο βαθύ περνιαίο νεύρο σε ένα επίπεδο που προκαλεί μόνο μια μικρή σύσπαση στον πρόσθιο κνημιαίο.

ΔΕΥΤΕΡΟ ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ

2.1. ΓΕΝΙΚΑ

Οι κύριοι στόχοι θεραπείας σπαστικότητας είναι η: α) άρση σπαστικότητας, β) βελτίωση λειτουργικών δυνατοτήτων, γ) αύξηση κινητικότητας, δ) αποφυγή επιπλοκών, ε) ανακούφιση από τον πόνο των σπασμών, στ) καλυτέρευση ποιότητας ζωής για τους ασθενείς, αλλά και το άμεσο περιβάλλον τους (Νευροχειρουργική Κλινική Πανεπιστημίου Αθηνών, 2002).

2.2. ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ

Ο ηλεκτρικός ερεθισμός χρησιμοποιείται για τη θεραπεία βλαβών του κεντρικού νευρικού συστήματος με σκοπό την αύξηση της δύναμης και του κινητικού ελέγχου, τη μείωση της σπαστικότητας και του πόνου και την αλληλεπίδραση της σύσπασης με τα παθητικά στοιχεία (αρθρώσεις, συνδέσμους, τένοντες) (Schuhfried et al., 2012). Ο ηλεκτρικός μυϊκός ερεθισμός με την εφαρμογή ηλεκτρικού ρεύματος βοηθά α) βελτίωση της λειτουργικότητας του προσβεβλημένου μέλους, β) στη μυϊκή ενδυνάμωση, γ) στον έλεγχο της σπαστικότητας, δ) στη βελτίωση αντοχής, ε) στον ερεθισμό απονευρωμένου μυ, στ) στην αύξηση εύρους κίνησης και ζ) στην επανεκπαίδευση ασθενούς. Τα συνήθη χρησιμοποιούμενα ρεύματα για μυϊκό ερεθισμό είναι το εναλλασσόμενο και το διακοπτόμενο γαλβανικό (Κυριάκης & Ψάλτη, 2001; (Schuhfried et al., 2012).

Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται διαδερμικά πάνω από την επιφάνεια του μυός, ενώ η ενεργοποίηση του μυός, δεν οφείλεται στην απευθείας διέγερση των μυϊκών ινών, αλλά στη διέγερση των ενδομυϊκών κλάδων του νεύρου (απαραίτητη προϋπόθεση είναι η νευρική οδός να είναι ανέπαφη) (Μπούχλας et al., 2009).



Εικ. 2.1: Εφαρμογή ηλεκτρικού μυϊκού ερεθισμού τετρακέφαλου μυ, με τοποθετημένα ηλεκτρόδια διπολικής μεθόδου (Μορφοποίηση από Κυριάκης & Ψάλτη, 2001)

Χρησιμοποιούνται εναλλασσόμενα, αλλά και παλμικά ρεύματα. Τα παλμικά ρεύματα είναι μονοφασικά ή διφασικά, ανάλογα με τη φορά τους και έχουν ποικίλο σχήμα (ορθογώνιο, τριγωνικό ή με αιχμές). Στον ηλεκτρικό νευρικό μυϊκό ερεθισμό χρησιμοποιούνται τρεις μορφές ηλεκτρικών ρευμάτων (α) Εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας (διοχέτευση κατά ώσεις υποδεκαπλάσιας συχνότητας με μεσοδιαστήματα ηρεμίας μεταξύ των ώσεων) (β) Μονοφασικό παλμικό ρεύμα, συνήθως με δύο κορυφές (μειονέκτημα ότι προκαλεί συσσώρευση ηλεκτρικών φορτίων, με αποτέλεσμα βλάβη των ιστών) (γ) Διφασικό παλμικό ρεύμα, το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως πλέον στις φορητές συσκευές ηλεκτρικού νευρικού μυϊκού ερεθισμού (Μπούχλας et al., 2009).

Παράμετροι λειτουργίας ηλεκτρικού νευρομυϊκού ερεθισμού είναι η ένταση, η διάρκεια, η συχνότητα και ο κύκλος λειτουργίας (Μπούχλας et al., 2009). Σχετικά με τη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, το σημείο στον οποίο ο κινητικός νευρώνας εισέρχεται στο σκελετικό μυ ονομάζεται τελική κινητική πλάκα. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο δέρμα που υπέρκειται του σημείου αυτού αυξάνει τη δυνατότητα του ασθενούς να ανέχεται ερέθισμα μεγαλύτερης έντασης. Όταν εφαρμόζεται το

ηλεκτρικός νευρομυϊκός ερεθισμός ενεργοποιείται η μυϊκή αντλία, αυξάνοντας τη φλεβική επιστροφή του μέλους. Αυξάνεται επίσης η αιματική ροή στα μέλη που ασκούνται, αυξάνεται η ιστική οξυγόνωση και του μεταβολισμού τοπικά στο μυ. Παρατηρείται αύξηση της κατά λεπτό κατανάλωσης οξυγόνου, αλλά και κατανάλωσης γλυκόζης από τον οργανισμό (Μπούχλας et al., 2009)

2.3. ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ

Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός προκαλεί μυϊκή σύσπαση και γι' αυτό παράγει μια λειτουργικά χρήσιμη κινητικότητα κατά τη διάρκεια της διέγερσης (Schuhfried et al., 2012). Σε ασθενείς με κακώσεις στη σπονδυλική στήλη ή μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, οι ηλεκτρικές άνω άκρου νευροπροθέσεις εφαρμόζονται για την αποκατάσταση της στάσης και της βάδισης. Για παράδειγμα, ένας διεγέρτης για την πτώση του άκρου ποδός χρησιμοποιείται για να ενεργοποιήσει τη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής για την αποκατάσταση της λειτουργίας της βάδισης (Schuhfried et al., 2012).

2.4. ΤΡΟΠΟΙ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ

Υπάρχουν δύο τρόποι εφαρμογής ηλεκτρικού ερεθισμού σε ασθενείς με κακώσεις του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος: ως θεραπευτική παρέμβαση και ως λειτουργικό υποκατάστατο (βοήθημα) (Schuhfried et al., 2012).

Θεραπευτική παρέμβαση

Ο ηλεκτρικός ερεθισμός χρησιμοποιείται για τη βελτίωση του εκούσιου κινητικού ελέγχου με τη μυϊκή ενδυνάμωση, τη μείωση της σπαστικότητας, τη μείωση του πόνου και την αύξηση του εύρους κίνησης (Schuhfried et al., 2012).

Λειτουργικό υποκατάστατο

Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός παρέχει ή υποβοηθά τα λειτουργικά καθήκοντα και χρησιμοποιείται απευθείας σαν λειτουργικό υποκατάστατο. Ο ασθενής χρησιμοποιεί τη διέγερση για να εκτελέσει μια λειτουργία (καθήκον) (Schuhfried et al., 2012).

2.5. ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΙ ΔΡΑΣΗΣ

Ο πιθανολογούμενος μηχανισμός δράσης του θεραπευτικού αποτελέσματος του ηλεκτρικού ερεθισμού στις κακώσεις του κεντρικού νευρικού συστήματος είναι μέσω της διευκόλυνσης της νευροπλαστικότητας του κεντρικού νευρικού συστήματος, αυξάνοντας τις προσαγωγές οδούς (Schuhfried et al., 2012). Η προϋπάρχουσα λειτουργικότητα και οι μη-χρησιμοποιούμενες νευρωνικές συνδέσεις ενεργοποιούνται ή/και αναστέλλεται η παρεμπόδισή τους (Weingarden & Ring, 2006). Η ηλεκτρικά προκαλούμενη επαναλαμβανόμενη κίνηση διευκολύνει την κινητική επανεκπαίδευση, με τη χρήση της κεντρικής νευροπλαστικότητας (Weingarden & Ring, 2006). Μελέτες με τη βοήθεια λειτουργικής μαγνητικής τομογραφίας (fMRI) δείχνουν ενεργοποίηση του σωματισθητικού φλοιού και της συμπληρωματικής κινητικής περιοχής, σε απάντηση της έκτασης του καρπού με ηλεκτρικό ερεθισμό (Shin et al., 2008). Οι λειτουργικές βελτιώσεις συνοδεύονται με αυξημένα μοτίβα ενεργοποίησης του φλοιού (Everaert et al., 2010). Η καθιερωμένη χρήση του διεγέρτη για την πτώση του άκρου πόδα ενδυναμώνει την ενεργοποίηση των φλοιικών κινητικών περιοχών και των πυραμιδικών (φλοιονωτιαίων) συνδέσεων. Αυτό μπορεί να εξηγήσει την βελτιωμένη ικανότητα βάδισης, ακόμα και όταν κλείνει ο διεγέρτης (Everaert et al., 2010).

Επιπλέον, μπορεί να υπάρχει σπασμολυτική επίδραση (μειωμένη σπαστικότητα). Πιθανολογείται ότι η ηλεκτρική σύσπαση του προσβεβλημένου εν μέρει μυϊκού συστήματος οδηγεί σε αμοιβαία αναχαίτιση της σπαστικότητας των ανταγωνιστών, μέσω της διέγερσης των νωτιαίων διάμεσων νευρώνων (Schuhfried et al., 2012). Ένας τρόπος ηλεκτρικού ερεθισμού είναι η καθαρά αισθητική διέγερση (υπό του κινητικού επιπέδου διέγερση), η οποία μπορεί να προκαλέσει μείωση στο μυϊκό τόνο. Ο μηχανισμός δράσης θεωρείται η ανασταλτική δράση στη σπαστικότητα, επιδρώντας στη διεγερσιμότητα των α-κινητικών νευρώνων και η πυροδότηση της αναδιοργάνωσης (Schuhfried et al., 2012).

Ο εντοπισμός της κεντρικής βλάβης θεωρείται ότι επηρεάζει τη θεραπευτική δράση του ηλεκτρικού ερεθισμού (Schuhfried et al., 2012). Οι Sonde et al., αναφέρουν ότι, σε ασθενείς στους οποίους τα βασικά γάγγλια δεν επηρεάστηκαν από τη βλάβη, ο ηλεκτρικός ερεθισμός θα μπορούσε να είχε καλό αποτέλεσμα, ενώ δεν

επιτυγχάνεται κανένα θεραπευτικό αποτέλεσμα σε περιπτώσεις υψηλού βαθμού βλάβης της περικοιλιακής λευκής ουσίας.

2.6. ΑΠΟΤΥΧΙΑ ΕΥΡΕΣΗΣ ΑΥΞΗΜΕΝΩΝ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΩΝ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ

Αρκετές μελέτες αποτυγχάνουν να βρουν αυξημένα αντανακλαστικά σε ασθενείς, όπου βρέθηκε κλινικά σπαστικότητα. Είναι δύσκολο κλινικά να διαχωριστεί η αυξημένη υπέρτονία που προκαλείται από παθητικές αλλαγές στους μυς ή από ενεργητικές αντίστοιχα. Αυτό είναι ακόμη πιο δύσκολο στο κάτω άκρο. Το πρόβλημα μπορεί να εξηγεί επίσης τη σχετικά χαμηλή αξιοπιστία της κλίμακας Ashworth στη μέτρηση της σπαστικότητας, αφού η κλίμακα αυτή στηρίζεται στην ικανότητα του εξεταστή να διακρίνει την αντίσταση που εξαρτάται από την ταχύτητα κίνησης (Platz et al., 2005).

2.7. ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΟΙ ΣΤΟΧΟΙ

Σε σπαστική ημιπληγία στο άνω άκρο, πρωταρχικός στόχος είναι η βελτίωση της λειτουργικότητας της άκρας χείρας (Schuhfried et al., 2012). Σκοπός είναι η αύξηση της δύναμης και της εκούσιας ενεργοποίησης των εκτεινόντων του καρπού και των δακτύλων με κινητική διέγερση (με ή χωρίς ηλεκτρομυογραφικό πυροδοτούμενο μηχανισμό) και τη μείωση του τόνου των καμπτήρων του καρπού και των δακτύλων. Σε ασθενείς με κακώσεις νωτιαίου μυελού ή εγκεφαλικό, οι νευροπροθέσεις άνω άκρου εφαρμόζονται για τη βελτίωση της λειτουργικότητας του άνω άκρου και της άκρας χείρας (Schuhfried et al., 2012).

Στο κάτω άκρο, στόχος είναι η βελτίωση της βάδισης. Η πτώση άκρου ποδός σε ημιπαρετικούς ασθενείς και η σπαστική τετραπληγία και παραπληγία μετά από τραυματισμό του νωτιαίου μυελού είναι ενδείκνυται για λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό. Ο θεραπευτικός ηλεκτρικός ερεθισμός χρησιμοποιείται όταν οι μύες διατηρούν ακόμη κάποιο βαθμό εκούσιας δραστηριότητας, που όμως δεν επαρκεί για την εκτέλεση των καθημερινών δραστηριοτήτων (Schuhfried et al., 2012).

Ο πρωταρχικός στόχος της υπο-κινητικής διέγερσης του άνω και του κάτω άκρου είναι η μείωση της σπαστικότητας και η βελτίωση της κινητικής ενεργοποίησης (Schuhfried et al., 2012).

2.8. ΤΥΠΟΙ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ

2.8.1. Ηλεκτρικός ερεθισμός ως θεραπευτική παρέμβαση

Υπάρχουν διάφοροι τρόποι εφαρμογής για τη χρήση ηλεκτρικού ερεθισμού ως θεραπευτική παρέμβαση.

Ο «απλός ηλεκτρικός μυϊκός ερεθισμός» αποτελείται από άμεσο ηλεκτρικό ερεθισμό του εν μέρει προσβεβλημένου μυϊκού συστήματος. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο μυ που θα διεγερθεί και οι ηλεκτρικοί παλμοί προκαλούν μυϊκή σύσπαση (Schuhfried et al., 2012). Το αποτέλεσμα αυτής της σύσπασης μπορεί να ενισχυθεί, ζητώντας από τον ασθενή να ακολουθεί την κίνηση σε νοητικό επίπεδο, και, αν είναι εφικτό, να συσπά ενεργητικά τους μύες του. Η ενεργητική σύσπαση των μυών δεν ενδείκνυται όταν το σπαστικό πατέντο (μοτίβο) κίνησης επιδεινώνεται με την προσπάθεια του ασθενούς για την ενεργητική σύσπαση. Για παράδειγμα, αν κατά την ενεργητική προσπάθεια για τη σύσπαση των εκτεινόντων του καρπού, τα δάκτυλα τραβιούνται σε θέση κάμψης λόγω σπαστικότητας (Schuhfried et al., 2012). Ο απλός ηλεκτρικός ερεθισμός του δελτοειδούς και του υπερακάνθιου μυός εφαρμόζεται για τη μείωση του υπεξαρθρήματος και τη βελτίωση εμβιομηχανικής ακεραιότητας και τη μείωση του πόνου σε ασθενείς με επώδυνο ημιπληγικό ώμο (Schuhfried et al., 2012).

Σε τυχαίοποιημένη κλινική μελέτη, βρέθηκε ότι η εφαρμογή ηλεκτρικού ερεθισμού στον υπερακάνθιο και την οπίσθια μοίρα του δελτοειδή, σε συνδυασμό με τη συμβατική θεραπεία για τον περιορισμό του υπεξαρθρήματος του ώμου σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, είναι πιο ευεργετική σε σχέση με τη συμβατική θεραπεία από μόνη της (Koyuncu et al., 2010). Όμως, η αξιολόγηση του πόνου δεν έδειξε σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων. Μια συστηματική ανασκόπηση του 2008 έδειξε ότι, μέχρι τότε, δεν υπάρχουν στοιχεία που να επιβεβαιώνουν ή να διαψεύδουν ότι ο ηλεκτρικός ερεθισμός γύρω από τον ώμο μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, μειώνει τον πόνο. Οι τύποι των μελετών που συμπεριλήφθηκαν στην ανασκόπηση και οι τεχνικές εφαρμογής ηλεκτρικού ερεθισμού διαφοροποιούνταν και ο αριθμός των ασθενών που συμμετείχαν στις

έρευνες αυτές ήταν μικρές. Διαπιστώθηκε ότι χρειάζονται περισσότερες έρευνες (Price & Pandyan, 2008).

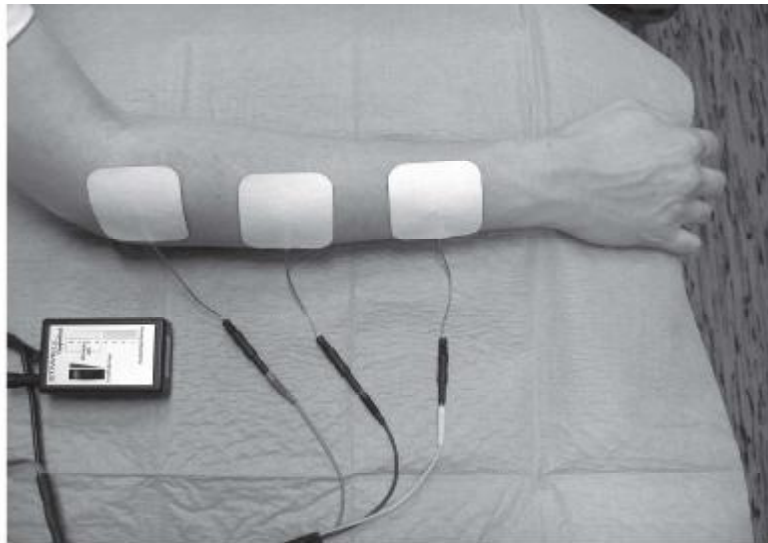
Ο αμοιβαίος ηλεκτρικός ερεθισμός των πρωταγωνιστών και των ανταγωνιστών μυών στο αντιβράχιο, είναι μια υποσχόμενη τεχνική ηλεκτρικού ερεθισμού σε ασθενείς με κακώσεις του κεντρικού νευρικού συστήματος. Η αιτιολογία γι αυτό είναι η εξάσκηση της αμοιβαίας ενεργοποίησης. Μπορεί να είναι δυνατόν να μειωθεί η διεγερσιμότητα του φλοιού των σπαστικών ανταγωνιστών μυών, και να βελτιωθεί η δύναμη των αγωνιστών μυών (Tinazzi et al., 2005). Η ένδειξη γι αυτό τον τύπο διέγερσης είναι αισθητά καθυστερημένη κινητική ενεργοποίηση στην αλλαγή της κατεύθυνσης της κίνησης. Ειδικά κατασκευασμένοι κηδεμόνες με ενσωματωμένα ηλεκτρόδια ερεθισμού, επιτρέπουν κυκλική εναλλαγή του ερεθισμού από τους εκτείνοντες καρπού/δακτύλων στους καμπτήρες καρπού/δακτύλων, και παρέχονται γι αυτό το σκοπό (Schuhfried et al., 2012). Ένα σύστημα ειδικά σχεδιασμένων νευροπροθέσεων για το χέρι, με ενσωματωμένα πέντε ηλεκτρόδια, παρέχει συντονισμένο άνοιγμα και κλείσιμο του χεριού.

Ο αμοιβαίος ηλεκτρικός μυϊκός ερεθισμός των αγωνιστών και των ανταγωνιστών μπορεί να εφαρμοστεί με ένα γάντι πλέγμα ως άνοδο και δύο επιφανειακά ηλεκτρόδια στην κάθοδο. Η μία κάθοδος τοποθετείται πάνω από τους εκτείνοντες του καρπού και η άλλη πάνω από τους καμπτήρες του καρπού. Όσον αφορά τη χειροκίνητη ενεργοποίηση, οι καμπτήρες και οι εκτείνοντες ενεργοποιούνται εναλλακτικά με ηλεκτρικό ερεθισμό (Schuhfried et al., 2012). Στο κάτω άκρο, μια αμοιβαία λειτουργική ηλεκτρικό ερεθισμό των ραχιαίων καμπτήρων και των πελματιαίων καμπτήρων, παρόμοια με το χρονισμό της βάδισης μπορεί να βελτιώσει την ικανότητα βάδισης των ασθενών με εγκεφαλικό επεισόδιο σε χρόνιο στάδιο (Embrey et al., 2010).

Κατά τη διάρκεια του ηλεκτρομυογραφικά πυροδοτούμενου νευρομυϊκού ηλεκτρικού ερεθισμού (EMG-triggered neuromuscular electrical stimulation) των εν μέρει προσβεβλημένων μυών, ο ηλεκτρικός ερεθισμός προκαλείται από την εκούσια δραστηριοποίηση των μυών που ερεθίζονται (van Lewinsky et al., 2009). Προαπαιτούμενο γι αυτό τον τύπο σύσπασης είναι η ικανότητα ενεργητικής σύσπασης στο βαθμό ανίχνευσης του ερεθίσματος από επιφανειακό ηλεκτρόδιο ηλεκτρομυογράφου (βαθμός σύσπασης 2 σε κλίμακα 0-5). Στις περισσότερες συσκευές, το κατώφλι για το ηλεκτρομυογραφικό σήμα μπορεί να ρυθμιστεί στο βαθμό 2. Το σήμα της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας από το επιφανειακό

ηλεκτρόδιο ενεργοποιεί ηλεκτρικό ερεθισμό. Η ενεργοποίηση των κατάλληλων μυών «ανταμοίβεται» με μια ηλεκτρική σύσπαση και η κίνηση που ξεκίνησε εκούσια καταλήγει με έναν ηλεκτρικό ερεθισμό (van Lewinsky et al., 2009).

Σε αντίθεση με τον απλό ηλεκτρικό μυϊκό ερεθισμό κατά τη διάρκεια της οποίας ο ασθενής ακολουθεί ένα συγκεκριμένο πρότυπο κίνησης, κατά τη διάρκεια του ηλεκτρομυογραφικά πυροδοτούμενου νευρομυϊκού ηλεκτρικού ερεθισμού, ο ασθενής θα πρέπει να ξεκινήσει το πρότυπο της κίνησης μόνος του. Αυτή η θεραπεία απαιτεί περισσότερο προσωπικό κινητικό έλεγχο, παρά απλό ηλεκτρικό μυϊκό ερεθισμό. Σύμφωνα με τα κλινικά συμπτώματα, έχει σημασία ο ασθενής να ξεκινήσει με απλό ηλεκτρικό μυϊκό ερεθισμό και όταν ο κινητικός έλεγχος βελτιωθεί, να γίνει αλλαγή σε ηλεκτρομυογραφικά πυροδοτούμενο νευρομυϊκό ηλεκτρικό ερεθισμό. Αυτός ο τύπος ερεθισμού μπορεί να βελτιώσει τη λειτουργία του χεριού σε ασθενείς με ήπιο ή μέτριο εγκεφαλικό (van Lewinsky et al., 2009). Ομοίως και στο κάτω άκρο, η εφαρμογή αυτού του τύπου διέγερσης έχει θετική επίδραση στην κινητική ανάκαμψη και την ικανότητα βάδισης στους ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο (van Lewinsky et al., 2009).



Εικ. 2.2: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων στον ηλεκτρομυογραφικά πυροδοτούμενο νευρομυϊκό ηλεκτρικό ερεθισμό. Το ηλεκτρομυογραφικό σήμα της εκούσιας μυϊκής δραστηριότητας μετρείται με το μεσαίο επιφανειακό ηλεκτρόδιο (Μορφοποίηση από Schuhfried et al., 2012)

Ένας άλλος τρόπος εφαρμογής ηλεκτρικού ερεθισμού πυροδοτούμενος με ανατροφοδότηση, είναι όταν το μέλος στο οποίο θα εφαρμοστεί, τοποθετείται σε ένα δυναμικά σχεδιασμένο στήριγμα με ένα αισθητήρα μέτρησης γωνίας (Schuhfried et al., 2012). Ο ασθενής πρέπει να πετύχει συγκεκριμένη γωνία σε συγκεκριμένη γωνία κίνησης χρησιμοποιώντας την άρθρωση στόχο, όπως ο καρπός (π.χ. 20° έκταση καρπού από θέση μέγιστης κάμψης). Μόλις ο ασθενής φτάσει τη γωνία, ο ηλεκτρικός ερεθισμός πυροδοτείται από τον αισθητήρα γωνίας (π.χ. τους εκτείνοντες καρπού και δακτύλων) (Schuhfried et al., 2012). Σ' αυτή τη μορφή θεραπείας, ο ασθενής όχι μόνο συσπά ενεργητικά μια συγκεκριμένη μυϊκή ομάδα, αλλά επιτυγχάνει κίνηση αρκετών μοιρών στην επιθυμητή κατεύθυνση κίνησης. Ένας περιορισμός σ' αυτή τη μορφή θεραπείας είναι η προμήθεια του απαιτούμενου τεχνικού εξοπλισμού, ενώ οι συσκευές ερεθισμού με ηλεκτρομυογραφική πυροδότηση είναι εύκολο ν' αγοραστούν (Schuhfried et al., 2012).



Εικ. 2.3: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων του διεγέρτη - γαντιού. Το ηλεκτρόδιο του γαντιού είναι η άνοδος και το αντίθετο ηλεκτρόδιο στη ραχιαία επιφάνεια του χεριού είναι η κάθοδος (Μορφοποίηση από Schuhfried et al., 2012)

Ο υπο-κινητικός ηλεκτρικός ερεθισμός δεν περιλαμβάνει πυροδότηση κινητικής απάντησης. Η ένταση του ερεθισμού ρυθμίζεται είτε με αισθητηριακό, είτε με κάτω του αισθητηριακού επίπεδο τρόπο (van Lewinsky et al., 2009). Ο ερεθισμός εφαρμόζεται στο επηρεασμένο μέλος με τη χρήση επιφανειακών ηλεκτροδίων, σύμφωνα με τις αρχές του TENS. Στο άνω άκρο ο ερεθισμός μπορεί να εφαρμοστεί στη ραχιαία και στην κοιλιακή (παλαμιαία) πλευρά του αντιβραχίου. Στο κάτω άκρο ο

ερεθισμός εφαρμόζεται στο κοινό περνιαίο νεύρο και στο νεύρο του γαστροκνημίου. Ειδικά ηλεκτρόδια σε γάντι ή κάλσα μπορούν να χρησιμοποιηθούν σαν άνοδος, και τα αντίθετα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται ως κάθοδοι στην ραχιαία και στην κοιλιακή πλευρά του αντιβραχίου ή του κάτω άκρου (Dimitrijevic et al., 1996).

Ο πρωταρχικός στόχος του υπο-κινητικού ηλεκτρικού ερεθισμού είναι η μείωση της σπαστικότητας και η βελτίωση του κινητικού ελέγχου (Dimitrijevic et al., 1996).

2.8.2. Ηλεκτρικός ερεθισμός ως λειτουργικό υποκατάστατο

Ο ηλεκτροφυσιολογικός κηδεμόνας που χρησιμοποιείται περισσότερο είναι ο διεγέρτης του περνιαίου νεύρου (Everaert et al., 2010). Με τη διέγερση του κοινού περνιαίου νεύρου ακριβώς κάτω από το γόνατο ο άκρος πόδας ανυψώνεται με ηλεκτρικό ερεθισμό κατά τη δυναμική φάση αιώρησης του ποδιού και η βάδιση του ασθενούς βελτιώνεται. Ο ερεθισμός ενεργοποιείται είτε με τη χρήση ενός διαβιβαστή επαφής ποδιού-εδάφους που συνήθως τοποθετείται κάτω από τη φτέρνα (διακόπτης φτέρνας), είτε μέσω αισθητήρα κίνησης στο γόνατο (Everaert et al., 2010). Μονό-κάναλοι διεγέρτες δεν επιτρέπουν διαφορετική ενεργοποίηση του περνιαίου και του πρόσθιου κνημιαίου για τη βέλτιστη ισορροπία ραχιαίας-πελματιαίας κάμψης. Αυτό είναι εφικτό με δι-κάναλους διεγέρτες εφαρμόζοντας διαφορετικό ερεθισμό του επιφανειακού και του εν τω βάθει περνιαίου νεύρου (Laufer et al., 2009). Σε άλλες εφαρμογές το πρώτο κανάλι χρησιμοποιείται για κοινή διέγερση του περνιαίου νεύρου και το δεύτερο κανάλι διεγείρει άλλους μύες (πελματιαίους καμπτήρες ποδοκνημικής, τετρακεφάλους, οπίσθιους μηριαίους ή γλουτιαίους) σε άλλες στιγμές κατά τον κύκλο της βάδισης (Laufer et al., 2009).

Σε ασθενείς με ημιπληγία μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, η ηλεκτρικός ερεθισμός (σαν λειτουργικό υποκατάστατο) των ραχιαίων καμπτήρων κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης σε συνδυασμό με τη συμβατική κινησιοθεραπεία, βελτιώνει την ικανότητα βάδισης και την κινητική αποκατάσταση, σε σχέση με την μεμονωμένη εφαρμογή της κινησιοθεραπείας (Schuhfried et al., 2012). Για να ξεπεραστούν τα προβλήματα με την τοποθέτηση των διαδερμικών ηλεκτροδίων, αναπτύχθηκαν συστήματα εμφύτευσης (Schuhfried et al., 2012). Σε τυχαίοποιημένη μελέτη βρέθηκε 23% βελτίωση στην ταχύτητα βάδισης σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, στους οποίους εμφυτεύτηκαν διεγέρτες περνιαίου νεύρου, ενώ στην ομάδα ελέγχου υπήρχε βελτίωση μόνο 3% με τη χρήση των απλών

ορθωτικών ποδοκνημικής (Kottink et al., 2007). Σε ασθενείς με πολλαπλή σκλήρυνση σημειώθηκε σημαντική βελτίωση με τη χρήση ηλεκτρικού ερεθισμού για την πτώση του άκρου ποδός, σε σχέση με την ομάδα ελέγχου (κανένας ερεθισμός) (Barett et al., 2009).

Ωστόσο, σε σχέση με το πρόγραμμα άσκησης στο σπίτι, ο ηλεκτρικός ερεθισμός έχει μικρότερο αποτέλεσμα στις παραμέτρους της βάρδισης (Barett et al., 2009). Η βελτίωση της βάρδισης, σε ασθενείς με ατελή τραυματισμό του νωτιαίου μυελού, μπορεί να επιτευχθεί με διέγερση του περνιαίου νεύρου για να προκαλέσει την αντίδραση κάμψης (ταυτόχρονη κάμψη ισχίου-γόνατος και ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής). Η αντίδραση κάμψης είναι χρήσιμη για τους ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο που εμφανίζουν σπαστικότητα. Ο ηλεκτρικός ερεθισμός σαν λειτουργικό υποκατάστατο κατά τη βάρδιση με τη διέγερση του κοινού περνιαίου νεύρου και των τετρακεφάλων, σε ασθενείς με ατελή τραυματισμό του νωτιαίου μυελού βοηθά στην αύξηση της ταχύτητας βάρδισης (Schuhfried et al., 2012).

Ένας ακόμη ηλεκτροφυσιολογικός κηδεμόνας είναι ο βηματοδότης ποδιού, που χρησιμοποιείται κυρίως σε ασθενείς με τραυματισμό νωτιαίου μυελού. Εδώ οι τετρακέφαλοι και οι γλουτιαίοι μύες διεγείρονται κατά τη φάση στήριξης του ποδιού με χειροκίνητη ενεργοποίηση ή με αισθητήρα κίνησης έτσι ώστε ο ασθενής να μπορεί να σταθεί και να περπατήσει με τη βοήθεια της ηλεκτρικής διέγερσης. Σαν βοήθημα ο ασθενής χρησιμοποιεί είτε υποστηρίγματα αντιβραχίου είτε «Π». Αυτή η διαδικασία απαιτεί επαρκή δύναμη και αντοχή των μυών, που θα πρέπει να επιτευχθεί πριν την εφαρμογή της ηλεκτρικής διέγερσης σαν λειτουργικό υποκατάστατο. Η έγερση και ο βηματισμός μπορούν να βελτιωθούν με τη ρύθμιση της καθυστέρησης ανάμεσα στην έναρξη της διέγερσης μεταξύ των διαφορετικών μυών (Kern et al., 2010). Πριν την έγερση και τη βάρδιση με τον ηλεκτρικό ερεθισμό σαν λειτουργικό υποκατάστατο, οι απονευρωμένοι μύες των παραπληγικών ασθενών διεγείρονται καθημερινά για μεγάλο χρονικό διάστημα (ως 1-2 χρόνια), που οδηγεί σε αύξηση της μυϊκής μάζας και της δύναμης κατά τη διάρκεια της ηλεκτρικής. Αυτό επαρκεί για την επίτευξη της όρθιας στάσης, με τη βοήθεια της ηλεκτρικής διέγερσης (Kern et al., 2010).

2.9. ΕΝΤΑΣΗ ΚΑΙ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΜΕΜΟΝΩΜΕΝΩΝ ΘΕΡΑΠΕΙΩΝ

Δεν υπάρχουν συγκεκριμένες οδηγίες όσον αφορά την ένταση και τη διάρκεια των μεμονωμένων θεραπειών ή της συνολικής διάρκειας της θεραπείας (Schuhfried et al., 2012). Συνήθως διακρίνονται δύο στρατηγικές: σύντομες συνεδρίες για μερικούς μήνες (π.χ. 10 min 1 ή 2 φορές την εβδομάδα για 3-6 μήνες), ή μεγάλες συνεδρίες για μερικές εβδομάδες (π.χ. 20 - 30 min την ημέρα για 3 εβδομάδες). Παρ' όλα αυτά, είναι δύσκολη η απόφαση για το ποιο πρόγραμμα πρέπει να προτιμηθεί.

Μελέτη των Bocker & Smolenski (2003), αναφέρει ηλεκτρικό ερεθισμό 2 x 10 min/ημέρα για τουλάχιστον 3 μήνες. Σε ασθενείς με εγκεφαλικό στην οξεία φάση, το ελάχιστο είναι 10 ώρες (30min, 5 φορές την εβδομάδα για 4 εβδομάδες) νευρομυϊκό ηλεκτρικό ερεθισμό σε συνδυασμό με την συνήθη αποκατάσταση βελτιώνει τη λειτουργία του άνω άκρου (Schuhfried et al., 2012). Σε οξύ και υποξύ εγκεφαλικό (μέχρι 3 μήνες μετά το περιστατικό), η επίδραση νευρομυϊκού ερεθισμού του άνω άκρου για 30 min την ημέρα, 5 φορές την εβδομάδα, για 3 εβδομάδες, διατηρείται για 6 μήνες τουλάχιστον (Schuhfried et al., 2012). Για το κάτω άκρο, ηλεκτρομυογραφικά πυροδοτούμενος ηλεκτρικός ερεθισμός του πρόσθιου κνημιαίου μυός για 10min, 2 φορές την ημέρα, για 3 μήνες, βελτιώνει το εύρος κίνησης της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής και τη λειτουργικότητα των ασθενών μετά από εγκεφαλικό. Παράταση της θεραπείας δεν προσφέρει μεγαλύτερο αποτέλεσμα (Schuhfried et al., 2012).

2.10. ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ

Κατά την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, θα πρέπει να εξασφαλίζεται ότι ο άξονας κίνησης είναι σωστός και επιτυγχάνεται η τυπική ενεργοποίηση των σωστών μυών (Schuhfried et al., 2012). Για τη διέγερση των εκτεινόντων του καρπού και των δακτύλων, η ωλένια απόκλιση του καρπού κατά την ραχιαία έκταση θα πρέπει ν' αποφεύγεται και η ηλεκτρικά προκαλούμενη απαγωγή ή/και έκταση του αντίχειρα θα πρέπει να επιδιώκεται (Schuhfried et al., 2012). Ηλεκτρόδια διαστάσεων 5 x 5 cm συνήθως επαρκούν. Στην ποδοκνημική θα πρέπει να εξασφαλίζονται εξουδετερωτικές δυνάμεις στην σπαστικότητα, με τοποθέτηση των ηλεκτροδίων ταυτόχρονα πάνω από τον πρόσθιο κνημιαίο και το μακρό περονιαίο. Κατάλληλες διαστάσεις ηλεκτροδίων 5 x 9 cm. Για τη διέγερση του περονιαίου νεύρου άμεσα,

ηλεκτρόδια 2-3,5 cm τοποθετούνται κοντά στον αυχένα της περόνης (Schuhfried et al., 2012).

2.11. ΠΙΘΑΝΟΙ ΚΙΝΔΥΝΟΙ, ΠΡΟΛΗΠΤΙΚΑ ΜΕΤΡΑ ΚΑΙ ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Ο ηλεκτρικός ερεθισμός χρησιμοποιείται και στο οξύ και στο χρόνιο στάδιο κακώσεων του κεντρικού νευρικού συστήματος (Schuhfried et al., 2012). Ανησυχίες για επιδείνωση της σπαστικότητας με τον ηλεκτρικό ερεθισμό δεν έχουν επιβεβαιωθεί. Για την αποφυγή της μυϊκής κόπωσης κατά τη μυϊκή ενδυνάμωση είναι σημαντική η βελτιστοποίηση της στρατηγικής ερεθισμού, γιατί μια υψηλή ένταση διέγερσης και συχνότητες διέγερσης ανώτερες των 50Hz επιταχύνουν τη μυϊκή κόπωση (Schuhfried et al., 2012). Ο χρόνος παύσης πρέπει να μην είναι μικρότερος από το χρόνο δράσης. Από την άλλη, η μυϊκή κόπωση μέσω ηλεκτρικού ερεθισμού των μυών που βρίσκονται σε σπαστικότητα, μπορεί να μειώσει τη σπαστικότητα.

Για την εφαρμογή ηλεκτρικού ερεθισμού στο σπίτι, οι συσκευές πρέπει να είναι ασφαλείς και εύκολες στη χρήση. Μπορεί να παρατηρηθεί περιστασιακός ερεθισμός του δέρματος δευτερογενώς μετά από παρατεταμένη διέγερση και υψηλές εντάσεις ρεύματος. Ιδιαίτερη προσοχή απαιτεί η εφαρμογή της θεραπείας σε επιληπτικούς ασθενείς. Σε περιπτώσεις μεταλλικών εμφυτευμάτων πρέπει να χρησιμοποιούνται μόνο διφασικές μορφές ρευμάτων. Πρωταρχικές αντενδείξεις είναι οι καρδιακοί βηματοδότες και οι εμφυτευμένοι απινιδωτές (Schuhfried et al., 2012).

Οι αποδείξεις για την εφαρμογή του θεραπευτικού ηλεκτρικού ερεθισμού στην αποκατάσταση των κακώσεων του κεντρικού νευρικού συστήματος είναι ακόμη περιορισμένες. Ανασκόπηση στο Cochrane έδειξε ότι εφαρμογή του θεραπευτικού ηλεκτρικού ερεθισμού βελτιώνει τις κινητικές ικανότητες σε σχέση με το placebo. Θα πρέπει να καθοριστούν ακριβώς οι παράμετροι της διέγερσης, η δοσολογία, ο χρόνος έναρξης της διέγερσης μετά την κάκωση, και ποιοι ασθενείς θα ωφεληθούν περισσότερο και από ποια τεχνική (Schuhfried et al., 2012).

2.12. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ

Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός (Functional Electrical Stimulation-FES) χρησιμοποιείται στην αντιμετώπιση της χρόνιας ημιπληγίας από την δεκαετία του

εξήντα. Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός είναι η κλινική εφαρμογή του ηλεκτρικού ρεύματος στα ανέπαφα νεύρα του σώματος, για να προκληθεί μυϊκή σύσπαση (Sabut et al., 2011). Το 1978 οι Stanic et al. διαπίστωσαν πως ο πολύ-καναλικός λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός, όταν χορηγείται για 10 με 60 λεπτά, τρεις φορές την εβδομάδα για έναν μήνα, βελτιώνει τις επιδόσεις των ημιπληγικών ασθενών στο βάδισμα. Το 1989, οι Bogataj et al. εφάρμοσαν τον πολύ-καναλικό λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό στην ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων σε είκοσι ασθενείς με ημιπληγία. Μετά από καθημερινή θεραπεία 5 ημέρες την εβδομάδα για μια έως τρεις εβδομάδες οι ασθενείς που προηγουμένως δεν μπορούσαν να περπατήσουν, άρχισαν να περπατούν ξανά. Την δεκαετία του ενενήντα, ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός συνέχισε να χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο στην αποθεραπεία των κάτω άκρων σε ασθενείς που είχαν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Οι Bogataj et al. (1989) σύγκριναν δυο ομάδες ασθενών που είχαν υποστεί εγκεφαλικό και είχαν υποβληθεί σε λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό τριών εβδομάδων, στην οποία είχε προηγηθεί ή διαδέχθηκε συμβατική θεραπεία τριών εβδομάδων. Η θεραπεία πραγματοποιούταν 5 ημέρες την εβδομάδα για διάστημα 7 έως 21 ημερών.

Ωστόσο, σε ορισμένες μελέτες η περίοδος θεραπείας συχνά δεν προσδιορίζονταν καθόλου (Bogataj et al., 1995). Οι ασθενείς εξετάζονταν κυρίως κατά την διάρκεια της χρόνιας φάσης. Το χρονικό διάστημα που μεσολαβούσε μεταξύ εγκεφαλικού και θεραπευτικής παρέμβασης ποίκιλε σε διάρκεια από μελέτη σε μελέτη (Bogataj et al., 1995).

Η μελέτη των Yan et al (2005) εξετάζει κατά πόσον ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός, κατά τη διάρκεια του οξέως εγκεφαλικού επεισοδίου, ήταν πιο αποτελεσματικός στην προώθηση της ανάκαμψης της κίνησης του κάτω άκρου και την ικανότητα βάδισης από την τυπική αποκατάσταση (Standard Rehabilitation-SR) που εφαρμόζεται με διέγερση placebo ή μόνος του αποσκοπώντας στην αποκατάσταση της λειτουργικής κινητικότητας και κινητικής λειτουργίας. 46 άτομα (70,9 ± 8,0 χρόνων) 9,2 ± 4,1 ημέρες μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, τυχαιοποιήθηκαν σε τρεις ομάδες. Η πρώτη ομάδα αποτελείτο από άτομα που έκαναν λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό (13 ασθενείς), η δεύτερη με εικονικό φάρμακο (placebo) (15 ασθενείς) και η τρίτη ομάδα από ασθενείς που έκαναν τυπική αποκατάσταση (έλεγχος) (13 άτομα). Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός εφαρμόστηκε 30 λεπτά και η διέγερση με εικονικό φάρμακο 60 λεπτά, 5 ημέρες την

εβδομάδα για 3 εβδομάδες. Αποτελέσματα μετρήσεων περιλήφθηκαν στα σύνθετα σκορ σπαστικότητας, στη μέγιστη ισομετρική συστολή του αστραγάλου, στους ραχιαίους-καμπτήρες και καλλιεργητών-καμπτήρων, καθώς και στην ικανότητα βάδισης. Καταγραφή έγινε πριν τη θεραπεία, την εβδομάδα κατά τη διάρκεια της θεραπείας 3-εβδομάδων και την 8η εβδομάδα μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο.

Οι Yan et al (2005) δεν βρήκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στις μετρήσεις αναφοράς. Μετά από 3 εβδομάδες θεραπείας, υπήρξε σημαντική μείωση του ποσοστού των σύνθετων σκορ σπαστικότητας και σημαντική βελτίωση της ροπής της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής. Η βελτίωση της ροπής ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής συνοδευόταν από αύξηση ηλεκτρομυογραφημάτων του αγωνιστή και μείωση του δείκτη συνσύσπασης του ηλεκτρομυογραφήματος στην ομάδα λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού, σε σύγκριση με τις άλλες δύο ομάδες. Όλα τα άτομα στην ομάδα λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού ήταν σε θέση να περπατήσουν μετά τη θεραπεία. Το 84,6% από αυτούς επέστρεψαν στα σπίτια τους, σε σύγκριση με το εικονικό φάρμακο (53,3%) και τον έλεγχο (46,2%) σε άλλες ομάδες.

Οι Yan et al (2005) διαπίστωσαν ότι πολλές μελέτες έχουν δείξει πως η κινητική εμπειρία μετά από εγκεφαλικό τραυματισμό παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στη φυσιολογική αναδιοργάνωση που πραγματοποιείται στους παρακείμενους ανέπαφους ιστούς. Η επαναλαμβανόμενη εκτέλεση ίδιων ή παρόμοιων κινήσεων στα άκρα θεωρείται πλέον καίριας σημασίας για την μάθηση και αποκατάσταση της κίνησης σε άτομα που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο (Yan et al., 2005). Κάνοντας χρήση της τομογραφίας με εκπομπή ποζιτρονίων, οι Nelles et al. (1999) παρατήρησαν παρόμοια μοτίβα εγκεφαλικής ενεργοποίησης στα άτομα που είχαν υποστεί εγκεφαλικό κατά την διάρκεια είτε ενεργητικών είτε παθητικών κινήσεων. Τα αποτελέσματά τους αποδεικνύουν τη συμβολή των προσαγωγών συναπτικών δραστηριοτήτων στο κεντρικό κινητικό έλεγχο, καθιστώντας σαφές πως η εκ νέου οργάνωση των συστημάτων κίνησης και αισθήσεων πραγματοποιείται πολύ νωρίς μετά από το εγκεφαλικό επεισόδιο.

Καθώς ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός παράγει λειτουργική κίνηση, οι Yan et al (2005) υπέθεσαν πως η προσαγωγός-επαγωγός διέγερση που προκαλείται από το λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό έχει ως αποτέλεσμα την κίνηση των άκρων. Οι δερματικές και ιδιοδεκτικές εισαγωγές της οξείας φάσης θα μπορούσαν να είναι πολύτιμες στο να «υπενθυμίζει» στους ασθενείς τον τρόπο με τον οποίο θα μπορούσαν να εκτελέσουν την κίνηση με τον σωστό τρόπο.

2.13. ΠΡΩΙΜΗ, ΕΝΤΑΤΙΚΗ ΠΑΡΕΜΒΑΣΗ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΑΠΟ ΑΓΓΕΙΑΚΟ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟ

Σχεδόν όλες οι μελέτες αναφορικά με την κινητική λειτουργία ατόμων που επιβίωσαν από εγκεφαλικό επεισόδιο, διαπιστώνουν πως η ταχύτερη αποκατάσταση μετά από εγκεφαλικό παρατηρείται τις πρώτες εβδομάδες μετά από αυτό (Yan et al., 2005). Στη μετά-ανάλυση των 36 κλινικών δοκιμών σχετικά με την αποκατάσταση από εγκεφαλικό, οι Ottenbacher & Jannell (1993) διαπίστωσαν πως όσο πιο νωρίς ξεκινούσε η αποκατάσταση τόσο καλύτερα ήταν τα κινητικά και λειτουργικά αποτελέσματα. Οι Kwakkel et al. (1997) εξέτασαν 9 ελεγχόμενες μελέτες που αφορούσαν 1051 ασθενείς οι οποίοι επιβίωσαν μετά από εγκεφαλικό και είχαν υπαχθεί σε διάφορα προγράμματα αποκατάστασης διαφορετικής έντασης. Διαπίστωσαν μια μικρή αλλά στατιστικά σημαντική σχέση έντασης- αποτελέσματος. Αυτά τα αποτελέσματα έδειξαν πως η έγκαιρη και εντατική παρέμβαση βελτιώνει σημαντικά την κινητική αποκατάσταση και το λειτουργικό αποτέλεσμα όσων είχαν εγκεφαλικό επεισόδιο Kwakkel et al., (1997).

Στη μελέτη των Yan et al (2005), ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός εφαρμόστηκε σε $8,7 \pm 5,8$ ημέρες μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο. Αυτό το διάστημα ήταν κατά πολύ συντομότερο και η θεραπεία ήταν αρκετά εντατική. Δεν υπήρχε σημαντική διαφορά στα χαρακτηριστικά των ασθενών πριν τη θεραπεία. Συνεπώς, όποιες διαφορές παρατηρήθηκαν αργότερα μεταξύ των τριών ομάδων αποδόθηκαν σε μεγάλο βαθμό στις συνέπειες της παρέμβασης.

2.14. ΣΥΝΕΠΕΙΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΣΤΗ ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΙΝΗΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ

Στη μελέτη των Yan et al (2005) και οι τρεις ομάδες εμφάνισαν μέτρια σπαστικότητα με βάση την αξιολόγηση της σύνθετης κλίμακας σπαστικότητας (Composite spasticity scale-CSS. Η αύξηση της αναλογίας του ποσοστού ήταν σημαντικά μικρότερη στην ομάδα λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού την 3^η εβδομάδα, υποδηλώνοντας πως ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός μπορεί να αποκαταστήσει εντελώς τον μυϊκό τόνο στην περιοχή του αστραγάλου πελματιαίου-καμπτήρων μυών (ankle planter-flexors) που εμφανίζει το πρόβλημα. Στη μελέτη των

Yan et al (2005), ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός εφαρμόστηκε στους μυς και των δυο κάτω άκρων προκειμένου ο ασθενής να μιμηθεί το φυσιολογικό βάδισμα. Στη διάρκεια της στηρικτικής φάσης, ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός θα μπορούσε να ενεργοποιήσει τους κινητικούς νευρώνες πρόσθιου κνημιαίου (Tibialis Anterior-TA) αντίδρομα. Σταδιακά, κάτι τέτοιο θα μπορούσε να οδηγήσει σε σημαντική βελτίωση στην ομάδα λειτουργικής ηλεκτρικής διέγερσης. Αυτό έγινε φανερό στα ποσοστά των αυξήσεων που παρατηρήθηκαν στις τιμές της μέγιστης εκούσιας ισομετρικής συστολής (Maximum isometric voluntary contraction-MIVC) και του ολοκληρωμένου ηλεκτρομυογραφήματος (Integrated EMG) του πρόσθιου κνημιαίου μυ που είχε πρόβλημα, καθώς και στα ποσοστά των μειώσεων της αναλογίας σύσπασης ηλεκτρομυογραφήματος κατά την διάρκεια της ραχιαίας κάμψης του πέλματος, συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου μετά την πρώτη εβδομάδα, αλλά και με την ομάδα placebo μετά τη δεύτερη ή τρίτη εβδομάδα (Yan et al., 2005).

Η ροπή της ραχιαίας κάμψης βελτιώθηκε σημαντικά από την 3^η εβδομάδα και μετά. Δεν διαπιστώθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων placebo και ελέγχου σε οποιοδήποτε ενδιάμεσο διάστημα αξιολόγησης, εκτός από την ποσοστιαία αύξηση της αναλογίας ταυτόχρονης σύσπασης ηλεκτρομυογραφήματος στην ομάδα λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού, αποδεικνύοντας κατά συνέπεια τη γενική απουσία οποιουδήποτε φαινομένου placebo (Yan et al., 2005).

2.15. ΣΥΝΕΠΕΙΕΣ ΤΟΥ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΣΤΗΝ ΑΡΧΙΚΗ ΚΙΝΗΤΙΚΟΤΗΤΑ

Στην έρευνα των Yan et al. (2005), θεωρητικά, θα μπορούσαν να υπάρχουν διαφορές στα σκορ του τεστ timed Up & Go (TUG) μεταξύ των ομάδων. Ωστόσο, σε κάθε συνεδρία αξιολόγησης, πάντοτε προστίθεντο σε κάθε ομάδα νέοι ασθενείς που μπορούσαν να περπατήσουν. Επομένως, τα σκορ δεν θα μπορούσαν να συγκριθούν είτε εντός, είτε μεταξύ των ομάδων. Πριν τη θεραπεία, μόνο το 12% (5/41) των ασθενών μπορούσαν να περπατήσουν. Ωστόσο, αυτό το ποσοστό αυξάνονταν σημαντικά στην ομάδα λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού, όταν συγκρίνονταν αντίστοιχα είτε με την ομάδα placebo, είτε με την ομάδα ελέγχου μετά την 3^η και 4^η εβδομάδα (Yan et al., 2005). Ο μέσος όρος του χρόνου μεταξύ εγκεφαλικού και της πρώτης φοράς που ο ασθενής περπατούσε στο νοσοκομείο ήταν $18,1 \pm 8,4$ για την

ομάδα λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού, συγκριτικά με τις $20,2 \pm 6,8$ και $21,2 \pm 8,0$ ημέρες αντιστοίχως για τις ομάδες placebo και ελέγχου (Yan et al., 2005). Αυτό σημαίνει πως οι ασθενείς που υποβάλλονταν σε θεραπεία λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού είχαν την τάση να περπατούν 2 με 3 ημέρες νωρίτερα σε σύγκριση με εκείνους που είτε υποβάλλονταν σε placebo διέγερση είτε αποκλειστικά σε τυπική αποκατάσταση. Θα πρέπει να σημειωθεί πως η διάρκεια της παραμονής στο νοσοκομείο δεν θα είχε εμφανίσει σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων, επειδή οι ασθενείς θα έπρεπε να μείνουν στο νοσοκομείο μέχρι να ολοκληρώσουν την θεραπεία διάρκειας 3 εβδομάδων, ακόμη και αν πληρούσαν τα κριτήρια να πάρουν εξιτήριο (Yan et al., 2005). Παρόλα αυτά, το γεγονός πως ετοιμάζονταν να πάρουν εξιτήριο θα πρέπει να υποδηλώνει πως οι προσπάθειες αποθεραπείας είχαν ήδη κάποια αποτελέσματα, αφού το κριτήριο για να επιστρέψει σπίτι κάποιος που έχει πάθει έμφραγμα, είναι να μπορεί να φροντίσει τον εαυτό του και να ζήσει με ασφάλεια στο σπίτι του (Yan et al., 2005).

2.16. ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΙ ΠΟΥ ΕΞΗΓΟΥΝ ΤΗ ΔΡΑΣΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟ

Οι Asanuma και Pavlides (1997), θεωρούν πως στα πρώτα στάδια της κινητικής μάθησης μπορεί να σημειώνεται αύξηση της αποτελεσματικότητας σύναψης στα υπάρχοντα νευρωνικά κυκλώματα ή να δημιουργούνται εξολοκλήρου καινούργιες συνάψεις. Όπως σημειώνουν οι Classen et al. (1998), το φαινόμενο των κινητικών ανακατατάξεων του φλοιού μπορεί να αποτελεί το πρώτο βήμα της επανάκτησης των δεξιοτήτων. Μια ελαστικότητα του εγκεφάλου αυτού του είδους θα μπορούσε να υποστηρίξει τις βελτιώσεις που παρατηρούνται στην ομάδα λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού (Yan et al., 2005). Στην έρευνα των Yan et al (2005), 15 συνεδρίες λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού διάρκειας 30 λεπτών, σε συνδυασμό με τυπική αποκατάσταση, 5 φορές την εβδομάδα βελτίωναν την αποκατάσταση της κίνησης και της λειτουργικότητας σε άτομα που είχαν υποστεί οξύ εγκεφαλικό περισσότερο από την placebo διέγερση και τη τυπική αποκατάσταση ή από μόνο από τη τυπική αποκατάσταση. Μάλιστα, το 84,6% των ασθενών που είχαν υποβληθεί σε λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό και τυπική αποκατάσταση επέστρεψαν σπίτι

συγκριτικά με το 53,3% και το 46,2% αντιστοίχως εκείνων που υποβλήθηκαν σε διέγερση placebo και τυπική αποκατάσταση ή μόνο τυπική αποκατάσταση (Yan et al., 2005).

2.17. ΑΝΑΣΤΟΛΗ ΜΥΟΤΑΤΙΚΟΥ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟΥ ΓΑΣΤΡΟΚΝΗΜΙΟΥ ΜΥ ΜΕ ΔΙΕΓΕΡΣΗ ΤΟΥ ΕΝ ΤΩ ΒΑΘΕΙ ΠΕΡΟΝΙΑΙΟΥ ΝΕΥΡΟΥ ΣΕ ΑΤΟΜΑ ΜΕ ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΛΟΓΩ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟΥ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟΥ

Σπαστικοί ασθενείς μπορεί να ωφεληθούν αν η νευροκινητική υπερδιέγερση μπορεί να μειωθεί, όταν ο μυς είναι χαλαρός (Veltink et al., 2000). Αυτή η μειωμένη διεγερσιμότητα, η οποία θα αποτρέψει τις ανεπιθύμητες αντανακλαστικές συστολές, μπορεί να επιτευχθεί με φαρμακολογικά μέσα (Veltink et al., 2000). Ένας εναλλακτικός τρόπος για να μειωθεί το διαρκές αντανακλαστικό της κάμψης είναι η ηλεκτρική τόνωση μέσω νευρικών οδών για να αναστέλλει τη διέγερση των νευροκινητικών συσπάσεων (Veltink et al., 2000).

Οι Veltink et al. (2000) διαπίστωσαν εκτεταμένη και σοβαρή αναστολή του αντανακλαστικού για τέντωμα σε χαλαρούς τρικέφαλους μυς του γαστροκνημίου όταν το βαθύ περονιαίο νεύρο διεγέρθηκε πριν το τέντωμα. Αυτή η σημαντική αναστολή παρατηρήθηκε όταν το διάστημα που μεσολαβούσε μεταξύ της ενδυναμωτικής διέγερσης και του τεντώματος του γαστροκνήμιου είχε επιλεγθεί σωστά και το επίπεδο ερεθισμού ήταν επαρκώς υψηλό. Στις περισσότερες περιπτώσεις διπλάσιο έως και τετραπλάσιο του κινητικού ορίου του πρόσθιου κνημιαίου. Στα πιο υψηλά επίπεδα διέγερσης, ο περιορισμός του αντανακλαστικού ήταν σαφές πως σχετίζονταν με τα σημαντικά αυξημένα όρια ταχύτητας έκτασης πέρα από τα οποία παρατηρούνταν η ύπαρξη αντανακλαστικών στο γαστροκνήμιο τρικέφαλο (Veltink et al., 2000). Επίσης, η αποκαταστημένη περιοχή με τη σχέση μεταξύ ταχύτητας και αντανακλαστικού έκτασης περιοριζόνταν σημαντικά όταν το εν τω βάθει περονιαίο νεύρο υποβάλλονταν σε ενδυναμωτική διέγερση. Στους προ σύσπασης μυς, αυτή η αναστολή ήταν μικρότερη, ωστόσο εξακολουθούσε να είναι σημαντική παρόλο που απείχε από τη μέγιστη έκταση ηλεκτρομυογραφήματος του μέσου γαστροκνημίου μυ. Αποδείχθηκε πως η ενδυναμωτική διέγερση του περονιαίου νεύρου σε ασθενείς που εμφάνισαν σπαστικότητα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο μπορεί να αναστείλει το

αντανακλαστικό έκτασης του τρικέφαλου γαστροκνήμιου μυ (Veltink et al., 2000). Η διέγερση ενδυνάμωσης μπορεί να αντισταθμίσει τα υπερβολικά αντανακλαστικά έκτασης του γαστροκνήμιου μυ στην διάρκεια της πρώιμης φάσης στάσης και να επιτρέψει την διαμόρφωση μεγαλύτερων ταχυτήτων ραχιαίων κάμψεων κατά την αρχική φάση αιώρησης όταν ο γαστροκνήμιος μυς είναι τεντωμένος.

Πιθανοί μηχανισμοί αναστολής

Η αναστολή του αντανακλαστικού τεντώματος του γαστροκνήμιου μυ με ενδυναμωτική διέγερση του εν τω βάθει περνιαίου νεύρου μπορεί να αποδοθεί σε πολλούς μηχανισμούς, τόσο κεντρικού όσο και περιφερικού χαρακτήρα. Οι Crone & Nielsen (1989) αναφέρουν οι εκτάσεις με επίκρουση του αχίλλειου τένοντα κάτω από το όριο του χαλαρού γαστροκνήμιου μυ μπορεί να έχουν ως αποτέλεσμα μια μεγάλης διάρκειας αναστολή του αντανακλαστικού (διάρκεια άνω των 8 δευτερολέπτων). Οι Hultborn et al. (1996) υποστηρίζουν πως οι πιθανοί μηχανισμοί αναστολής οφείλονται κατά πάσα πιθανότητα σε μειωμένη απελευθέρωση διαβιβαστή από προηγούμενες ενεργοποιημένες κεντρομόλες ίνες Ia. Παρόλο που οι Hultborn et al. (1996) περίδεσαν σφιχτά τον αστράγαλο, διαπίστωσαν ότι ο πρόσθιος κνημιαίος μπορούσε να κάνει τον γαστροκνήμιο μυ να τεντωθεί ελάχιστα, διότι ο αστράγαλος δεν είναι μια σταθερή, ακίνητη δομή. Επακόλουθα αντανακλαστικά τεντώματα μπορούν να περιοριστούν με την αναστολή της μετενεργοποίησης. Ωστόσο, αυτό το περιφερικό φαινόμενο μπορεί μόνο εν μέρει να προκαλέσει το αντανακλαστικό τέντωμα επειδή: 1) περίπου η μισή αναστολή εξακολουθεί να παρατηρείται στον μυ πριν τη σύσπαση κατά το ενδιάμεσο τεστ καλύτερης ενδυνάμωσης, ενώ η αναστολή της μετενεργοποίησης έχει παρατηρηθεί μόνο σε μυς σε χαλάρωση και 2) η αναστολή του αντανακλαστικού τεντώματος του πέλματος εξακολουθούσε να υφίσταται ακόμη και όταν οι ερευνητές "μπλόκαραν" το κοινό περνιαίο νεύρο ενός υγιούς ατόμου περιφερικά από το σημείο διέγερσης χρησιμοποιώντας λιδοκαΐνη, καταστέλλοντας αποτελεσματικά τη σύσπαση του πρόσθιου κνημιαίου (Veltink et al., 2000). Διαπιστώθηκε ότι η άμεση διέγερση των προσαγωγών του περνιαίου νεύρου συμβάλλει σε σημαντικό βαθμό στην αναστολή και περιφερικοί μηχανισμοί όπως η αναστολή της μετενεργοποίησης μπορεί να εξηγήσει το φαινόμενο μόνο εν μέρει (Veltink et al., 2000).

Η διέγερση του εν τω βάθει περνιαίου νεύρου μέχρι και τέσσερις φορές πάνω από το κινητικό όριο του πρόσθιου κνημιαίου, μπορεί να προκαλέσει την

ενεργοποίηση πολλών ομάδων προσαγωγών. Ωστόσο, παραμένει το ερώτημα σχετικά με το ποιοι προσαγωγοί προκαλούν την αναστολή και ποιες κεντρικές οδοί εμπλέκονται. Δεν υπήρξε κάποια ικανοποιητική ένδειξη άλλων μηχανισμών αναστολής του αντανεκλαστικού τεντώματος σε διάφορα επίπεδα διέγερσης (Veltink et al., 2000).

Η ανάλυση των ορίων και κλίσεων των εξαρτήσεων από την ταχύτητα του αντανεκλαστικού τεντώματος θα πρέπει να ερμηνεύεται προσεκτικά επειδή οι ευθυγραμμισμένες σχέσεις ταχύτητας έκτασης/αντανεκλαστικού πολλές φορές μπορούν λανθασμένα να υπεραπλουστευθούν (Veltink et al., 2000). Τα διαστήματα ελέγχου της καλύτερης ενδυνάμωσης έχουν κατά προσέγγιση διάρκεια 2 msec (Crone et al., 1996). Οι Crone et al. (1996) αναφέρουν πως αυτή η αναστολή παρατηρείται σε διαστήματα του τεστ ενδυνάμωσης που κυμαίνονται μεταξύ 0 και 5 msec. Ωστόσο, διαπίστωσαν πως η μέση αναστολή σε διάστημα τεστ ενδυνάμωσης σε υγιή άτομα ήταν μόνο 15% όταν εφαρμόζεται μια ενδυναμωτική διέγερση στο κινητικό όριο του πρόσθιου κνημιαίου. Με την τόνωση του περονιαίου νεύρου, ακριβώς κάτω από το κινητικό σημείο του πρόσθιου κνημιαίου, διαπιστώθηκε ότι η δυσυναπτική αμοιβαία αναστολή συμπίεσε τα αντανεκλαστικά-H με 15%. Ωστόσο, αυτή η αμοιβαία δυσυναπτική αναστολή δεν βρέθηκε στην ομάδα των 39 ασθενών με πολλαπλές σπαστικές σκληρύνσεις. Σε αντίθεση, μία διευκόλυνση του αντανεκλαστικού παρατηρήθηκε κατά τη δοκιμή κατά διαστήματα μεταξύ 4 και 8 msec. Αυτό το επίπεδο αναστολής είναι σχετικά χαμηλό σε σύγκριση με τα επίπεδα αναστολής που διαπίστωσαν οι Veltink et al. (2000) στα υψηλότερα επίπεδα διέγερσης που ήταν από διπλάσια έως και τετραπλάσια από το κινητικό όριο του πρόσθιου κνημιαίου.

Επίσης, οι Crone et al. (1996) δεν διαπίστωσαν δυσυναπτική αμφίδρομη αναστολή σε ασθενείς με σπαστική σκλήρυνση κατά πλάκας. Στη μελέτη των Veltink et al. (2000), δεν παρατηρήθηκε αναστολή κατά τα διαστήματα των τεστ ενδυνάμωσης των 6 msec και 14 msec. Ωστόσο, δεν ελέγχθηκαν τα ενδιάμεσα διαστήματα τα οποία μπορεί να είναι απαραίτητα για την παρατήρηση του φαινομένου της δυσυναπτικής αναστολής. Οι Veltink et al. (2000), διαπίστωσαν ότι τα καλύτερα διαστήματα του τεστ ενδυνάμωσης κυμαίνονταν στα 150 msec στα υψηλότερα επίπεδα ενδυναμωτικής διέγερσης. Το βέλτιστο διάστημα δοκιμής βρέθηκε να είναι 160 msec κατά μέσο όρο, το οποίο είναι πολύ μεγαλύτερο από ό, τι βρέθηκε στις αντανεκλαστικές-H μελέτες για δυσυναπτική αμοιβαία αναστολή (2

msec), καθώς και για την προσυναπτική αναστολή (25 έως 60 msec). Αυτό το εύρημα συμφωνεί με το μέσο καλύτερο τεστ ενδυνάμωσης των 160 msec που βρήκαν οι Arkarian & Naumann (1991). Επίσης σε μελέτες του αντανακλαστικού-Η, οι Caraday et al. (1995) διαπίστωσαν μεγάλη αναστολή 46% του πελματιαίου αντανακλαστικού-Η στα διαστήματα του τεστ ενδυνάμωσης μεταξύ 100 και 120 msec, κατά την διέγερση του κοινού περονιαίου νεύρου. Στην ίδια έρευνα διαπιστώθηκε αμοιβαία αναστολή από ανασταλτική προσυναπτική των μηχανισμών παραγωγής κίνησης του υποκνημιδίου σε υγιείς εθελοντές, μετά την τόνωση του κοινού περονιαίου νεύρου. Η αναστολή αυξάνεται με το επίπεδο συστολής με τον ίδιο τρόπο για το κύρος και τη φάση στήριξης της βάδισης (Caraday et al., 1995).

Είναι πολλοί οι μηχανισμοί που μπορεί να συντελούν στο ανασταλτικό φαινόμενο που διαπιστώθηκε κατά τα μεγάλα διαστήματα των τεστ ενδυνάμωσης (Veltink et al., 2000). Οι Arkarian & Naumann (1991) υποστήριξαν πως η σύσπαση του πρόσθιου κνημιαίου είναι σημαντική για το φαινόμενο αναστολής. Το προκαταρκτικό πείραμα των Veltink et al. (2000) σε άτομα με αποφραγμένο περονιαίο νεύρο περιφερικά της περιοχής διέγερσης, έδειξε πως εξακολουθούσε να υπάρχει αναστολή σε μεγάλο βαθμό ακόμη και χωρίς τη σύσπαση του πρόσθιου κνημιαίου. Επομένως, η αναστολή στα σχετικά μεγάλα διαστήματα των τεστ ενδυνάμωσης μπορεί επίσης να συμπεριλαμβάνει πιο σύνθετες σπονδυλικές και παρασπονδυλικές οδούς ή μπορεί να απορρέει από άμεση διέγερση ή μικρότερους, πιο αργούς προσαγωγούς (Veltink et al., 2000).

2.18. ΣΥΝΕΠΕΙΕΣ ΑΣΚΗΣΗΣ ΜΕ ΠΟΔΗΛΑΤΟ, ΜΕ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟ ΕΡΕΘΙΣΜΟ ΣΤΟΝ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟ ΤΗΣ ΥΠΕΡΤΟΝΙΑΣ ΑΣΘΕΝΩΝ ΠΟΥ ΕΙΧΑΝ ΥΠΟΣΤΕΙ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟ

Μια τεχνική, ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός, χρησιμοποιεί επιφανειακά ηλεκτρόδια για να παρακινήσει τις μυϊκές ομάδες να κάνουν λειτουργικά χρήσιμες κινήσεις (Yeh et al., 2010). Με τη μέθοδο λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού, οι παραλυμένοι μύες των ασθενών με κακώσεις του νωτιαίου μυελού, μπορεί να ενεργοποιηθούν για να εκτελέσουν, για παράδειγμα, μια άσκηση με ποδήλατο (Yeh et al., 2010).

Η μελέτη των Yeh et al. (2010), επιχείρησε να εκτιμήσει τις επιπτώσεις της επαναλαμβανόμενης κίνησης και ηλεκτρικού ερεθισμού για την υπέρτονία σε ασθενείς με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο. Υπόθεση των ερευνητών ήταν ότι η υπέρτονία θα μειωθεί και ότι πρέπει να βρεθούν βραχυπρόθεσμες επιπτώσεις μετά από μια περίοδο άσκησης με ποδήλατο σε ασθενείς με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο.



Εικ. 2.4: Ασθενής με αριστερή-πλευρά ημιπληγία υποβοηθούμενη συνεδρία ποδηλασίας. Τα δύο σετ ηλεκτροδίων ενώνονται αφενός το πρώτο στους τετρακέφαλους και αφετέρου το δεύτερο στο προσβεβλημένο πόδι (Μορφοποίηση από Yeh et al., 2010)

Στη μελέτη των Yeh et al. (2010), εξετάστηκαν τα βραχυπρόθεσμα αποτελέσματα της περιόδου της ποδηλασίας, με και χωρίς την παρέμβαση λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού. Οι συμμετέχοντες βρίσκονταν στο υποξύ στάδιο και οι ίνες των νεύρων τους είχαν τη δυνατότητα επανενεργοποίησης. Οι συμμετέχοντες διεγείρονταν με ρεύμα επαρκές για να επιφέρει μυϊκές συσπάσεις χωρίς να προκαλεί πόνο. Η μεγαλύτερη ένταση ερεθισμού διέγειρε περισσότερες νευρικές ίνες, προκαλώντας περιτροπή των διόδων και επιφέροντας εντονότερες μυϊκές συσπάσεις που αύξαναν τη ροή του αίματος και περιορίζαν τη σπαστικότητα των μυών (Yeh et al., 2010).

Τα κύρια ευρήματα των Yeh et al. (2010), αποδεικνύουν πως μια συνεδρία ποδηλασίας, είτε υποβοηθούμενη είτε όχι, είναι αποτελεσματική στρατηγική για τη μείωση του μυϊκού τόνου σε ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Επίσης, η υποβοηθούμενη ποδηλασία ήταν πιο αποτελεσματική αναφορικά με τη

μείωση του μυϊκού τόνου του ποδιού που εμφανίζει το πρόβλημα ως προς τη μείωση του μυϊκού τόνου συγκριτικά με την μη υποβοηθούμενη ποδηλασία. Τόσο η υποβοηθούμενη όσο και η μη υποβοηθούμενη ποδηλασία μείωναν την υπέρταση. Μια αιτία μπορεί να είναι η επαναλαμβανόμενη και αμφίδρομη άσκηση έκτασης του ποδιού που κάνει ποδήλατο (Yeh et al., 2010). Παρόλο που ο μεγαλύτερος δείκτης χαλάρωσης και οι μέγιστες τιμές ταχύτητας που παρατηρήθηκαν στη μελέτη των Yeh et al. (2010) έδειξαν πως εμπλέκονται μεταβολές στην δομή του μυϊκού και μαλακού ιστού, είναι απαραίτητη περαιτέρω μελέτη προκειμένου να εξηγηθούν οι ακριβείς μηχανισμοί που ευθύνονται για τη μείωση της υπέρτασης μετά από ποδηλασία.

Καθώς ο δείκτης χαλάρωσης και οι μέγιστες τιμές ταχύτητας ήταν σημαντικά υψηλότερες μετά την υποβοηθούμενη ποδηλασία συγκριτικά με την μη υποβοηθούμενη, τα πρόσθετα αποτελέσματα στην μείωση του μυϊκού τόνου ενισχύθηκαν από τις συνέπειες της μυϊκού ερεθισμού (Yeh et al., 2010). Στην περιοχή που εμφάνιζε πρόβλημα εφαρμόστηκε ηλεκτρικός ερεθισμός χαμηλής συχνότητας και έντασης κατά την διάρκεια της υποβοηθούμενης ποδηλασίας (Yeh et al., 2010). Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός συσπά δραστικά τους μυς και, επομένως, βελτιώνει την τοπική κυκλοφορία του αίματος. Η μηχανική ακαμψία των κολλωδών (viscous) και ελαστικών συστατικών του μυ, μπορεί να εξαρτώνται από τη ροή του αίματος στον ιστό (Evetovich et al., 2003). Η ροή του αίματος στη διεγερμένη περιοχή αυξήθηκε με τέτοιο τρόπο που επιδρούσε στην ακαμψία των μυών (Yeh et al., 2010). Μελέτες νευροφυσιολογίας, αναφέρουν πως η εφαρμογή ηλεκτρικού ερεθισμού στον αγωνιστή και ανταγωνιστή μυ περιορίζει τη σπαστικότητα (Okuma et al., 2002). Η διέγερση του ανταγωνιστή, η οποία αποκαλείται και αμοιβαία αναστολή, αυξάνει τα ανασταλτικά αποτελέσματα στον αγωνιστή μυ και, συνεπώς, και τη σπαστικότητα (Okuma et al., 2002). Η διέγερση του ίδιου του σπαστικού μυ, επίσης μια μέθοδος διαχείρισης της σπαστικότητας, βασίζεται στην επαναλαμβανόμενη αναστολή (Okuma et al., 2002). Η διέγερση του αγωνιστή μυ αυξάνει την επαναλαμβανόμενη αναστολή ως δίοδο αναστολής του αγωνιστή μυ (van der Salm et al., 2006).

Πέρα από τα τοπικά αποτελέσματα, ο ηλεκτρικός ερεθισμός μπορεί σε γενικές γραμμές να από-ευαισθητοποιεί την σπονδυλική οδό (Yeh et al., 2010). Ο ηλεκτρικός ερεθισμός όχι μόνο επηρεάζει τις ίνες των νεύρων που καταλήγουν στους μυς αλλά κατευθύνεται επίσης και στα υψηλότερα εγκεφαλικά κέντρα διεγείροντας δυνητικά την αναδιοργάνωση της νευρομυϊκής δραστηριότητας (Yeh et al., 2010). Οι Krause et al.

(2008), χρησιμοποιώντας την τροποποιημένη Κλίμακα Ashworth και με τεστ για την αξιολόγηση της σπαστικότητας, διαπίστωσαν ότι η ποδηλασία με παρέμβαση λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού, ήταν πιο αποτελεσματικός από ό,τι η παθητική κίνηση για τη μείωση της υπέρτονίας σε ασθενείς με κακώσεις νωτιαίου μυελού. Παρόλο που η βιβλιογραφία περιέχει πολύτιμες πληροφορίες σχετικά με τις επιπτώσεις της χρήσης του ποδηλάτου, ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός για τη διαχείριση της σπαστικότητας, στα άτομα σε αυτές τις μελέτες ήταν ασθενείς με κακώσεις νωτιαίου μυελού. Ο ηλεκτρικός ερεθισμός χαμηλής συχνότητας που εφαρμόζεται στην θωρακοσφυϊκή περιοχή προκαλεί εξοικείωση των αισθήσεων και μειώνει την σπαστικότητα του μυ της κνήμης των ασθενών με εγκεφαλικό επεισόδιο (Wang et al., 2000). Αυτό υποδηλώνει πως ο ηλεκτρικός ερεθισμός μπορεί να επηρεάσει όχι μόνο τοπικά το σημείο στο οποίο εφαρμόζεται η διέγερση, αλλά και το βαθμό διέγερσης των νευρικών διόδων πέρα από την περιοχή διέγερσης (Yeh et al., 2000).

Πολύ λίγες μελέτες επικεντρώνονται στις κλινικές επιδόσεις των ασθενών που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο κατά την υποβοηθούμενη με λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό και ποδηλασία. Αποτελέσματα έρευνας έδειξαν ότι η εφαρμογή λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού στο πόδι που έχει πρόβλημα κατά την διάρκεια της ποδηλασίας είχε καλύτερα αποτελέσματα αναφορικά με τη μείωση της υπέρτονίας, σε σύγκριση με την ποδηλασία χωρίς τη συνδρομή λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού (Yeh et al., 2010). Ωστόσο, ο ηλεκτρικός ερεθισμός που εφαρμόζεται στο ασθενές πόδι κατά την διάρκεια της ποδηλασίας δεν αναφέρεται πως έχει συμβάλει στη βελτίωση της λειτουργικής απόδοσης, συγκριτικά με τη μη ηλεκτρικά υποβοηθούμενη ποδηλασία (Jansen et al., 2008). Η έρευνα των Jansen et al. (2008), απαρτίζονταν από ασθενείς με παράλυτους μυς.

Αυτά τα αντιφατικά αποτελέσματα μπορεί να έχουν προκληθεί από τις διαφορές κάθε οργανισμού και την ένταση του ηλεκτρικού ερεθισμού (Yeh et al., 2010). Επίσης, οι ασθενείς διεγείρονταν με ρεύμα που ήταν μεν αντιληπτό, αλλά δεν προκαλούσε μυϊκές συσπάσεις. Μόνο ένας μικρός αριθμός ινών των νεύρων διεγείρονται από ρεύμα χαμηλής έντασης, περιορίζοντας επομένως τα αποτελέσματα του ηλεκτρικού ερεθισμού (Yeh et al., 2010).

2.19. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΓΙΑ ΜΕΙΩΣΗ ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΓΑΣΤΡΟΚΝΗΜΙΟΥ ΜΥ ΣΕ ΚΑΚΩΣΗ ΤΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ

Κατά το παρελθόν, πραγματοποιήθηκαν πολλές μελέτες προκειμένου να καθοριστούν οι συνέπειες ηλεκτρικού ερεθισμού στη σπαστικότητα σε ασθενείς με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη (Spinal Cord Injury-SCI), συμπεριλαμβανομένων των μελετών ερεθισμού ολόκληρου του χεριού (γάντι Mesh) και του υποδόριου ηλεκτρικού ερεθισμού (van der Salm et al., 2006). Οι μελέτες αυτές διαπίστωσαν τις θετικές συνέπειες του ερεθισμού στους ασθενείς με τραυματισμός στη σπονδυλική στήλη. Σε όλες τις μελέτες συμπεριλήφθηκε αξιολόγηση πριν και μετά την επέμβαση για τον καθορισμό των συνεπειών της ηλεκτρικής διέγερσης. Ωστόσο έχει αναφερθεί μόνο μία μελέτη placebo (Chen et al., 2005). Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για την διέγερση σε αυτές τις έρευνες είναι πολύ διαφορετικές. Κάποιες περιγράφουν την διέγερση του ανταγωνιστή μυ (Mirbagheri et al., 2002). Η σύσπαση του ανταγωνιστή είναι γνωστό πως έχει ανασταλτικά αποτελέσματα στον αγωνιστή μυ, επιβεβαιώνοντας πως αυτή η αποκαλούμενη αμοιβαία αναστολή περιορίζεται στους ασθενείς με σπαστικότητα (Okuma et al., 2002). Για την ενίσχυση της αμοιβαίας αναστολής σε αυτούς τους ασθενείς η διέγερση του ανταγωνιστικού μυ μπορεί να είναι πολύ ωφέλιμη (van der Salm et al., 2006).

Σε άλλες μελέτες προκλήθηκε διέγερση του δερματοτόμιου που συνδέεται με το σπαστικό μυ, χρησιμοποιώντας μια ανασταλτική νευροφυσιολογική δίοδο που ενεργοποιήθηκε μέσω των αισθητηριακών προσαγωγών των χαμηλών ορίων αισθητήρων που βρίσκονται στο δέρμα (Dimitrijevic & Soroker, 1994). Αυτοί οι προσαγωγοί έχουν ανασταλτικά αποτελέσματα στους μυς που συνδέονται με το ίδιο νευρολογικό τμήμα (van der Salm et al., 2006). Η διέγερση του ίδιου του σπαστικού νεύρου, η οποία αποτελεί και από μόνη της μέθοδο θεραπείας, βασίζεται στην αμοιβαία αναστολή (van der Salm et al., 2006). Οφείλεται επίσης στο κύτταρο Renshaw που έχει αρνητικό βρόγχο ανατροφοδότησης με τον κινητικό νευρώνα α και αυτός ο μηχανισμός έχει διαπιστωθεί πως στους ασθενείς με σπαστικότητα είναι πιο περιορισμένος (van der Salm et al., 2006). Η διέγερση του αγωνιστή μυ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ενίσχυση της επαναλαμβανόμενης αναστολής ως δίοδου αναστολής του αγωνιστή μυ. Οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται για την διέγερση

επίσης διέφεραν σε μεγάλο βαθμό από μελέτη σε μελέτη, υποδηλώνοντας πως η καλύτερη μέθοδος διέγερσης δεν έχει βρεθεί ακόμη (van der Salm et al., 2006).

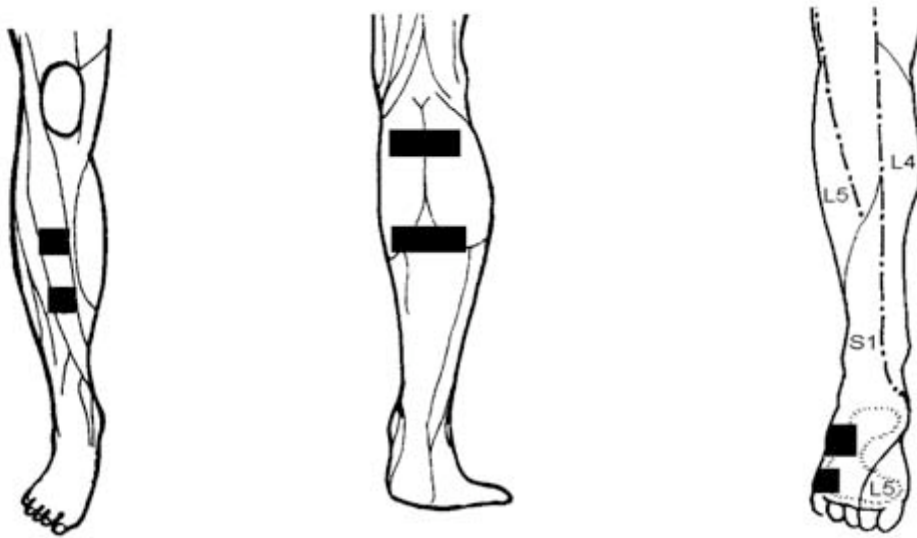
Σκοπός της μελέτης των van der Salm et al. (2006) ήταν ο καθορισμός των αποτελεσμάτων, σε γενικές γραμμές, και το συνολικό αποτέλεσμα ηλεκτρικού ερεθισμού στη μείωση της σπαστικότητας του γαστροκνήμιου μυ σε ασθενείς με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη. Επίσης έγινε σύγκριση και των συνεπειών των τριών διαφορετικών μεθόδων ηλεκτρικής διέγερσης: α) της διέγερσης αγωνιστή, β) ανταγωνιστή και γ) δερμοτόμιου. Η σπαστική υπερτονία αξιολογήθηκε με βάση τη τροποποιημένη κλίμακα Ashworth (Modified Ashworth Scale-MAS), το σκορ του κλόνου (clonus score) του άκρου ποδός και την αναλογία αντανακλαστικού-Η και κύματος Μ (H/M). Επιπλέον, υπολογίστηκε η ηλεκτρομυογραφική ανταπόκριση στο τέντωμα του υποκνημίδιου μυός στο συνολικό εύρος της κίνησης (Range of Motion-ROM) καθώς και το μέγεθος ανταπόκρισης και η γωνία του ορίου. Αυτές οι μετρήσεις επελέγησαν για τη νευροφυσιολογική και κλινική τους σχέση υπολογίζοντας είτε την ευαισθησία του αντανακλαστικού είτε τα μηχανικά συστατικά της μυϊκής ακαμψίας (van der Salm et al., 2006).

Η MAS σύμφωνα με τους van der Salm et al. (2006) δείχνει πως η διέγερση του αγωνιστή μυ μπορεί να αποτελεί την καλύτερη μέθοδο. Όμως καθώς η MAS υπολογίζει τόσο τη σπαστική υπερτονία όσο και τα μηχανικά συστατικά της μυϊκής ακαμψίας, δεν είναι σαφές ποιο συστατικό είναι αυτό που έχει αλλάξει περισσότερο (Pandyan et al., 1999). Οι van der Salm et al. (2006) διαπίστωσαν ότι η αναλογία H/M δεν έδειξε κάποια αλλαγή, γεγονός που δείχνει πως η ευαισθησία των συνάψεων της σπονδυλικής στήλης δεν είχε επηρεαστεί από κάποια από τις παρεμβάσεις. Επίσης, ούτε η EMG₁₀₀ η οποία μπορεί να θεωρηθεί ως μια ακόμη μέθοδος μέτρησης του βαθμού διέγερσης των σπονδυλικών συνάψεων στον αντανακλαστικό βρόγχο δεν έδειξε σημαντικές αλλαγές μετά την επέμβαση.

Πρόσθιος κνημιαίος

τρικέφαλος γαστροκνημικός

Δερματοτόμιο



Εικ. 2.5: Εφαρμογή ηλεκτροδίων ερεθισμού για ανταγωνιστή μυ (πρόσθιος κνημιαίος, αγωνιστής, τρικέφαλος γαστροκνήμιος και δερματοτόμιο) (Μορφοποίηση από van der Salm et al., 2006)

Τα αποτελέσματα των van der Salm et al. (2006), έδειξαν πως οι σπονδυλικές συνδέσεις στον ανατακλαστικό βρόγχο δεν επηρεάζονται από τον ηλεκτρικό ερεθισμό, υποδηλώνοντας πως οι αλλαγές στη MAS λόγω της διέγερσης του ανταγωνιστή οφείλονται πρωταρχικά στα μηχανικά συστατικά της μυϊκής ακαμψίας ή των μυϊκών ατράκτων.

Η σημαντική αλλαγή στη γωνία εκκίνησης του ανατακλαστικού έδειξε ότι η διέγερση του ανταγωνιστή είναι πιο αποτελεσματική στη μείωση της σπαστικότητας (van der Salm et al., 2006). Το αποτέλεσμα της γωνίας εκκίνησης του ανατακλαστικού εξαρτάται κυρίως από την ευαισθησία των αισθητήρων οι οποίοι ελέγχονται από την δραστηριότητα των κινητικών νευρώνων γ και τη μηχανική ακαμψία των μυών και τενόντων. Αυτή η μηχανική ακαμψία του μυ μπορεί να εξαρτάται από τη ροή του αίματος στους ιστούς. Λόγω των μυϊκών συσπάσεων, η ροή του αίματος θα αυξηθεί στην περιοχή που έχει διεγερθεί και με τη σειρά της θα μειωθεί η μυϊκή ακαμψία (van der Salm et al., 2006).

Οι συνέπειες της ακολουθίας ελέγχθηκαν στατιστικά. Διαπιστώθηκε πως η ακολουθία δεν επηρέαζε σημαντικά κάποιο από τα αποτελέσματα. Οι van der Salm et al. (2006) κατέληξαν στο συμπέρασμα πως μια περίοδος επανάκαμψης 72 ωρών

ήταν επαρκής. Αυτό το στοιχείο υποδηλώνει επίσης πως δεν χρειάζεται τυχαιοποίηση (van der Salm et al., 2006).

Η ευαισθησία του αντανακλαστικού εξαρτάται από την ευαισθησία στο επίπεδο των αισθητήρων και των σπονδυλικών συνάψεων (van der Salm et al., 2006). Η ευαισθησία των μυϊκών ατράκτων ελέγχεται κυρίως από την δραστηριότητα των κινητικών νευρώνων γ και οι μηχανικές αλλαγές που απορρέουν από την έκταση των μυών μπορεί να αλλοιώσουν την αντίδρασή τους στην έκταση (van der Salm et al., 2006). Επίσης, οι μηχανικές αλλαγές στους μυς και τους τένοντες που οφείλονται στην έκτασή τους, μπορούν εμμέσως να μεταβάλλουν την ευαισθησία των ατράκτων των μυών. Σε μυς ή τένοντες με μεγαλύτερη ένταση οι άτρακτοι των μυών θα εκταθούν σε προγενέστερο στάδιο συγκριτικά με τους χαλαρούς μυς. Η ευαισθησία των σπονδυλικών συνάψεων εξαρτάται από πολλές ανασταλτικές νευρικές διόδους. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της μελέτης των van der Salm et al. (2006), τα οφέλη του ηλεκτρικού ερεθισμού στη μείωση της σπαστικότητας είναι περιορισμένα αλλά στην κλινική εφαρμογή αυτά μπορούν να ενισχυθούν όταν επιτρέπεται η κίνηση κατά τον ερεθισμό. Η διέγερση μπορεί επίσης να έχει μεγαλύτερα αποτελέσματα αν εφαρμοστεί σε μεγάλο αριθμό σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα αρκετών εβδομάδων (Chen et al., 2005). Επίσης, τα ανασταλτικά αποτελέσματα του ερεθισμού θα μπορούσαν να είναι πιο αποτελεσματικά στη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων εξασφαλίζοντας την άμεση μείωση του βαθμού ευαισθησίας του αντανακλαστικού. Σε ασθενείς με σπαστικότητα και ανέπαφο υπερνωτιαίο έλεγχο, ο ηλεκτρικός ερεθισμός μπορεί να έχει ανασταλτικά αποτελέσματα λόγω των αλλαγών στο βαθμό διέγερσης των κινητικών νευρώνων (van der Salm et al., 2006).

2.20. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ ΡΑΧΙΑΙΟΥ ΚΑΜΠΤΗΡΑ ΜΥΟΣ

Σκοπός της μελέτης των Sabut et al. (2011), ήταν η διερεύνηση κατά πόσο ο συνδυασμός λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού με το συμβατικό πρόγραμμα αποκατάστασης μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, είναι πιο αποτελεσματικός σε σχέση με το μεμονωμένο συμβατικό πρόγραμμα αποκατάστασης, στη μείωση της σπαστικότητας, τη βελτίωση της δύναμης της ραχιαίας κάμψης, την εκούσια ενεργοποίηση της ραχιαίας κάμψης, και τη διευκόλυνση της επανάκαμψης της

κινητικής λειτουργίας του κάτω άκρου σε ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο (Sabut et al., 2011).

Έγινε αξιολόγηση του θεραπευτικού αποτελέσματος λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού του πρόσθιου κνημιαίου μυός στη σπαστικότητα του πελματιαίου καμπτήρα, τη δύναμη του ραχιαίου καμπτήρα, την ενεργητική ραχιαία κάμψη και την επανάκαμψη της κινητικότητας του κάτω άκρου σε ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο (Sabut et al., 2011). Πραγματοποιήθηκε προοπτική παρεμβατική μελέτη σε κέντρο αποκατάστασης, μονάδα φυσικοθεραπείας και μελέτη της βάδισης σε εργαστήριο ανάλυσης βάδισης. Μετρήθηκαν 51 ασθενείς με πτώση άκρου ποδός μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Όλοι οι ασθενείς έλαβαν τη ίδια συμβατική θεραπεία που περιλάμβανε τεχνικές νευροαναπτυξιακής διευκόλυνσης, φυσικοθεραπεία και εργοθεραπεία, 1 ώρα τη ημέρα, 5 μέρες τη βδομάδα, για 12 βδομάδες. Στην ομάδα του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού, εφαρμόστηκε ηλεκτρικός ερεθισμός στο πρόσθιο κνημιαίο μυ του προσβεβλημένου άκρου για 20-30 min. Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν πάνω από το κοινό περνιαίο νεύρο, καθώς περνάει πάνω από την κεφαλή της περόνης της κνήμης και το κινητικό σημείο του πρόσθιου κνημιαίου, ή ελαφρώς πλευρικά σ' αυτό για να προκαλέσει ραχιαία κάμψη και αναστροφή του ποδός κατά τη φάση αιώρησης της βάδισης. Η διέγερση, χρονομετρήθηκε στον κύκλο της βάδισης με τη χρήση διακόπτη φτέρνας που τοποθετήθηκε μέσα στο παπούτσι, προκαλώντας ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής κατά τη φάση αιώρησης του κύκλου βάδισης (Sabut et al., 2011). Η σπαστικότητα των πελματιαίων καμπτήρων μετρήθηκε με την τροποποιημένη κλίμακα Ashworth, η δύναμη της ραχιαίας κάμψης μετρήθηκε με το μυϊκό τεστ δια των χειρών, το ενεργητικό/παθητικό εύρος τροχιάς της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής, και η επανάκαμψη της κινητικότητας του κάτω άκρου μετρήθηκε με την κλίμακα Fugl-Meyer (Sabut et al., 2011).

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της έρευνας, μετά από 12 βδομάδες παρέμβαση με λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό, η σύγκριση του σκορ της τροποποιημένης κλίμακας του Ashworth έδειξε σημαντική μείωση στη σπαστικότητα του πελματιαίου καμπτήρα και στις 2 ομάδες. Υπήρχε σημαντική μείωση της σπαστικότητας των πελματιαίων καμπτήρων κατά 38,3% στην ομάδα του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού και 21,2% στην ομάδα ελέγχου (συμβατική θεραπεία αποκατάστασης) (Sabut et al., 2011). Η δύναμη της ραχιαίας κάμψης αυξήθηκε σημαντικά κατά 56,6% και 27,7% αντίστοιχα στις δύο ομάδες. Μεταξύ των ομάδων, δε βρέθηκαν σημαντικές διαφορές στο αρχικό στάδιο. Όταν συγκρίθηκε με

την ομάδα ελέγχου, η ομάδα παρέμβασης είχε σημαντική βελτίωση σε όλες τις παραμέτρους κατά την αξιολόγηση μετά το τέλος των θεραπειών (Sabut et al., 2011). Έτσι, ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός έχει καλύτερο αποτέλεσμα στη διαδικασία επανάκαμψης κατά την αποκατάσταση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο (Sabut et al., 2011).

Οι αρχικές διαφορές των μέσων σκορ του εύρους τροχιάς της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής αυξήθηκε και στις δύο ομάδες. Συγκεκριμένα κατά 47,1% στην ομάδα ηλεκτρικού ερεθισμού και 24,2% στην ομάδα ελέγχου. Το παθητικό εύρος της ποδοκνημικής αυξήθηκε κατά 35,1% στην ομάδα ηλεκτρικού ερεθισμού και 21,7% στην ομάδα ελέγχου. Η δύναμη της ραχιαίας κάμψης αυξήθηκε κατά 75,8% στην ομάδα ηλεκτρικού ερεθισμού και 27,7% στην ομάδα ελέγχου. Το σκορ Fugl-Meyer αυξήθηκε κατά 32,8% και κατά 11,6% αντίστοιχα. Η μεταβολή στην επανάκαμψη της κινητικότητας του κάτω άκρου ήταν υψηλότερη στην ομάδα του ηλεκτρικού ερεθισμού, σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Γενικά, τα αποτελέσματα της μελέτης αποκαλύπτουν ότι η ομάδα παρέμβασης βελτιώθηκε περισσότερο στους παράγοντες που μετρήθηκαν, σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Αποδείχτηκε ότι η κλινική εφαρμογή του ηλεκτρικού ερεθισμού μαζί με το συμβατικό πρόγραμμα αποκατάστασης, μπορεί να μειώσει τη σπαστικότητα, ν' αυξήσει την ακούσια κίνηση της άρθρωσης, τη μυϊκή δύναμη, και επίσης παρέχει καλύτερη λειτουργική επανάκαμψη στους ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο (Sabut et al., 2011).

Η λειτουργική ηλεκτρική διέγερση έχει χρησιμοποιηθεί σε ασθενείς με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη που στερούνται τελείως της κινητικής ικανότητας. Οι Skold et al. (2002), δεν διαπίστωσαν κάποιο όφελος στη σπαστικότητα (Skold et al., 2002). Ωστόσο, θα πρέπει να ληφθεί υπόψη πως οι συμμετέχοντες δεν διέθεταν κανέναν κινητικό έλεγχο από το άνω κινητικό σύστημα των νευρώνων.

2.21. ΣΥΝΔΥΑΣΜΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΜΕ ΑΛΛΕΣ ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΕΣ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΕΙΣ

Ο ηλεκτρικός μυϊκός ερεθισμός δεν μπορεί να αντικαταστήσει την κινησιοθεραπεία και την εργοθεραπεία (Schuhfried et al., 2012). Θα πρέπει να εφαρμόζονται συνδυαστικά. Π.χ. σε πτώση άκρου ποδός ένας διεγέρτης ραχιαίας

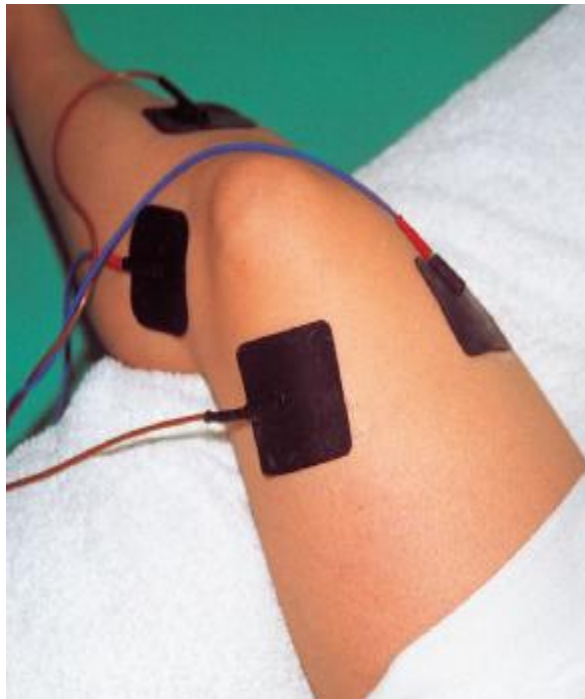
κάμψης της ποδοκνημικής βοηθά στην αποκατάσταση της βάδισης. Οι συνεδρίες επανεκπαίδευσης της βάδισης είναι απαραίτητες για να ενσωματώσουν αυτή την ηλεκτρικά πυροδοτούμενη λειτουργία στο φυσιολογικό πρότυπο βάδισης (Schuhfried et al., 2012). Έρευνες αποδεικνύουν το αθροιστικό αποτέλεσμα της συνδυαστικής θεραπείας. Ο συνδυασμός με βοτουλινική τοξίνη είναι πολύ αποτελεσματικός. Η σπαστικότητα των ανταγωνιστών συχνά εμποδίζει τη δραστηριότητα των αγωνιστών. Εστιακή μείωση του τόνου των ανταγωνιστών μυών με έγχυση βοτουλινικής τοξίνης μπορεί να κάνει ηλεκτρικό ερεθισμό των μυών δυνατό και αποτελεσματικό. Συνδυασμός χρήσης νάρθηκα και ηλεκτρικού ερεθισμού μπορεί να μειώσει τη σπαστικότητα, τις συσπάσεις και να βελτιώσει τη λειτουργικότητα (Hardy et al., 2010).

ΤΡΙΤΟ ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΔΙΑΔΕΡΜΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΝΕΥΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ (TENS)

3.1. ΓΕΝΙΚΑ

Με τον αισθητικό μυϊκό ερεθισμό επιτυγχάνεται η ελάττωση του πόνου. Τα συνήθη ρεύματα που χρησιμοποιούνται είναι ο Διαδερμικός Ηλεκτρικός Νευρικός Ερεθισμός (Transcutaneous electrical nerve stimulation-TENS), τα διαδυναμικά και παρεμβαλλόμενα ρεύματα (interferential) (Κυριάκης & Ψάλτη, 2001).



Εικ. 3.1: Ενδεικτική εφαρμογή TENS στο γόνατο (Μορφοποίηση από Κυριάκης & Ψάλτη, 2001)

TENS είναι η εφαρμογή ηλεκτρικών παλμών, οι οποίοι μέσω δέρματος επενεργούν στα νεύρα, στοχεύοντας στην αναστολή του πόνου (Φραγκοράπτης, 2008). Ανάλογα με τον αριθμό των παλμών τα TENS ταξινομούνται σε: 1) ηψίσυχνα συμβατικά (ενδεδειγμένη συχνότητα 30-100Hz, με χρόνο παλμού 50-120μsec), 2) χαμηλόσυχνα ηλεκτροβελονιστικά (ενδεδειγμένη συχνότητα 1-4 Hz, με χρόνο παλμού 120-250μsec) (Φραγκοράπτης, 2008).

Το TENS μπορεί να χρησιμοποιηθεί για νευρομυϊκό ηλεκτρικό ερεθισμό, προκαλώντας επαναλαμβανόμενες μυϊκές συσπάσεις, ηλεκτρομυογραφικά πυροδοτούμενος νευρομυϊκός ηλεκτρικός ερεθισμός (Schuhfried et al., 2012). Τα ρεύματα TENS εφαρμόζονται όταν το προσδοκώμενο αποτέλεσμα είναι η αναλγησία (Ρήγα & Γληγόρη, 2006). Περιπτώσεις αντιμετώπιση με εφαρμογή TENS είναι: α) παθήσεις νευρικού, μυοσκελετικού και αγγειακού συστήματος που συνοδεύονται από πόνο β) ημικρανίες, κεφαλαλγίες, γ) οσφυοϊσχιαλγίες, δ) αυχενικό σύνδρομο (Ρήγα & Γληγόρη, 2006).

Στην αισθητική τα υψηλόσυχνα TENS βοηθούν στην ανακούφιση του πόνου όταν οφείλεται σε νευραλγίες. Τα χαμηλόσυχνα TENS ή ο συνδυασμός τους με τα υψηλόσυχνα δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα σε περιπτώσεις κυτταρίτιδας που συνοδεύεται από πόνο. Τα TENS εφαρμόζονται και μετεγχειρητικά για την αντιμετώπιση του πόνου μετά από face lifting, ρινοπλαστική κλπ. (Ρήγα & Γληγόρη, 2006).

Κύριες αντενδείξεις στην εφαρμογή TENS είναι: α) δερματικές παθήσεις, β) εγκυμοσύνη (κυρίως στο α' τρίμηνο), γ) ύπαρξη βηματοδότη (όταν εφαρμόζεται στη συγκεκριμένη περιοχή), δ) αλλεργία στα ηλεκτρόδια, ε) εφαρμογή πάνω στον καρωτιδικό κόμβο στ) διαταραχές της αισθητικότητας (Ρήγα & Γληγόρη, 2006).

Συνήθεις εφαρμογές TENS είναι: α) τοπική: επώδυνες περιοχές με ηψίσυχνα TENS. Στην αρχή εφαρμόζεται η συνεχής και μετά η διαμορφωμένη ροή. β) νευρική: κατά μήκος εφαρμογή του νευρικού στελέχους. Πραγματοποιείται με ρεύματα χαμηλής και υψηλής διαμορφωμένης συχνότητας. γ) αντανεκλαστική: εφαρμογή στα σημεία πυροδότησης (trigger points) ή στα σημεία βελονισμού. Πραγματοποιείται στην αρχή με χαμηλόσυχνη, συνεχή και μετέπειτα διαλείπουσα ροή. Η διάρκεια εφαρμογής ρευμάτων TENS ανά συνεδρία κυμαίνεται από 20' έως 1 ώρα, με επανάληψη εφαρμογής 3-5 φορές (Φραγκοράπτης, 2008).

Σημεία βελονισμού, είναι τα σημεία που βρίσκονται πάνω από την πύλη εισόδου των νεύρων στους μύες. Τα σημεία πυροδότησης, είναι τα σημεία όπου ο ερεθισμός αντανεκλά αμέσως τον πόνο σε απομακρυσμένες περιοχές (ζώνες αντανεκλαστικού πόνου). Είναι ευαίσθητα στην πίεση και τη ψηλάφηση. Το κύριο νευρικό στέλεχος στα κινητικά σημεία εισέρχεται στο μυ (Ρήγα & Γληγόρη, 2006).

Όσον αφορά την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, διάφορες μελέτες προτείνουν τις εξής περιοχές των ηλεκτροδίων: α) πάνω στους σπαστικούς μυς, β) πάνω στα νεύρα που τροφοδοτούν τους σπαστικούς μυς, ή τους ανταγωνιστές αυτών, γ) πάνω

στους ανταγωνιστές μυς των σπαστικών μυών και δ) σε σημεία βελονισμού ή σε σημεία πυροδότησης. Το TENS, μπορεί να βελτιώσει την αποτελεσματικότητα της άσκησης και της ικανότητας βάδισης σε ημιπαρετικούς ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο (Ng et al., 2009).

Σε συνδυασμό με τις λειτουργικές δραστηριότητες το TENS χρησιμοποιείται για τη διευκόλυνση των αδύναμων μυών (Schuhfried et al., 2012). Έχει σημειωθεί σημαντική βελτίωση στην ικανότητα βάδισης, την ισορροπία και το πρότυπο ασύμμετρης βάδισης. Η νευροπρόθεση άνω άκρου με διαδερμικά ηλεκτρόδια έχουν χρησιμοποιηθεί σε τετραπληγία. Σε ασθενείς με ημιπληγία μετά από εγκεφαλικό είναι εφικτό να ανοίξουν και να κλείσουν το χέρι με τη νευροπρόθεση του άνω άκρου. Ωστόσο, σε ασθενείς με αυξημένη υπέρταση, δεν επιτυγχάνεται πάντα σχετική βελτίωση στη λειτουργικότητα του άνω άκρου (Schuhfried et al., 2012). Ο χρόνος εφαρμογής του ερεθισμού υψηλής συχνότητας TENS κυμαίνεται από 20 έως και 45 λεπτά. Ο συνηθέστερος χρόνος εφαρμογής είναι τα 30 λεπτά.

3.2. TENS ΣΕ ΣΗΜΕΙΑ ΒΕΛΟΝΙΣΜΟΥ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΟΞΥ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟ

Σκοπός της μελέτης των Yan & Hui-Chan (2009) ήταν η διερεύνηση αν η μέθοδος TENS, όταν εφαρμόζεται στα σημεία του βελονισμού σε ασθενείς μετά από οξύ εγκεφαλικό επεισόδιο μειώνει τη σπαστικότητα ή/και αυξάνει τη μυϊκή δύναμη πιο αποτελεσματικά σε σχέση με τον placebo ερεθισμό και την τυπική θεραπεία αποκατάστασης. Η μελέτη ήταν τυχαιοποιημένη και ελεγχόμενη. Εφαρμόστηκε σε 62 ασθενείς μέσης ηλικίας 70 ετών, κατά μέσο όρο 9,2 μέρες μετά το εγκεφαλικό. 55 ασθενείς έπαθαν εγκεφαλικό επεισόδιο για πρώτη φορά, ενώ οι 7 για δεύτερη φορά. Διαγνώστηκαν με αξονική τομογραφία ότι είχαν (μονομερές) εγκεφαλικό στο σύστημα της καρωτιδικής αρτηρίας. Οι ασθενείς ήταν ανεξάρτητοι στις καθημερινές τους δραστηριότητες πριν το εγκεφαλικό επεισόδιο (Yan & Hui-Chan, 2009). Οι ασθενείς με δεύτερο εγκεφαλικό, περιλήφθηκαν στη μελέτη μόνο αν είχαν αποκατασταθεί πλήρως μετά το πρώτο εγκεφαλικό- και ήταν ανεξάρτητοι στις καθημερινές τους δραστηριότητες μέχρι και πριν το δεύτερο επεισόδιο. Κριτήρια αποκλεισμού ήταν κακώσεις στο εγκεφαλικό στέλεχος και παρεγκεφαλιδικές κακώσεις, συν-νοσηρότητα, δεκτική δυσφασία και γνωστική δυσλειτουργία. Οι ασθενείς χωρίστηκαν τυχαία σε

τρεις ομάδες που δέχτηκαν TENS, placebo ερεθισμό ή μόνο τυπική αποκατάσταση (Yan & Hui-Chan, 2009).

Ο ερεθισμός εφαρμόστηκε μόνο σε 4 σημεία βελονισμού στο επηρεασμένο κάτω άκρο για 60min, 5 μέρες τη βδομάδα, για 3 βδομάδες. Η σπαστικότητα των πελματιαίων καμπτήρων, η μυϊκή δύναμη της ποδοκνημικής, και η λειτουργική κινητικότητα, μετρήθηκαν πριν τη θεραπεία, εβδομαδιαία κατά τη διάρκεια της θεραπείας και 8 εβδομάδες μετά το εγκεφαλικό (Yan & Hui-Chan, 2009). Η σπαστικότητα μετρήθηκε με την Σύνθετη κλίμακα σπαστικότητας (composite spasticity scale-CSS) και όχι με την τροποποιημένη κλίμακα του Ashworth-καθώς η τελευταία έχει μικρότερη αξιοπιστία στις μετρήσεις της ποδοκνημικής. Η μέγιστη εκούσια ισομετρική συστολή μετρήθηκε με ηλεκτρομυογράφημα από ύπτια θέση. Η λειτουργική κινητικότητα μετρήθηκε με το τεστ “timed up and go”, όταν ο ασθενής μπορούσε να σηκωθεί και να περπατήσει για 7-8 λεπτά (Yan & Hui-Chan, 2009).

Στα αποτελέσματα δε βρέθηκε σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων πριν τη θεραπεία. Όταν συγκρίθηκε με την τυπική αποκατάσταση ή την placebo θεραπεία, το TENS στα σημεία βελονισμού αύξησε σημαντικά το ποσοστό των ασθενών με φυσιολογικό μυϊκό τόνο, αύξησε τη δύναμη της ραχιαίας κάμψης και μείωσε τη συσύσπαση των ανταγωνιστών. Η ομάδα των ασθενών που χρησιμοποίησαν TENS περπάτησε και 2-4 μέρες νωρίτερα σε σχέση με τους ασθενείς των δύο άλλων ομάδων (Yan & Hui-Chan, 2009). Στη σύνθετη κλίμακα σπαστικότητας, η ομάδα που εφαρμόστηκε ο ηλεκτρισμός στα σημεία βελονισμού παρουσίασε μικρότερη αύξηση του μυϊκού τόνου, σε σχέση με τις άλλες δύο ομάδες. Δεν βρέθηκε διαφορά στη σπαστικότητα στις άλλες δύο ομάδες, σε καμία χρονική στιγμή. Όσον αφορά τη μέγιστη εκούσια ισομετρική συστολή, η ομάδα παρέμβασης παρουσίασε μεγαλύτερη αύξηση στη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής και ηλεκτρομυογραφικά στη συσύσπαση. 8 εβδομάδες μετά το εγκεφαλικό και ως 5 εβδομάδες μετά το τέλος της θεραπείας. Το εύρος και η ποσοστιαία αύξηση στην ομάδα παρέμβασης ήταν μεγαλύτερη και από τις 2 άλλες ομάδες (Yan & Hui-Chan, 2009). Αυτό συνοδευόταν και από μεγαλύτερη ηλεκτρομυογραφική μείωση στην συσύσπαση κατά τη ραχιαία κάμψη. Η ομάδα παρέμβασης είχε και σημαντικότερη βελτίωση στο “timed up and go test” (Yan & Hui-Chan, 2009).

Συμπερασματικά, 3 βδομάδες εφαρμογής TENS στα σημεία βελονισμού του κάτω άκρου, 5 φορές τη βδομάδα, μέσα σε 10 μέρες μετά το εγκεφαλικό, σημαντικά μείωσε τη σπαστικότητα των ραχιαίων καμπτήρων και αύξησε τη δύναμη των

ραχιαίων καμπτήρων συνακόλουθη με μείωση τη συσύσπασης των ανταγωνιστών (Yan & Hui-Chan, 2009). Καθώς τα σημεία βελονισμού βρίσκονται υποδερμικά και ενδομυικά, και πολλά βρίσκονται κοντά με τα νεύρα, η πρώιμη και καθημερινή εφαρμογή ηλεκτρικού ερεθισμού στα σημεία βελονισμού του επηρεασμένου κάτω άκρου μείωνε την ανάπτυξη της σπαστικότητας και βοηθούσε την εκούσια σύσπαση των ραχιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής σε ασθενείς με οξύ εγκεφαλικό ανταγωνιστών (Yan & Hui-Chan, 2009).

Στη τυχαίοποιημένη μελέτη των Levin και Hui-Chan (1992) που διενεργήθηκε σε ημιπαρετικούς ασθενείς με σπαστικότητα 26,4 - 29,2 μήνες μετά το εγκεφαλικό, οι ασθενείς χωρίστηκαν σε 2 ομάδες. Έλαβαν 60 min είτε TENS, είτε θεραπεία placebo, στο περνιαίο νεύρο, 5 φορές την εβδομάδα, για 3 εβδομάδες. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η μέθοδος TENS μείωσε σημαντικά τη σπαστικότητα των πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής και αύξησε τη μέγιστη εκούσια σύσπαση των ραχιαίων καμπτήρων. Οι Tekeolu et al. (1998) βρήκαν ότι σε ασθενείς με σπαστικότητα 1-8 μήνες μετά από εγκεφαλικό, που έλαβαν 8 εβδομάδες TENS, αλλά όχι εκείνοι που έλαβαν τον placebo ερεθισμό, είχαν σημαντική μείωση στη σπαστικότητα και αύξηση στην κλίμακα Barthel των καθημερινών δραστηριοτήτων. Οι Wong et al. (1999) έδειξαν ότι 2 εβδομάδες TENS πάνω στα 4 σημεία βελονισμού στο κάθε επηρεασμένο άνω και κάτω άκρο, οδηγεί σε μικρότερη παραμονή στο νοσοκομείο και καλύτερο λειτουργικό αποτέλεσμα, σε σχέση με την μεμονωμένη τυπική αποκατάσταση.

Σύμφωνα με την ανασκόπηση των Park et al. (2001), υπήρχαν ανεπαρκή στοιχεία για να υποστηρίξουν τη χρήση του βελονισμού στην αποκατάσταση του εγκεφαλικού. Ο βελονισμός είναι επεμβατική θεραπεία και απαιτεί υψηλή κατάρτιση. Εκτός από τους πιθανούς κινδύνους των ξεχασμένων ή σπασμένων βελονών, υπάρχει ο κίνδυνος της μόλυνσης (Yan & Hui-Chan, 2009).

Πολλές μελέτες έχουν δείξει ότι η πιο σύντομη επανάκαμψη της κινητικής λειτουργίας μετά από εγκεφαλικό συνέβη τις πρώτες εβδομάδες. Σύμφωνα με τις σύγχρονες γνώσεις σχετικά με τις πλαστικές αλλαγές που συμβαίνουν αμέσως μετά από εγκεφαλική κάκωση, η αποκατάσταση είναι πιο αποτελεσματική όταν ξεκινήσει αμέσως μετά την εγκεφαλική βλάβη. Η θεραπεία θα πρέπει να είναι εντατική (Yan & Hui-Chan, 2009).



Εικ. 3.2: Σημεία βελονισμού που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη στα κάτω άκρα (Μορφοποίηση από Yan & Hui-Chan, 2009)

3.3. ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΟ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΚΑΙ TENS ΣΤΗ ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΥΠΟΣΤΕΙ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟ

Κατά καιρούς έχουν χρησιμοποιηθεί πολλές θεραπευτικές τεχνικές για την αποθεραπεία των κινητικών δυσλειτουργιών σε ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο (Robbins et al., 2006). Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός, καθώς και τα TENS, αποτελούν τεχνικές που χρησιμοποιούνται στην αποκατάσταση αυτών των ασθενών (Robbins et al., 2006). Και οι δυο μέθοδοι διοχετεύουν μέσω ηλεκτροδίων ηλεκτρικό ρεύμα στους μυς. Η ένταση του ρεύματος στο λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό μπορεί να ενεργοποιήσει τους κινητικούς νευρώνες και να προκαλέσει μυϊκή σύσπαση (Robbins et al., 2006). Η ένταση του ρεύματος στο TENS είναι μικρότερη από το όριο κινητήρα, αλλά μπορεί να επιφέρει μια αίσθηση μουδιάσματος. Μερικές μελέτες εξέτασαν μονό-κάναλες μονάδες λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού με δυο ηλεκτρόδια που διεγείρουν κατά μήκος της διαδρομής το νεύρο ή το μυ (Newsam & Baker, 2004). Άλλες μελέτες επικεντρώθηκαν σε πιο σύνθετες, πολύ-καναλικές μονάδες λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού, που διαθέτουν περισσότερα από δυο ηλεκτρόδια τα οποία διεγείρουν πολλούς μυς (Yan et al., 2005).

Οι Glanz et al. (1996), διεξήγαγαν μια μετά-ανάλυση της αποτελεσματικότητας ηλεκτρικού ερεθισμού στην αποκατάσταση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Κατέληξαν στο συμπέρασμα πως ο ηλεκτρικός ερεθισμός βελτιώνει σημαντικά τη μυϊκή ισχύ. Οι Kottink et al. (2004), διεξήγαγαν μια μετά-ανάλυση στην οποία εξετάστηκε η ικανότητα λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού να βελτιώνει την ταχύτητα του βαδίσματος των ασθενών. Υποστήριξαν πως ο λειτουργικός ηλεκτρικός

ερεθισμός μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως όρθωση και συγκέντρωσαν τις ταχύτητες βαδίσματος των ασθενών στα άτομα που κινούνταν όταν η συσκευή λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού ήταν ενεργή (Kottink et al., 2004). Οι συμμετέχοντες υποβλήθηκαν σε θεραπεία με λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό, είτε με εσωτερικά τοποθετημένα, είτε με εξωτερικά ηλεκτρόδια για 3 έως 6 εβδομάδες. Υποστήριξαν πως η ταχύτητα βαδίσματος θα μπορούσε να βελτιωθεί σημαντικά στα άτομα που είχαν υποστεί εγκεφαλικό με τη θεραπεία λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού (ορθωτικό αποτέλεσμα) (Kottink et al., 2004). Το ορθωτικό αποτέλεσμα είναι η ικανότητα της συσκευής λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού να βελτιώνει το περπάτημα, ενώ οι ασθενείς υποβάλλονται σε ηλεκτρικό ερεθισμό των μυών των κάτω άκρων (Kottink et al., 2004). Θεραπευτικό αποτέλεσμα καλείται το σύνολο των αλλαγών κάθε είδους στο βάδισμα οι οποίες έχουν προκύψει μετά από μια σειρά θεραπειών λειτουργικών ηλεκτρικών ερεθισμών που πραγματοποιήθηκαν σε διάστημα εβδομάδων ή μηνών. Οι μετρήσεις της ταχύτητας βαδίσματος του θεραπευτικού αποτελέσματος γίνονται χωρίς οι ασθενείς να υποβάλλονται σε θεραπεία λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού κατά τον έλεγχο (Robbins et al., 2004).

Σκοπός της έρευνας των Robbins et al. (2004) ήταν να καθορίσει τα θεραπευτικά αποτελέσματα για τις μεθόδους λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού και TENS για τα κάτω άκρα οι οποίες χρησιμοποιούν ηλεκτρόδια προκειμένου να αλλάξουν την ταχύτητα βαδίσματος σε ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Η μετα-ανάλυση επικεντρώθηκε κυρίως στα πρωτόκολλα λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού που είναι κλινικά πραγματοποιήσιμα.

Οι Robbins et al. (2004), υποστήριξαν πως προγενέστερη άσκηση στο βάδισμα με το λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό (θεραπευτικό αποτέλεσμα) μπορεί να βελτιώσει την ταχύτητα βαδίσματος σε ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Η συστηματική έρευνα συστήθηκε για να αναγνωρίσει όλα τα άρθρα που είχα εκδοθεί από το 1966 μέχρι το 2005. Ο αριθμός των μελετών γύρω από το TENS ήταν ανεπαρκής και δεν μπορούσε να προκύψει σωστό μοντέλο "επιδράσεων" προκειμένου να καθοριστεί η αποτελεσματικότητα του TENS στη βελτίωση της ταχύτητας του βαδίσματος. Η τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη μελέτη (Randomized Controlled Trial-RCT) των Chen et al. (2005) και οι δοκιμές των Sonde et al. (2000) και των Peurala et al. (2002) τόσο πριν όσο και μετά από την εξέταση οι οποίες διερευνούν την αποτελεσματικότητα του TENS, έδειξαν πως το συνολικό φαινόμενο ήταν θετικό. Οι ασθενείς εμφάνισαν αύξηση της ταχύτητας βαδίσματος σε δυο από

τις ελεγχόμενες μελέτες (Bogataj et al., 1995; Alon & Ring, 2003) και σε μία από τους ελέγχους που εξετάζαν το λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό (Burrige & McLellan, 2000) πριν και μετά τη θεραπεία. Αυτά τα θετικά ευρήματα συμφωνούν με τα αποτελέσματα άλλων ερευνών (Yan et al., 2005). Έχει αποδειχθεί πως ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός βελτιώνει την μυϊκή ισχύ, την ενεργοποίηση των μυών και τον εθελοντικό κινητικό έλεγχο των άνω και κάτω άκρων (Glanz et al., 1996; Yan et al., 2005).

Η μετα-ανάλυση των Robbins et al. (2006), έδειξε πως η προηγούμενη άσκηση με λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα σημαντική βελτίωση στην ταχύτητα του βαδίσματος, που εξακολουθεί να υφίσταται ακόμη και αν ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός πάψει να εφαρμόζεται (θεραπευτικό αποτέλεσμα). Αυτά τα αποτελέσματα έχουν μεγάλη σημασία επειδή δεν είναι πρακτική η συνέχιση της χρήσης του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού με επιφανειακά ηλεκτρόδια επ' άπειρον (Robbins et al., 2006). Παρόλο που δεν είναι εύκολο να δειχθεί η σχέση αιτίας-αποτελέσματος μιας παρέμβασης με τον σχεδιασμό της μιας ομάδας, αυτός ο σχεδιασμός επιτρέπει στους ασθενείς που έχουν ιστορικό δυσκολιών στο περπάτημα, να έχουν οι ίδιοι έλεγχο του εαυτού τους (Robbins et al., 2006). Αυτό είναι μεγάλο πλεονέκτημα κατά τη μελέτη ενός πληθυσμού ασθενών με τόσο διαφορετικά επίπεδα αδυναμίας των κάτω άκρων, αλλά και ελέγχου μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο (Robbins et al., 2006).

Επιπλέον, μια αύξηση της ταχύτητας βαδίσματος μπορεί να μην αποτελεί σημαντικό όφελος στη συνολική λειτουργική ικανότητα. Η ταχύτητα βαδίσματος χρησιμοποιήθηκε για τη μέτρηση αποτελέσματος επειδή συγκαταλέγεται μεταξύ των ειδών μέτρησης που χρησιμοποιούνται συχνότερα στις μελέτες εξέτασης της αποτελεσματικότητας του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού (Robbins et al., 2006). Χρειάζεται όμως να γίνει περαιτέρω διερεύνηση για να καθοριστεί αν ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός ή το TENS μπορεί να βελτιώσει τα αποτελέσματα της αξιολόγησης από τις διάφορες κλίμακες λειτουργικότητας, όπως ο δείκτης Barthel ή το εργαλείο FIM (Robbins et al., 2006).

Η σύγκριση των μεγεθών των αποτελεσμάτων των διαφόρων μελετών μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να γίνουν χρήσιμες παρατηρήσεις και να δοθούν οι σωστές κατευθύνσεις για τις μελλοντικές έρευνες. Οι Flansbjerg et al. (2005), υπολόγισαν πως το τυπικό σφάλμα του ποσοστό μέτρησης κυμαίνεται στο 7,9% για τη μέτρηση της ταχύτητας βάδισης σε ασθενείς που είχαν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Με άλλα

λόγια, μια αύξηση της τάξης του 7,9% αποτελεί την ελάχιστη βελτίωση στην ταχύτητα βάδισης που είναι απαραίτητη για να θεωρηθεί πως υφίσταται πράγματι κάποια μεταβολή στην ομάδα ελέγχου (Robbins et al., 2006). Οι μελέτες των Bogataj et al. (1995), των Alon & Ring (2003) και των Burridge & McLellan (2000) έδειξαν πραγματική βελτίωση της ταχύτητας βαδίσματος.

Η τεχνητή διέγερση των μυών με λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό κατά την διάρκεια του βαδίσματος προκαλεί επαναλαμβανόμενες συσπάσεις στους μυς οι οποίες μπορούν να αυξήσουν την ιδιοδεκτική εισαγωγή στον εγκέφαλο (Robbins et al., 2006). Αυτό φαίνεται από τις αλλαγές στην αιμοδυναμική ανταπόκριση των αισθητικοκινητικών περιοχών του εγκεφάλου μετά από ηλεκτρική διέγερση σε υγιή άτομα (Robbins et al., 2006). Η επαναλαμβανόμενη κίνηση και η ιδιοδεκτικότητα αποτελούν τα κλειδιά στην κινητική μάθηση ή την επαναδιδασκαλία. Επίσης, τα μοτίβα της κίνησης θα βελτιωθούν όταν ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός ενεργοποιήσει τους μυς του ασθενούς στη σωστή ακολουθία κατά την διάρκεια του βαδίσματος. Η ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων κατά την διάρκεια μιας λειτουργικής δραστηριότητας ήταν ένα από τα δυνατά σημεία πολλών από τις συμπεριλαμβανόμενες μελέτες (Allon & Ring, 2003; Burridge & McLellan, 2000). Αυτό βοήθησε τους ασθενείς στο να βελτιώσουν διάφορες παραμέτρους του βαδίσματος και να βελτιώσουν το λειτουργικό σύνολο.

Οι μέθοδοι και ο βαθμός έκθεσης στον ηλεκτρικό ερεθισμό ποικίλλει σε μεγάλο βαθμό μεταξύ των μελετών. Οι μονό-κάναλες συσκευές διέγερσης για την ιπποποδία (Burridge & McLellan, 2000), η συσκευή διέγερσης όρθωσης του ποδιού με πέντε ηλεκτρόδια (Alon & Ring, 2003) και η πολύ-καναλική συσκευή λειτουργικής ηλεκτρικής διέγερσης (Bogataj et al., 1995) έχουν χρησιμοποιηθεί σε πολλές μελέτες. Ο βαθμός έκθεσης των ασθενών στο λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό διαφέρει αρκετά από μελέτη σε μελέτη. Κάποιοι ασθενείς υποβάλλονταν σε διέγερση σε όλη την διάρκεια της ημέρας ενώ κινούνταν και αυτό δυνητικά είχε ως αποτέλεσμα να εκτίθενται στο λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό για μεγάλα χρονικά διαστήματα (Burridge et al., 1997; Burridge & McLellan, 2000). Αντιθέτως, άλλες μελέτες εφάρμοζαν την μέθοδο αυτή, μόνο κατά την διάρκεια συνεδριών συγκεκριμένης διάρκειας που κυμαίνονταν από 30 έως 60 λεπτά ημερησίως (Alon & Ring, 2003; Bogataj et al., 1995). Παρόλο που ο χρόνος έκθεσης αυτών των ασθενών στο λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό ήταν σχετικά μικρός, οι ασθενείς αυτών των μελετών επέδειξαν και την μεγαλύτερη αύξηση της ταχύτητας βαδίσματος. Επίσης, οι

περισσότερες μελέτες δεν μετρούσαν τον βαθμό συμμόρφωσης των ασθενών που έκαναν χρήση των συσκευών λειτουργικών ηλεκτρικών ερεθισμών στο σπίτι (BurrIDGE & McLellan, 2000). Ο μικρός βαθμός συμμόρφωσης μπορεί να συντέλεσε πολύ και στη μείωση του συνολικού βαθμού έκθεσης του ασθενούς (Robbins et al., 2006).

Πολύτιμα συμπεράσματα μπορούν να εξαχθούν και από την ομαδοποίηση και σύγκριση των μελετών που βασίζονταν στον πληθυσμό των ασθενών ή την χρησιμοποιούμενη θεραπευτική μέθοδο. Ωστόσο, διακρίνονται ενδιαφέρουσες τάσεις κατά την εξέταση αυτών των συγκρίσεων και των μέσων μεγεθών των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από τις διάφορες μεθόδους. Συχνά χρησιμοποιούνται συμβατικά μεγέθη προκειμένου να περιγραφεί ένα μεγάλο ($d=.80$), μεσαίο ($d=.50$) και μικρό ($d=.20$) αποτέλεσμα. Όσο μεγαλύτερο είναι το μέγεθος του αποτελέσματος, τόσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά μεταξύ ομάδας ελέγχου και ομάδας θεραπείας (Robbins et al., 2006). Το μέγεθος του αποτελέσματος της μελέτης των Bogataj et al. (1995) που συμπεριλάμβανε ασθενείς στο υποξύ στάδιο της αποκατάστασης ($d =1.43$) ήταν μεγάλο. Αντίθετα το μέγεθος αποτελέσματος μελετών που χρησιμοποίησαν ασθενείς σε χρόνια στάδιο αποκατάστασης, ήταν σχετικά μικρό ($d=.40$) (Alon & Ring, 2003; BurrIDGE & McLellan, 2000). Έτσι ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός εμφανίζεται να είναι περισσότερο αποδοτικός σε υποξύ στάδιο αποκατάστασης μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Αυτό το συμπέρασμα υποστηρίζεται επίσης και από τη μελέτη των Hendricks et al. (2002) οι οποίοι καθόρισαν πως το μεγαλύτερο μέρος της αποκατάστασης μετά το εγκεφαλικό πραγματοποιείται στο διάστημα των έξι πρώτων μηνών μετά το εγκεφαλικό.

Το μέσο μέγεθος του αποτελέσματος στις μελέτες που ερευνούσαν τον πολύ-καναλικό (Bogataj et al., 1995; Alon & Ring, 2003) λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό ($d=1.38$) ήταν μεγαλύτερο από εκείνο των μελετών που εξέταζαν το μονοκάναλο (BurrIDGE et al., 1997; BurrIDGE & McLellan, 2000) λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό ($d=.09$). Ο πολύ-καναλικός λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός μπορεί να είναι πιο αποτελεσματικός, γιατί μπορεί να διεγείρει έναν συνδυασμό μυών με συγκεκριμένο μοτίβο (Robbins et al., 2006). Ωστόσο, οι ασθενείς που υποβλήθηκαν σε μονοκάναλο λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό, βρίσκονταν στο χρόνια στάδιο της αποκατάστασης όπου είναι και δυσκολότερο να γίνουν αλλαγές (Robbins et al., 2006).

Συνολικά, το αποτέλεσμα του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού ήταν μέτριο προς μεγάλο ($d=.61$) (BurrIDGE et al., 1997; BurrIDGE & McLellan, 2000; Alon & Ring, 2003) και του TENS μέτριο προς μικρό ($d=.40$) (Sonde et al., 2000; Peurala et al., 2002). Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός επιφέρει πιο έντονη κίνηση στις αρθρώσεις και πιο ισχυρές μυϊκές συσπάσεις από το TENS. Αυτές οι επαναλαμβανόμενες κινήσεις και η πρόσθετη αισθητηριακή πληροφόρηση καθιστούν το λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό πιο αποτελεσματικό ως προς την απορρόφηση της ταχύτητας του βαδίσματος, σε ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Σε γενικές γραμμές, οι μελέτες που χρησιμοποιούσαν πολύ-καναλικό λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό για την αποθεραπεία πληθυσμού σε υποξύ στάδιο είχαν και τα μεγαλύτερα αποτελέσματα (Robbins et al., 2006).

Η θεραπεία δεν θα πρέπει να είναι μόνο αποτελεσματική, αλλά θα πρέπει επιπλέον να είναι άμεσα διαθέσιμη και να έχει χαμηλό κόστος. Αυτός είναι ο λόγος για τον οποίο στη μελέτη των Robbins et al. (2006) δεν εξετάστηκε η αποτελεσματικότητα του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού με εμφυτεύσιμα ηλεκτρόδια. Τα εμφυτεύσιμα ηλεκτρόδια επιτρέπουν την ακριβέστερη τοποθέτηση ηλεκτροδίων και μειώνουν την ενόχληση που συνδέεται συνήθως με τον ηλεκτρικό ερεθισμό, καθώς και το χρόνο που απαιτείται για την προετοιμασία (Chae., (2003). Ωστόσο, προς το παρόν αυτά δεν είναι διαθέσιμα στις περισσότερες κλινικές και εμφανίζουν τους ιατρικούς κινδύνους που συνδέονται με κάθε παρεμβατική μέθοδο αποκατάστασης (Robbins et al., 2006).

Ο πολύ-καναλικός λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός δεν είναι πρακτικός, επειδή οι συσκευές δεν είναι άμεσα διαθέσιμες στους περισσότερους γιατρούς και μπορεί να χρειάζονται πολύπλοκες και ακριβές προετοιμασίες για να λειτουργήσουν. Έτσι, σε σύγκριση με αυτές οι λειτουργικοί ηλεκτρικοί ερεθισμοί ενός ή δυο καναλιών είναι μικρότερες, φορητές, πιο φθηνές και άμεσα διαθέσιμες (Robbins et al., 2006). Οι ασθενείς μπορούν να τις πάρουν σπίτι και να συνεχίσουν τη θεραπεία. Ωστόσο χρειάζεται περισσότερη έρευνα αναφορικά με την αποτελεσματικότητα αυτών των συσκευών η οποία θα προσδιορίσει κατά πόσο μπορούν να βελτιώσουν τη λειτουργικότητα των ασθενών στο υποξύ στάδιο της αποκατάστασης μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο (Robbins et al., 2006).

3.4. ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΣΥΝΔΥΑΣΜΟΥ ΝΕΥΡΟΜΥΪΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΟΥ ΚΑΙ ΑΝΑΣΤΑΛΤΙΚΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΒΟΒΑΘΗ ΣΤΗΝ ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ.

Στόχος της έρευνας των Bakhtiary & Fatemy, (2008), ήταν η διερεύνηση της αποτελεσματικότητας της μεθόδου TENS στη σπαστικότητα του πελματιαίου καμπτήρα ασθενών που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Στην έρευνα συμμετείχαν 40 ασθενείς που είχαν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο (ηλικίας 42 με 65 ετών) με σπαστικότητα του πελματιαίου καμπτήρα μυ.

Οι συμμετέχοντες χωρίστηκαν τυχαία στις δυο ομάδες, την ομάδα συνδυαστικής θεραπείας (Bobath σε συνδυασμό με τη μέθοδο TENS) και την ομάδα Bobath. Πριν αρχίσει η εφαρμογή του θεραπευτικού πρωτοκόλλου, τα κάτω άκρα του συμμετέχοντα εκτίθεντο για 10 λεπτά σε υπέρυθρη ακτινοβολία σε απόσταση 50 cm προκειμένου να προθερμανθούν. Αυτό έγινε για να διασφαλιστεί πως η θερμοκρασία του δέρματος ήταν η ίδια σε όλους τους ασθενείς, καθώς τα αισθητήρια προσαγωγά σήματα μπορούν να επηρεάσουν τον βαθμό διέγερσης της δεξαμενής των κινητικών νευρώνων του κεντρικού νευρικού συστήματος (Bakhtiary & Fatemy, 2008). Η ομάδα συνδυαστικής θεραπείας υποβλήθηκε σε είκοσι συνεδρίες με ανασταλτικές τεχνικές Bobath ημερησίως σε συνδυασμό με TENS. Οι ανασταλτικές τεχνικές Bobath συμπεριλάμβαναν την εφαρμογή για δεκαπέντε λεπτά παθητικής κίνησης με ραχιαία κάμψη της άρθρωσης του αστράγαλου, έκταση της άρθρωσης του γονάτου, απαγωγή και εξωτερική περιστροφή του ισχίου που είναι γνωστό και ως μοτίβο αναστολής του αντανακλαστικού. Ο νευρομυϊκός ηλεκτρικός ερεθισμός περιλάμβανε εννέα λεπτά υπερμέγιστης μυϊκής διέγερσης (25% πάνω από την ένταση που απαιτείται για να προκληθεί μέγιστη μυϊκή σύσπαση). Το ρεύμα διέγερσης περιλάμβανε διέγερση παλμού 100 Hz (διάρκεια παλμού 0,1 ms, διάστημα παλμού = 0,9 ms) που εφαρμόστηκε σε φάση υπέρτασης (διάρκειας υπέρτασης = 4 δευτερόλεπτα και διάστημα ανάπαυσης = 6 δευτερόλεπτα) στον πρόσθιο κνημιαίο μυ μέσω ηλεκτροδίων καθόδου (στη νευρομυϊκή σύνδεση του μυ) και ανόδου (στη μηριαία κεφαλή). Στην πρώτη ομάδα (ομάδα ελέγχου) εφαρμόστηκαν επί δεκαπέντε λεπτά οι ανασταλτικές τεχνικές Bobath, ενώ στη δεύτερη (ομάδα συνδυαστικής θεραπείας) εφαρμόστηκαν εννέα λεπτά ηλεκτρικής διέγερσης στους μύς του

πελματιαίου καμπτήρα σε συνδυασμό με ανασταλτικές τεχνικές Bobath για είκοσι συνεδρίες καθημερινά (Bakhtiary & Fatemy, 2008).

Βασικές μετρήσεις ήταν το εύρος παθητικής κίνησης του πελματιαίου καμπτήρα μυ, τεστ ισχύος του πελματιαίου καμπτήρα, μυϊκός τόνος του πελματιαίου καμπτήρα με την Τροποποιημένη Κλίμακα Ashworth και το αντανακλαστικό-Η του πελματιαίου μυ. Οι Bakhtiary & Fatemy, (2008), διαπίστωσαν ότι η μέση μεταβολή της παθητικής κάμψης του πελματιαίου καμπτήρα μυ ήταν 11,4 μοίρες σε σύγκριση με τις 6,1 μοίρες της ομάδας ελέγχου. Η μέση αλλαγή στην τονικότητα του πελματιαίου καμπτήρα μυ με βάση την Τροποποιημένη Κλίμακα Ashworth για την ομάδα της συνδυαστικής θεραπείας ήταν -1,6 σε σύγκριση με το -1,1 της ομάδας ελέγχου Bobath. Σημαντική ήταν επίσης η αύξηση της ισχύος του πελματιαίου καμπτήρα στην ομάδα της συνδυαστικής θεραπείας ($0,7 \pm 0,37$) σε σύγκριση με την ομάδα Bobath ($0,4 \pm 0,23$). Ωστόσο, δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές στο εύρος του αντανακλαστικού-Η μεταξύ της ομάδας συνδυαστικής θεραπείας ($0,41 \pm 0,29$) και Bobath ($0,3 \pm 0,28$). Τα αποτελέσματα των Bakhtiary & Fatemy (2008), έδειξαν πως ο συνδυασμός νευρομυϊκού ηλεκτρικού ερεθισμού και τεχνικών Bobath μπορεί να είναι αποτελεσματικός στον περιορισμό της σπαστικότητας, καθώς επέφερε μεγαλύτερα ποσοστά εύρους κίνησης και μεγαλύτερη μυϊκή ισχύ κατά τη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Παρόλο που τα ευρήματα των Bakhtiary & Fatemy, (2008) εμφάνισαν βελτιωμένους δείκτες σπαστικότητας, όπως η ακαμψία των αρθρώσεων και παθητικό εύρος κίνησης των αρθρώσεων, δεν διαπιστώθηκαν σημαντικές αλλαγές στο εύρος του αντανακλαστικού-Η όπως αυτό αναφέρεται σε άλλους ερευνητές. Οι Gaft et al. (1994), έδειξαν πως η θεραπεία ηλεκτρικής διέγερσης μπορεί να περιορίσει τη σπαστικότητα καθώς και το εύρος του αντανακλαστικού-Η. Το εύρος του αντανακλαστικού-Η αποτελεί δείκτη για την αξιολόγηση της σπαστικότητας.

Έχει αποδειχθεί πως στους ασθενείς με σπαστικότητα, μπορεί να παρατηρηθεί ένα μη φυσιολογικό μοτίβο στο εύρος του αντανακλαστικού-Η αναφορικά με τα επίπεδα της μυϊκής τονικότητας (Bakhtiary & Fatemy, 2008). Οι Bakhtiary & Fatemy, (2008), παρατήρησαν μικρότερη σπαστικότητα στην αναλογία H/M_{max} , γεγονός που μπορεί να οφείλεται στη μυϊκή κόπωση λόγω της θεραπείας ηλεκτρικής διέγερσης. Ωστόσο, θα πρέπει ληφθεί υπόψη πως το αντανακλαστικό-Η είναι μια μεταβλητή ηλεκτροφυσιολογική τιμή λόγω των μικρών μεταβολών στα επίπεδα ενεργοποίησης της δεξαμενής των κινητικών νευρώνων κατά την διάρκεια

των επαναλαμβανόμενων δοκιμών (Bakhtiarly & Fatemy, 2008). Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική ωφέλεια από την ηλεκτρική διέγερση αναφορικά με τη μείωση της σπαστικότητας, παρόλο που αυτές οι συνέπειες αξιολογήθηκαν μόνο αμέσως μετά από την παρέμβαση και η μελέτη δεν ερεύνησε καθόλου τα μακροχρόνια αποτελέσματα του θεραπευτικού πρωτοκόλλου. Ωστόσο, άλλες μελέτες έδειξαν πως η μείωση της σπαστικότητας λόγω του ηλεκτρικού ερεθισμού, μπορεί να διαρκέσει έως και έξι μήνες σε σπαστικούς ασθενείς των οποίων η κατάσταση οφείλονταν δευτερογενώς σε εγκεφαλικό αγγειακό ατύχημα και τραυματισμούς στο κεφάλι (Weingarden et al., 1998).

Καθώς η σπαστικότητα μπορεί να διαταράσσει τις λειτουργικές δραστηριότητες των ασθενών με εγκεφαλικό επεισόδιο, είναι αναγκαίο να ελεγχθεί πριν την εφαρμογή οποιουδήποτε θεραπευτικού πρωτοκόλλου για τον κινητικό έλεγχο. Οι Hazlewood et al. (1994), υποστήριξαν ότι νευρομυϊκός ηλεκτρικός ερεθισμός, μπορεί να αυξήσει το παθητικό εύρος κίνησης μεταξύ των παιδιών που υποβάλλονταν σε ηλεκτρική διέγερση μειώνοντας το μυϊκό τόνο. Αντίθετα, οι Carda & Molteni, (2005) κατέληξαν στο συμπέρασμα πως ο ηλεκτρικός ερεθισμός δεν είχε κανένα αποτέλεσμα στη σπαστικότητα. Από την άλλη, έχει υποστηριχθεί πως για τα αντιφατικά αποτελέσματα που αναφέρονται μπορεί να οφείλονται στις διαφορετικές παραμέτρους που χρησιμοποιούνται κατά τον ηλεκτρικό ερεθισμό (Bakhtiarly & Fatemy, 2008). Παρ' όλα αυτά οι περισσότερες μελέτες δείχνουν πως ο νευρομυϊκός ηλεκτρικός ερεθισμός, μπορεί να αποτελεί μια αποτελεσματική μέθοδο για την αποκατάσταση της σπαστικότητας, παρόλο που ο συγκεκριμένος μηχανισμός αυτής της βελτίωσης παραμένει αβέβαιος.

3.5. TENS ΣΤΗ ΣΠΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΑΣΘΕΝΩΝ ΜΕ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟ ΣΤΗ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗ ΣΤΗΛΗ

Τα συστήματα θεραπείας TENS ποικίλλουν σημαντικά ως προς τις μεθόδους εφαρμογής, το μέγεθος και το σχήμα των ηλεκτροδίων και το είδος του χρησιμοποιούμενου σχήματος κύματος καθιστώντας τη σύγκριση των μελετών για τη θεραπεία TENS εξαιρετικά δύσκολη (Caroll et al., 1996). Η συγκριτική ανάλυση περιπλέκεται ακόμη περισσότερο από το γεγονός πως δεν υπάρχει σταθερό πρωτόκολλο θεραπείας για την TENS και καμία μελέτη δεν έχει καταφέρει

ως τώρα να ερευνησει συστηματικά τη σχέση δόσης- ανταπόκρισης και ανακούφισης από τη σπαστικότητα που προκύπτει από τον ηλεκτρικό ερεθισμό (Carroll et al., 1996).

Θεωρητικά, στην δράση του TENS στον περιορισμό της σπαστικότητας στα κάτω άκρα μετά από τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη θα μπορούσαν να παρεμβάλλονται δυο μηχανισμοί, η ρύθμιση των ανασταλτικών κυκλωμάτων της σπονδυλικής στήλης και η διέγερση της πλαστικότητας του κεντρικού νευρικού συστήματος (Chung & Cheng, 2010). Ο πόνος και η σπαστικότητα συνυπάρχουν σε ασθενείς με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη. Είναι πιθανό η σπαστικότητα αυτών των ασθενών να περιοριστεί μετά από θεραπείες για τον πόνο (Ward & Kadies, 2002). Ωστόσο, μπορεί να είναι δύσκολο να υπολογιστεί ποσοτικά ο πόνος σε ασθενείς που έχουν τραυματιστεί στη σπονδυλική στήλη, καθώς κάποιοι ασθενείς μπορεί να έχουν πλήρη απώλεια της αίσθησης κάτω από τη μέση. Στην πράξη, οι μηχανισμοί που βρίσκονται πίσω από τα κλινικά αποτελέσματα παραμένουν σε μεγάλο βαθμό ασαφείς (Chung & Cheng, 2010).

Θεωρείται πως η μέθοδος TENS στα περιφερικά αισθητήρια νεύρα μπορεί να περιορίσει τη σπαστικότητα σε ασθενείς με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη, ρυθμίζοντας τα μη φυσιολογικά ανασταλτικά κυκλώματα της σπονδυλικής στήλης (Chung & Cheng, 2010). Έρευνες έχουν δείξει πως TENS υψηλής συχνότητας στο κοινό περνιαίο νεύρο των ασθενών με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη μπορεί να έχει βραχύχρονα αποτελέσματα στη μείωση της σπαστικότητας όπως εξάλλου φαίνεται και στην περίπτωση του αντανακλαστικού στον αχίλλειο τένοντα και στη σπαστικότητα των εκτατήρων των γονάτων που διαπιστώθηκαν με βάση τον δείκτη χαλάρωσης στο τεστ του εκκρεμούς (Goulet et al., 1996). Ωστόσο, αυτή η μελέτη ήταν περιορισμένη λόγω της απουσίας ομάδας placebo και του μικρού μεγέθους του δείγματος. Χρειάζονται περαιτέρω μελέτες που θα ερευνούν την αποτελεσματικότητα TENS ως προς τον έλεγχο της σπαστικότητας μετά από τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη χρησιμοποιώντας τυχαίες δοκιμές με έλεγχο placebo (Chung & Cheng, 2010).

Στόχος της μελέτης των Chung & Cheng, (2010), ήταν η διερεύνηση των άμεσων αποτελεσμάτων μεθόδου TENS στη σπαστικότητα ασθενών με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη. Στην έρευνα συμμετείχαν 18 ασθενείς με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη και συμπτώματα σπαστικότητας στα κάτω άκρα. Κατανεμήθηκαν τυχαία σε δυο ομάδες είτε για υποβληθούν σε 60 λεπτά ενεργού TENS (0.25ms,

100Hz, 15 mA), είτε σε 60 λεπτά placebo TENS χωρίς ηλεκτρικό ερεθισμό στο κοινό περνιαίο νεύρο. Χρησιμοποιήθηκε το Σκορ Σύνθετης Σπαστικότητας στην αξιολόγηση του επιπέδου σπαστικότητας του πελματιαίου καμπτήρα μυ του αστράγαλου, αμέσως πριν και μετά την εφαρμογή του TENS. Το Σκορ Σύνθετης Σπαστικότητας συνίστατο από τινάγματα του αχίλλειου τένοντα, από αντίσταση σε πλήρη παθητική ραχιαία έκταση του αστραγάλου και από σπασμούς στον αστράγαλο. Οι στατιστικές διαφορές της μείωσης του Σκορ Σύνθετης Σπαστικότητας μεταξύ των ομάδων, τα τινάγματα του αχίλλειου τένοντα, η αντίσταση στην πλήρη παθητική ραχιαία έκταση και ο σπασμός του αστραγάλου μετρήθηκαν χρησιμοποιώντας το τεστ Mann-Whitney και το τεστ κατάταξης Wilcoxon (Chung & Cheng, 2010). Το σκορ Σύνθετης Σπαστικότητας στοχεύει σε τρεις βασικούς τομείς της σπαστικότητας στον πελματιαίο καμπτήρα (π.χ. τινάγματα του αχίλλειου τένοντα, αντίσταση στη ραχιαία κάμψη του αστράγαλου και σπασμοί του αστράγαλου) (Adams & Hicks, (2005). Τα υπερδραστήρια αντανακλαστικά του αχίλλειου τένοντα και οι σπασμοί στον αστράγαλο έχουν συμπεριληφθεί σε αυτό το εργαλείο μέτρησης καθώς παρέχουν επιπλέον πληροφορίες για το φασικό συστατικό του αντανακλαστικού της έκτασης, το οποίο δεν αντιμετωπίζεται με τα εργαλεία μέτρησης που χρησιμοποιούνται συνήθως όπως π.χ. το τροποποιημένο σκορ Ashworth (Adams & Hicks, 2005)

Οι ασθενείς που στρατολογήθηκαν στη μελέτη των Chung & Cheng, (2010) είχαν αναπτύξει διαφορετικούς βαθμούς σπαστικότητας στον πελματιαίο καμπτήρα. Κάτι τέτοιο καθιστούσε δύσκολη την έκταση των μυών της κνήμης και προκαλούσε μυϊκή ακαμψία, η οποία, με τη σειρά της, περιόριζε την πρόοδο μεθόδων λειτουργικής άσκησης όπως η επαναδιδασκαλία του περπατήματος. Οι μισοί από τους ασθενείς λάμβαναν φαρμακευτική αγωγή για τον έλεγχο της σπαστικότητας. Θεωρήθηκε πως οι συμμετέχοντες που έλαβαν μέρος σε αυτήν τη μελέτη μπορούσαν να ωφεληθούν από το TENS. Εφαρμόστηκε TENS στο άκρο που εμφάνιζε κυρίαρχη σπαστικότητα όπως αυτή υπολογίζεται με το Σύνθετο Σκορ Σπαστικότητας. Χρησιμοποιήθηκε ένα μηχάνημα PRO-TENS (Unilax, TE-2000, USA) με μηδενικό καθαρό άμεσο ηλεκτρικό φορτίο και τετράγωνα ελαστικά ηλεκτρόδια άνθρακα (4.5 X 5 cm) προκειμένου να εφαρμοστεί το TENS και στις δυο ομάδες (Chung & Cheng, 2010). Οι κόμβοι ελέγχου του εύρους και της συχνότητας του παλμού σταθεροποιήθηκαν με αυτοκόλλητη ταινία στα 0.25 ms και 100Hz αντιστοίχως. Οι κόμβοι ελέγχου της έντασης είχαν σταθεροποιηθεί με αυτοκόλλητη ταινία για να

σιγουρευτούν οι ερευνητές πως η εξαγωγή ήταν 15 mA, με την αντίσταση στα 680 ohm. Για την ομάδα ενεργού TENS, η ένταση της διέγερσης που οφείλονταν στη συσκευή TENS ανέρχονταν στα 15 mA με εύρος παλμού 0.25 ms και συχνότητα παλμού 100 Hz για 60 λεπτά. Δεν θα έπρεπε να προκληθεί καμία απολύτως μυϊκή σύσπαση, ειδικά στην ομάδα στους περωναίους μυς. Οι συμμετέχοντες στην placebo ομάδα TENS υποβλήθηκαν σε 60 λεπτά μη ηλεκτρικής διέγερσης TENS. Και στις δυο ομάδες είχε δοθεί η οδηγία να χαλαρώσουν και είχαν επίσης πληροφορηθεί πως μπορεί είτε να αισθανθούν κάποιου είδους αίσθηση που μοιάζει με διέγερση είτε να μην νιώσουν τίποτα (Chung & Cheng, 2010). Παρατηρήθηκαν σημαντικές μειώσεις στο Σκορ Σύνθετης Σπαστικότητας που κυμαίνονταν στο 29.5%, στην αντίσταση στην πλήρη παθητική ραχιαία έκταση της τάξης του 31% και στους σπασμούς του αστραγάλου κατά 29,6% στην ομάδα TENS. Στην ομάδα placebo TENS δεν παρατηρήθηκαν καθόλου αλλαγές αυτού του είδους. Οι διαφορές μεταξύ ομάδων τόσο για το Σκορ Σύνθετης Σπαστικότητας όσο και στην αντίσταση στην πλήρους παθητική ραχιαία έκταση ήταν σημαντικές.

Η μελέτη των Chung & Cheng, (2010) έδειξε πως μια και μόνο μια συνεδρία με TENS μπορεί να περιορίσει αμέσως τη σπαστικότητα. Παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική μείωση της σπαστικότητας στα κάτω άκρα των ασθενών που είχαν υποστεί τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη στην ομάδα ενεργούς θεραπείας, όχι όμως και στην ομάδα των ασθενών που υποβλήθηκαν σε διέγερση placebo.

Προηγούμενες δοκιμές έχουν δείξει πως το TENS μπορεί να παίζει κάποιο ρόλο στον περιορισμό της σπαστικότητας στα κάτω άκρα των ασθενών με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη (Goulet et al., 1996). Ωστόσο, αυτές οι μελέτες δεν αξιολογούν την αποτελεσματικότητα της TENS με τυχαίες ελεγχόμενες μελέτες. Έχοντας αυτό υπόψη, η μελέτη των Chung & Cheng, (2010) έγινε με ομάδα placebo. Διαπιστώθηκε σημαντική μείωση της σπαστικότητας στην ομάδα ενεργού TENS και καμία αλλαγή στην ομάδα placebo. Διαπιστώθηκε πως εξήντα λεπτά ενεργού διέγερσης TENS (0.25 ms, 100 Hz, 16 mA) μπορεί να έχει θετικά αποτελέσματα στη μείωση της σπαστικότητας των ασθενών με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη.

Ωστόσο, τα συσσωρευτικά αποτελέσματα της διέγερσης TENS στη σπαστικότητα των ασθενών με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη παρέμειναν αδιευκρίνιστα (Chung & Cheng, 2010). Οι ασθενείς που έχουν τραυματιστεί στην σπονδυλική στήλη συνήθως εμφανίζουν σπαστικότητα στα κάτω άκρα. Οι κλινικές αποφάσεις για τη θεραπεία αυτών των ασθενών θα πρέπει να γίνεται με μεγάλη

προσοχή. Η σπαστικότητα θα πρέπει να αντιμετωπίζεται μόνο εφόσον υπάρχει η πιθανότητα ο ασθενής να εμφανίσει κάποια βελτίωση στη λειτουργικότητα και/ή στην ποιότητα ζωής μετά τη θεραπεία (Chung & Cheng, 2010).

3.6. ΧΡΗΣΗ TENS ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑ ΑΣΚΗΣΗΣ

Στόχος της έρευνας των Ng & Hui-Chan (2009), ήταν η διερεύνηση αν η επιφανειακή ηλεκτρικό ερεθισμό, μπορεί να αυξήσει την αποτελεσματικότητα ασκήσεων που αποσκοπούν στη βελτίωση της ικανότητας βαδίσματος ασθενών με χρόνιο εγκεφαλικό επεισόδιο. Στην έρευνα συμμετείχαν 109 ασθενείς με ημιπάρεση που οφείλονταν σε εγκεφαλικό επεισόδιο. Κατανεμήθηκαν τυχαία στις εξής ομάδες: 1) διαδερμικός ηλεκτρικός νευρικός ερεθισμός (TENS) 2) TENS + άσκηση 3) διέγερση placebo + άσκηση 4) ομάδα ελέγχου. Η ομάδα TENS υποβλήθηκε σε εξήντα λεπτά ηλεκτρικής διέγερσης. Η ομάδα TENS + άσκηση, όσο και η ομάδα placebo + άσκηση, υποβλήθηκαν σε εξήντα λεπτά ασκήσεων τα οποία ακολούθησαν αντιστοίχως 60 λεπτά ηλεκτρικής και placebo διέγερσης. Η θεραπεία πραγματοποιήθηκε πέντε φορές την εβδομάδα για τέσσερις εβδομάδες. Η ομάδα ελέγχου δεν υποβλήθηκε σε ενεργή θεραπεία (Ng & Hui-Chan, 2009).

Μετρήθηκε η ταχύτητα βαδίσματος, χρησιμοποιώντας το σύστημα GAITRite II walkway. Η ταχύτητα βαδίσματος και η λειτουργική κινητικότητα υπολογίστηκαν με βάση το τεστ ταχύτητας βαδίσματος των 6 λεπτών και το τεστ timed up and go πριν τη θεραπεία, δυο εβδομάδες και τέσσερις εβδομάδες μετά τη θεραπεία. Επανεξέταση έγινε τέσσερις εβδομάδες μετά το πέρας της θεραπείας. Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν πάνω στα σημεία βελονισμού του ποδιού που εμφάνιζε το πρόβλημα. Αυτά τα σημεία είναι κοντά στις περιοχές των περονιαίων και γαστροκνημίων νεύρων.

Σε σύγκριση με τις άλλες τρεις ομάδες, μόνο η ομάδα συνδυασμού TENS και άσκηση, παρουσίασε σημαντικά μεγαλύτερες απόλυτες και ποσοστού επί τοις εκατό αυξήσεις στην ταχύτητα του βαδίσματος, κατά 37,1% την 2η εβδομάδα έως και 47,5% την 4η εβδομάδα και 54,5% στην επανεξέταση. Υπήρχε μείωση στα χρονομετρημένα σκορ timed up and go (κατά -14,9 έως -23,3%) από την 2^η εβδομάδα και μετά. Αντιθέτως, η μέση ταχύτητα βαδίσματος βελτιώθηκε μόνο κατά

19,6% στην ομάδα placebo διέγερσης σε συνδυασμό με άσκηση και μάλιστα μετά από τέσσερις εβδομάδες εφαρμογής.

Η βελτίωση κατά 19,6% της ομάδας που συνδυάζει την διέγερση placebo με την άσκηση μπορεί όμως να συγκριθεί με εκείνη που αναφέρουν οι Ada et al. (2003) (21%) μετά από τέσσερις εβδομάδες άσκησης για το περπάτημα. Η σημαντικά μεγαλύτερη αύξηση της μέσης ταχύτητα βαδίσματος στην ομάδα TENS και άσκηση μετά την 2η εβδομάδα σημαίνει πως ο συνδυασμός ηλεκτρικού ερεθισμού και αύξησης έχει καλύτερα αποτελέσματα μόνο από την άσκηση ή μόνο από τον ερεθισμό.

Σε σύγκριση με τις ομάδες ελέγχου και TENS, μόνο η ομάδα που συνδυάζει TENS και άσκηση, μπόρεσε να καλύψει σημαντικά μεγαλύτερες αποστάσεις κατά την διάρκεια του τεστ βαδίσματος των έξι λεπτών, μια αύξηση της τάξης του 22,2% - 34,7% μετά την δεύτερη εβδομάδα έως την επανεξέταση. Οι Ada et al. (2003), έδειξαν αύξηση 28% μετά από τέσσερις εβδομάδες άσκησης σε στατικό διάδρομο και βαδίσματος. Τα αποτελέσματα αυτά συγκρίνονται αντίστοιχα με τις βελτιώσεις που πέτυχαν οι συμμετέχοντες της μελέτης των Ng & Hui-Chan (2009), από τις δυο ομάδες άσκησης μετά από τέσσερις εβδομάδες άσκησης. Τα ποσοστά ήταν 29,3% και 17,7% αντίστοιχως για τις ομάδες άσκησης και TENS και τις ομάδες διέγερσης placebo και άσκηση. Φαίνεται πως η άσκηση που αποσκοπεί στη βελτίωση του βαδίσματος έπαιξε βασικό ρόλο στην αύξηση της απόστασης που διανύεται κατά τα τεστ άσκησης βαδίσματος των 6 λεπτών και από τις δυο ομάδες άσκησης (Ng & Hui-Chan, 2009).

Μετά από θεραπεία τεσσάρων εβδομάδων, τα μέσα σκορ χρόνου TUG για την ομάδα TENS και άσκηση είχαν μειωθεί κατά 21,7%, ποσό σημαντικά μικρότερο από εκείνα των ομάδων TENS και διέγερσης placebo και άσκηση (Ng & Hui-Chan, 2009). Αυτά τα αποτελέσματα ενισχύουν ακόμη περισσότερο τη θεραπευτική στρατηγική που συνδυάζει το TENS με άσκηση, προκειμένου να προκύψουν μεγαλύτερα οφέλη συγκριτικά με την εφαρμογή καθεμιάς από τις δυο θεραπείες μεμονωμένα. Σημειώνεται πως η TUG δεν είναι ένα απλό τεστ για το βάδισμα. Περιλαμβάνει μια σειρά κινητικών καθηκόντων που προϋποθέτουν επίσης έλεγχο της ισορροπίας εκτός από μυϊκή δύναμη και συντονισμό της κίνησης (Ng & Hui-Chan, 2009). Φαίνεται πως εκτός από το ότι περπατούσαν πιο γρήγορα, οι συμμετέχοντες που είχαν καλές επιδόσεις στο τεστ TUG τείνουν να είναι πιο ικανοί να σταθούν όρθιοι, αφού κάθονταν σε καρέκλα καθώς και να αλλάξουν κατεύθυνση ενώ περπατούσαν (Ng &

Hui-Chan, 2009). Οι βελτιώσεις στα σκορ χρόνου TUG έχουν πρακτική σημασία. Οι Podsiadlo και Richardson (1991), διαπίστωσαν πως οι μεγαλύτεροι ενήλικες, οι οποίοι μπορούσαν να ολοκληρώσουν το τεστ TUG σε λιγότερο από είκοσι δευτερόλεπτα, ήταν πιο πιθανό να είναι ανεξάρτητοι και στις δραστηριότητες μεταφοράς που απαιτούνταν στην καθημερινότητα. Αντίθετα, εκείνοι που χρειάζονταν περισσότερα από τριάντα δευτερόλεπτα, έτειναν να είναι πιο εξαρτημένα στις καθημερινές τους δραστηριότητες και χρειάζονταν βοηθητικές συσκευές για την κίνησή τους. Στη μελέτη των Ng & Hui-Chan (2009), το μέσο σκορ χρόνου TUG κυμάνθηκε μεταξύ 22,7 και 29,4 δευτερολέπτων κατά το ξεκίνημα της έρευνας. Μετά από θεραπεία τεσσάρων εβδομάδων, μόνο οι συμμετέχοντες της ομάδας που συνδυάζει TENS και άσκηση είχαν χρόνο που κατά μέσο όρο δεν υπερέβαιναν τα 19 δευτερόλεπτα. Συνεπώς, ήταν ανεξάρτητα και μπορούσαν να αυτοεξυπηρετηθούν κατά τις δραστηριότητες της καθημερινής ζωής.

Τα αποτελέσματα των Ng & Hui-Chan (2009), επιβεβαιώνουν πως ένα πρόγραμμα κατ' οίκον αποκατάστασης που συνδυάζει «παθητική» ηλεκτρική διέγερση με «ενεργητικές» ασκήσεις που αποσκοπούν στη βελτίωση μιας δεξιότητας είναι πραγματοποιήσιμο και αποδεκτό από τα άτομα που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Οι καλά δομημένες συνεδρίες όπου δίνονται οδηγίες, η τακτική τηλεφωνική επαφή και η τήρηση ενός καθημερινού ημερολόγιου άσκησης συντέλεσαν στο να επιδείξουν οι ασθενείς συνέπεια ως προς την τήρησή του.

TENS που εφαρμόζεται στην περιοχή του κοινού περνιαίου νεύρου ανακούφιζε τη σπαστικότητα του πελματιαίου καμπτήρα (πιθανότατα μέσω της ενισχυμένης προσυναπτικής αναστολής των σπαστικών πελματιαίων καμπτήρων). Μείωνε και την αντίσταση στην πρόσθια περιστροφή της κνήμης πάνω από το πόδι σε στάση μεσο-στήριξης στη διάρκεια του κύκλου του βαδίσματος. Η ανακούφιση αυτής της σπαστικότητας μέσω TENS έδινε στους ασθενείς την ικανότητα να προβούν σε περαιτέρω προσπάθειες κατά την πρώιμη φάση της άσκησης, οδηγώντας σε μεγαλύτερες βελτιώσεις στην ταχύτητα του βαδίσματος.

Τα αποτελέσματα της μελέτης των Ng & Hui-Chan (2009), αποδεικνύουν πως η προσθήκη επιφανειακής ηλεκτρικού ερεθισμού σε ένα καλά δομημένο πρόγραμμα άσκησης κατ' οίκον ήταν σε γενικές γραμμές πιο αποτελεσματικό αναφορικά με την βελτίωση της ταχύτητας βαδίσματος, την αντοχή και τη λειτουργική κινητικότητα ημιπληγικών ασθενών συγκριτικά με την εφαρμογή μόνο της θεραπείας ή καμίας απολύτως θεραπείας. Σημασία έχει επίσης πως αυτές οι βελτιώσεις διατηρούνταν

ακόμη και τέσσερις εβδομάδες μετά το πέρας της θεραπείας. Μελλοντικές έρευνες θα πρέπει να εξετάσουν την ιδανική δόση του συνδυαστικού προγράμματος γυμναστικής ως προς την συχνότητα, τη διάρκεια και την ένταση (Ng & Hui-Chan, 2009).

Είναι φανερό πως το TENS θα μπορούσε να αποτελέσει ένα πολύ χρήσιμο συμπλήρωμα κάθε κατ' οίκον προγράμματος άσκησης που αποβλέπει στη βελτίωση μιας συγκεκριμένης δεξιότητας (π.χ. περπάτημα) (Ng & Hui-Chan, 2009).

3.7. TENS ΣΕ ΣΥΝΔΥΑΣΜΟ ΜΕ ΚΑΤ' ΟΙΚΟΝ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΑΣΚΗΣΗΣ

Σκοπός αυτής της μελέτης των Ng & Hui-Chan, (2007), ήταν η διερεύνηση αν ο συνδυασμός αισθητήριων εισαγωγών που έχουν προκληθεί μέσω της μεθόδου TENS με ένα πρόγραμμα κατ' οίκον άσκησης, αποσκοπεί στη βελτίωση μιας δεξιότητας και μπορεί να αυξήσει την εκούσια κινητική εξαγωγή σε ασθενείς με χρόνια εγκεφαλικό, συγκριτικά είτε μόνο με τη θεραπεία είτε χωρίς καμία θεραπεία. 88 ασθενείς με εγκεφαλικό κατανεμήθηκαν τυχαία σε ομάδες που θα ακολουθούσαν κατ' οίκον προγράμματα (1) ομάδα TENS (2) ομάδα TENS και κατ' οίκον πρόγραμμα άσκησης (3) ομάδα placebo TENS και κατ' οίκον πρόγραμμα άσκησης (4) καμία θεραπεία (ομάδα ελέγχου) πέντε ημέρες την εβδομάδα για τέσσερις εβδομάδες. Για τη μέτρηση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκαν η Σύνθετη Κλίμακα Σπαστικότητας, η μέγιστη ροπή που προκύπτει κατά την διάρκεια της μέγιστης ισομετρικής εκούσιας σύσπασης των πελματιαίων και ραχιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής και η ταχύτητα του βαδίσματος που καταγράφηκε κατά την έναρξη, μετά από δυο και τέσσερις εβδομάδες θεραπείας και τέσσερις εβδομάδες μετά το πέρας της θεραπείας (Ng & Hui-Chan, 2007). Η ταχύτητα βαδίσματος μετρήθηκε με ένα "τάπητα" 4,6 μ. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων, οι συμμετέχοντες περπατούσαν με άνετα υποδήματα, σε κανονικό βάδισμα (Ng & Hui-Chan, 2007).

Μετά από 20 συνεδρίες, σε σύγκριση με το TENS, η ομάδα που συνδύαζε TENS και κατ' οίκον πρόγραμμα άσκησης, εμφάνισε σημαντικά μεγαλύτερη βελτίωση της ροπής της ραχιαίας κάμψης του αστράγαλου κατά την επανεξέταση, καθώς και της ροπής της πελματιαίας κάμψης του αστράγαλου, κατά την δεύτερη εβδομάδα και την επανεξέταση (Ng & Hui-Chan, 2007). Σε σύγκριση με την ομάδα που συνδύαζε placebo με πρόγραμμα κατ' οίκον άσκησης, η ομάδα TENS με πρόγραμμα κατ' οίκον

άσκηση, εμφάνισε γρηγορότερη και μεγαλύτερη μείωση της σπαστικότητας του πελματιαίου καμπτήρα και βελτίωση της ροπής ραχιαίας κάμψης την δεύτερη εβδομάδα. Σε σύγκριση και με τις τρεις ομάδες, η ομάδα TENS και πρόγραμμα κατ' οίκον άσκηση, εμφάνισε σημαντικά μεγαλύτερη βελτίωση στην ταχύτητα βαδίσματος. Οι βελτιώσεις αυτού του είδους μπορούσαν να διατηρηθούν μέχρι και τέσσερις εβδομάδες μετά το πέρας της θεραπείας (Ng & Hui-Chan, 2007).

Η μέθοδος TENS στα σημεία βελονισμού μείωσε τη σπαστικότητα του πελματιαίου καμπτήρα και ενδυνάμωσε τον ραχιαίο καμπτήρα σε ασθενείς με χρόνιο εγκεφαλικό επεισόδιο (Ng & Hui-Chan, 2007). Οι πιθανοί μηχανισμοί που βρίσκονται πίσω από αυτές τις βελτιώσεις θα μπορούσαν να αποδοθούν α) στην ενδυνάμωση της προσυναπτικής αναστολής των υπερδραστήριων αντανακλαστικών έκτασης των σπαστικών μυών, β) τη μείωση στην παράλληλη σύσπασση των σπαστικών ανταγωνιστών και γ) στη διακοπή της ανασταλτικής δραστηριότητας των εθελούσιων εντολών στους κινητικούς νευρώνες των προσβεβλημένων μυών (Levin et al., 1992). Θα πρέπει να σημειωθεί πως τα ηλεκτρόδια TENS εφαρμόστηκαν στα σημεία βελονισμού που βρίσκονται στην προσθιοπλάγια όψη του κάτω άκρου που εμφάνιζε το πρόβλημα και κοντά στα νεύρα και τα αιμοφόρα αγγεία. Οι περιοχές που καλύπτονται από τα ηλεκτρόδια TENS ήταν πολύ μεγαλύτερες από εκείνες των σημείων βελονισμού και είναι πιθανόν να ερέθισαν τις περιοχές του περνιαίου νεύρου (Ng & Hui-Chan, 2007).

Τα ανωτέρω ευρήματα καθιστούν το TENS ιδιαίτερο χρήσιμο ως συμπληρωματική θεραπεία σε ένα κατ' οίκον πρόγραμμα άσκησης για ασθενείς με χρόνιο εγκεφαλικό επεισόδιο. Αυτού του είδους τα προγράμματα έχουν επιπλέον το αποτέλεσμα πως είναι αποδοτικά σε σχέση με το κόστος και εξυπηρετούν τους ασθενείς με κινητική αναπηρία (Ng & Hui-Chan, 2007).

3.8. TENS ΣΕ ΣΥΝΔΥΑΣΜΟ ΜΕ ΑΛΛΕΣ ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΕΣ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΕΙΣ

Στη μελέτη των Ozer et al. (2006) διαπιστώθηκε πως η συνδυασμένη χρήση και ναρθήκων είναι πιο αποτελεσματική από καθεμιά από τις δυο αυτές μεθόδους όταν εφαρμόζεται από μόνη της. Το 2005, οι Carda και Molteni έδειξαν πως οι ασθενείς που υποβάλλονταν σε μια θεραπεία με αυτοκόλλητη ταινία και βοτουλινική

τοξίνη παρουσίασαν μεγαλύτερη μείωση της σπαστικής υπερτονίας, σε σύγκριση με εκείνους που υποβλήθηκαν σε θεραπεία με TENS μετά από θεραπεία με βοτουλινική τοξίνη. Σε μια άλλη μελέτη, τα θεραπευτικά αποτελέσματα της μεθόδου TENS για τη θεραπεία της σπαστικότητας σε ασθενείς με πολλαπλή σκλήρυνση συγκρίθηκαν με εκείνα από τη χορήγηση βακλοφαίνης (baclofen) από το στόμα. Οι ερευνητές υποστήριξαν πως η μέθοδος TENS μπορεί να εφαρμοστεί συμπληρωματικά με την ιατρική αγωγή για την διαχείριση της σπαστικότητας (Aydin et al., 2005).

ΤΕΤΑΡΤΟ ΚΕΦΑΛΑΙΟ

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Υπάρχουν πολλές θεραπευτικές μέθοδοι για την αντιμετώπιση της σπαστικότητας όπως π.χ. η λήψη φαρμάκων από το στόμα, η νευρόλυση, θεραπεία με ενδοραχιαία έγχυση βακλοφαίνης μέσω εμφυτευμένης αντλίας και το χειρουργείο. Όλοι αυτοί οι μέθοδοι εφαρμόζονται με στόχο τη μείωση της σπαστικότητας ή την αντιμετώπιση των συσπάσεων μετά από σπαστικότητα. Πέρα από αυτές τις μεθόδους θεραπείας, ο ηλεκτρικός ερεθισμός περιορίζει τη σπαστικότητα. Μπορεί να ρυθμίσει την ένταση της παρέμβασης και, κατά συνέπεια, την ένταση και του αποτελέσματος. Αυτό συνεπάγεται επίσης πως η σπαστικότητα μπορεί να ρυθμιστεί αντί να εξαλειφτεί εξολοκλήρου. Ένα ακόμη πλεονέκτημα της ηλεκτρικού ερεθισμού είναι η τοπική εφαρμογή. Η λήψη φαρμάκων από το στόμα, από την άλλη, θα επηρεάσει τον τόνο σε όλους τους μυς του σώματος. Τα οφέλη του λειτουργικού ερεθισμού, όταν χρησιμοποιείται το ποδήλατο, είναι η αύξηση της μυϊκής δύναμης, αντοχής, καθώς και η βελτίωση της καρδιοπνευμονικής λειτουργίας. Μειονεκτήματα του ηλεκτρικού ερεθισμού είναι η ενόχληση που αισθάνεται ο ασθενής την ώρα της διέγερσης και η περιορισμένη διάρκεια του αποτελέσματος.

Μελέτες έχουν δείξει πως ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός και η μέθοδος TENS, μπορούν να βελτιώσουν την αντοχή, να περιορίσουν τη σπαστικότητα και να βελτιώσουν τις κινητικές επιδόσεις. Πολλά αναθεωρημένα άρθρα κατέληξαν στο συμπέρασμα πως η μέθοδος TENS, μπορεί να βελτιώσει το περπάτημα, τη λειτουργική ικανότητα και την κινητική λειτουργία ασθενών που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Σχολιάζουν πως χρειάζεται περαιτέρω διερεύνηση και οι μελλοντικές μελέτες θα πρέπει να χρησιμοποιήσουν καλύτερους μεθοδολογικούς ελέγχους.

Ο νευρομυϊκός ερεθισμός έχει χρησιμοποιηθεί στη θεραπεία των ασθενών μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο τις τελευταίες δεκαετίες. Αυτό περιλαμβάνει μέθοδο TENS στο περιφερικό νεύρο, ή στα σημεία βελονισμού και το λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό στα κινητικά σημεία. Ασθενείς μετά από εγκεφαλικό, στο οξύ στάδιο, που δέχτηκαν ηλεκτρικό ερεθισμό στα σημεία βελονισμού συνδυαστικά με την κλασική θεραπεία αποκατάστασης, αναρρώνουν πιο γρήγορα σε σχέση με εκείνους που λαμβάνουν την placebo διέγερση και την τυπική θεραπεία και σε σχέση με εκείνους

που λαμβάνουν μόνο την τυπική θεραπεία. Αυτά τα πρωτόκολλα διέγερσης βρέθηκαν να βελτιώνουν τη λειτουργικότητα και την κινητικότητα του κάτω άκρου σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Έμφαση δίνεται στις κλινικές επιπλοκές ηλεκτρικού ερεθισμού σε ασθενείς με σπαστικότητα και διαταραχή των κινητικών λειτουργιών. Παρόλο που τα ευρήματα δείχνουν πως ο ηλεκτρικός ερεθισμός, μπορεί να μειώσει τη σπαστικότητα αποτελεσματικά και συνεπώς μπορεί να συντελέσει στην αποκατάσταση των κινητικών επιδόσεων, οι μελέτες δεν πραγματοποιούν καμία αξιολόγηση της λειτουργικής δραστηριότητας μετά το θεραπευτικό πρωτόκολλο. Επομένως, φαίνεται πως χρειάζεται περαιτέρω μελέτη για την διερεύνηση της βελτίωσης της κινητικής λειτουργίας μετά από ηλεκτρικό ερεθισμό.

Εξήντα λεπτά διέγερσης TENS (0,25 ms, 100 Hz, 15mA) υψηλής συχνότητας και μικρής έντασης που εφαρμόστηκε στο νεύρο που τροφοδοτεί τον ραχιαίο καμπτήρα, επέφερε σημαντική μείωση της σπαστικότητας στους πελματιαίους καμπτήρες μυς. Αυτή η βελτίωση δεν παρατηρήθηκε στην ομάδα placebo TENS. Στην παρούσα μελέτη, συγκεντρώθηκαν στοιχεία που αποδεικνύουν πως το TENS μπορεί άμεσα να ανακουφίσει την κλινική σπαστικότητα σε ασθενείς με τραυματισμό στη σπονδυλική στήλη. Παρ' όλα αυτά, είναι απαραίτητο να γίνουν στο μέλλον έρευνες που θα διαθέτουν μεγαλύτερο μέγεθος δείγματος και θα διερευνούν τα μακροχρόνια αποτελέσματα του TENS στη μείωση της σπαστικότητας σε ασθενείς που έχουν τραυματιστεί στην σπονδυλική στήλη.

Το TENS μπορεί να βελτιώσει την αποτελεσματικότητα των ασκήσεων που στοχεύουν στη βελτίωση της ικανότητας βαδίσματος σε άτομα με ημιπληγία λόγω εγκεφαλικού επεισοδίου. Συνδυασμός εξήντα λεπτών TENS (100 Hz, 0,2 ms) με ασκήσεις που έχουν στόχο τη βελτίωση του βαδίσματος είναι σε γενικές γραμμές πιο αποτελεσματικός από τις άλλες παρεμβάσεις σε ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο. Ασθενείς που υποβάλλονταν σε συνδυασμό TENS και άσκηση, κατά μέσο όρο, κάλυπταν σημαντικά μεγαλύτερη απόσταση κατά την διάρκεια του τεστ βαδίσματος έξι λεπτών (από την 2η εβδομάδα και μετά), επιδείκνυαν επίσης την μεγαλύτερη αύξηση στην ταχύτητα βαδίσματος και μείωναν τις τιμές των αποτελεσμάτων χρόνου TUG.

Σε ασθενείς με χρόνιο εγκεφαλικό, 20 συνεδρίες ενός κατ' οίκον προγράμματος που συνδυάζε TENS (100 Hz , 0,2 ms) και πρόγραμμα κατ' οίκον άσκησης, μείωναν τη σπαστικότητα του πελματιαίου καμπτήρα, βελτίωναν την ισχύ του ραχιαίου και του πελματιαίου καμπτήρα και αύξανε την ταχύτητα του βαδίσματος

πολύ περισσότερο από την εφαρμογή της TENS μεμονωμένα, του placebo σε συνδυασμό με κατ' οίκον πρόγραμμα άσκησης ή καμία θεραπεία. Η βελτίωση της σπαστικότητας μπορούσε να διατηρηθεί έως και τέσσερις εβδομάδες μετά το πέρας της θεραπείας.

Συγκεντρώνοντας τα ανωτέρω στοιχεία διαπιστώνεται ότι θετική επίδραση στη μείωση σπαστικότητας έχει η χρήση συχνοτήτων 99-100 Hz. Ο χρόνος εφαρμογής ερεθισμού υψηλής συχνότητας TENS κυμαίνεται περίπου 45-60 λεπτά. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται: α) πάνω στους ανταγωνιστές μυς των σπαστικών μυών, β) πάνω στους σπαστικού μυς, γ) πάνω στα νεύρα που τροφοδοτούν τους σπαστικούς μυς και δ) στα σημεία πυροδότησης ή σημεία βελονισμού. Συνδυασμός TENS και άσκηση έδειξαν ότι έχει πολύ καλό αποτέλεσμα.

BIBΛIOΓPAΦIA

Αρθρογραφία

- **Ada L., Dean C.M., Hall J.M., Bampton J., Crompton S., (2003).** A treadmill and over ground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo controlled, randomized trial. Arch Phys Med Rehabil. 84: 1486-1491.
- **Adams M.M., Hicks A.L., (2005).** Spasticity after spinal cord injury. Spinal Cord. 43: 577-586.
- **Alon G., Ring H., (2003).** Gait and hand function enhancement following training with a multi-segment hybrid-orthosis stimulation system in stroke patients. J Stroke Cerebrovasc Dis. 12: 209-216.
- **Apkarian J.A., Naumann S., (1991).** Stretch reflex inhibition using electrical stimulation in normal subjects and subjects with spasticity. J Biomed Eng. 13: 67-73.
- **Asanuma H., Pavildes C., (1997).** Neurobiological basis of motor learning in mammals. Neuroreport. 8: 1-4.
- **Aydin G., Tomruk S., Keles I., Demir S.O., Orkun S., (2005).** Transcutaneous electrical nerve stimulation versus baclofen in spasticity: clinical and electrophysiologic comparison. Am J Phys Med Rehabil. 84: 584-592.
- **Bakhtiary A.H., Fatemy E., (2008).** Does electrical stimulation reduce spasticity after stroke? A randomized controlled study. Clin Rehabil 2008 22: 418-425.
- **Barett 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. Multiple Sclerosis. 15: 493-504.
- **Bocker B., Smolenski U.C., (2003).** Training by EMG-triggered electrical muscle stimulation in hemiparesis. Phys Med Rehab Kuror. 13: 139-144.
- **Bogataj U., Gros N., Kljajic M., Acimovic R., Malezic M., (1995).** The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: a comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy. Phys Ther. 75: 490-502.
- **Bogataj U., Gros N., Malezic M., Kelih B., Klkajic M., Acimovic R., (1989).** Restoration of gait during two to three weeks of therapy with multichannel electrical stimulation. Phys Ther. 1989;69:319-327.

- **Burridge J.H., McLellan D.L., (2000).** Relation between abnormal patterns of muscle activation and response to common peroneal nerve stimulation in hemiplegia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 69: 353-361.
- **Capaday C., Lavoie B.A., Comeau F., (1995).** Differential effects of a flexor nerve input on the human soleus H-reflex during standing versus walking. *Can J Physiol Pharmacol.* 73: 436-449.
- **Carda S., Molteni F., (2005).** Taping versus electrical stimulation after botulinum toxin type A injection for wrist and finger spasticity. A case-control study. *Clin Rehabil.* 19: 621-626.
- **Carroll D., Tramer M., McQuay H., et al., (1996).** Randomization is important in studies with pain outcomes: systematic review of transcutaneous electrical nerve stimulation in acute postoperative pain. *Br J Anaesth.* 77: 798-803.
- **Chae J., (2003).** Neuromuscular electrical stimulation for motor relearning in hemiparesis. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 14(Suppl1): 93-109.
- **Chen S.C., Chen Y.L., Chen C.J., Lai C.H., Chiang W.H., Chen W.L., (2005).** Effects of surface electrical stimulation on the muscle-tendon junction of spastic gastrocnemius in stroke patients. *Disabil Rehabil.* 27: 105-110.
- **Chung B.P.H., Cheng B.K.K., (2010).** Immediate effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on spasticity in patients with spinal cord injury. *Clinical Rehabilitation.* 24: 202-210.
- **Classen J., Liepert J., Wise S.P., Hallett M., Cohen L.G., (1998).** Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. *J Neurophysiol.* 79: 1117-1123.
- **Crone C., Nielsen J., (1989).** Methodological implications of the post activation depression of the soleus H-reflex in man. *Exp Brain Res.* 78: 28-32.
- **Crone C., Nielsen J., Petersen N., Ballegaard M., Hultborn H., (1996).** Disynaptic reciprocal inhibition of ankle extensors in spastic patients. *Brain.* 117: 1161-1168.
- **Dimitrijevic M.M., Soroker N., (1994).** Mesh-glove. 2. Modulation of residual upper limb motor control after stroke with whole-hand electric stimulation. *Scand J Rehabil Med.* 26: 187-190.
- **Dimitrijevic M.M., Stokic D.S., Wawro A.W., Wun C.C., (1996).** Modification of motor control of wrist extension by mesh-glove electrical afferent stimulation in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 77: 252-258.

- **Embrey D.G., Holtz S.L., Alon G., Brandsma B.A., McCoy S.W., (2010).** Functional electrical stimulation to dorsiflexors and plantarflexors during gait to improve walking in adults with chronic hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 91: 687-696.
- **Everaert D.G., Thompson A.K., Chong S.L., Stein R.B., (2010).** Does functional electrical stimulation for foot drop strengthen corticospinal connections? *Neurorehabil Neural Repair.* 24: 168-177.
- **Evetovich T.K., Nauman N.J., Conley D.S., Todd J.B., (2003).** Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. *J Strength Cond Res.* 17: 484-488.
- **Flansbjerg U.B., Holmback A.M., Downham D., Patten C., Lexell J., (2005).** Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil Med,* 37: 75-82.
- **Gaft P.G., Kotlik B.A., Slivko E.I., Shevchenko L.A., (1994).** The weakening of the inhibition of the H-reflex in patients who have had a stroke and its relation to spasticity of the skeletal musculature. *Zh Nevropatol Psikhiatr Im S S Korsakova.* 94: 16-17.
- **Glanz M., Klawansky S., Stason W., Berkey C., Chalmers T.C., (1996).** Functional electrostimulation in poststroke rehabilitation: a metaanalysis of the randomized controlled trials. *Arch Phys Med Rehabil.* 77: 549-553.
- **Goulet C., Arsenault A.B., Bourbonnais D., et al., (1996).** Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on H-reflex and spinal spasticity. *Scand J Rehabil Med.* 28: 169-176.
- **Hardy K., Suever K., Sprague A., Hermann V., Levine P., Page S.J., (2010).** Combined bracing, electrical stimulation, and functional practice for chronic, upper-extremity spasticity. *Am J Occup Ther.* 64: 720-726.
- **Hazlewood M.E., Brown J.K., Rowe P.J., Salter P.M., (1994).** The use of therapeutic electrical stimulation in the treatment of hemiplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 36: 661-673.
- **Hendricks H.T., van Limbeek J., Geurts A.C., Zwarts M.J., (2002).** Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature. *Arch Phys Med Rehabil.* 83: 1629-1637.

- **Hultborn H., Illert M., Nielsen J., Paul A., Ballegaard M., Wiese H., (1996).** On the mechanism of the post-activation depression of the H-reflex in human subjects. *Exp Brain Res.* 108: 450-462.
- **Janssen T.W., Beltman J.M., Elich P., et al., (2008).** Effects of electric stimulation-assisted cycling training in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 89: 463-469.
- **Kern H, Carraro U., Adami N., Hofer C., Loeffler S., Vogelauer M., et al., (2010).** One year of home based daily FES in complete lower motor neuron paraplegia: recovery of tetanic contractility drives the structural improvements of denervated muscle. *Neurol Res.* 32: 5-12.
- **Kottink A.I., Hermens H.J., Nene A.V., Tenniglo M.J., et al., (2007).** A randomized controlled trial of an implanted 2-channel peroneal nerve stimulator on walking speed and activity in poststroke hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 88: 971-978.
- **Kottink A.I., Oostendorp L.J., Buurke J.H., Nene A.V., Hermens H.J., IJzerman M.J., (2004).** The orthotic effect of functional electrical stimulation on the improvement of walking in stroke patients with a dropped foot: a systematic review. *Artif Organs.* 28: 577-586.
- **Koyuncu E., Nakipoglu-Yüzer G.F., Dogan A., Özgirgin N., (2010).** The effectiveness of functional electrical stimulation for the treatment of shoulder subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients: a randomized controlled trial. *Disabil Rehabil.* 32: 560-566.
- **Krause P., Szecsi J., Straube A., (2008).** Changes in spastic muscle tone increase in patients with spinal cord injury using functional electrical stimulation and passive leg movements. *Clin Rehabil* 2008. 22: 627-634.
- **Kwakkel G., Wagenaar R.C., Koelman T.W., Lankhorst G.J., Koetsier C., (1997).** Effects of intensity of rehabilitation after stroke. *Stroke.* 28: 1150-1156.
- **Laufer Y., Hausdorff J.M., Ring H., (2009).** Effects of a foot drop neuroprosthesis on functional abilities, social participation and gait velocity. *Am J Phys Med Rehabil.* 88: 14-20.
- **Levin M.F., Hui-Chan C.W.Y., (1992).** Relief of hemiparetic spasticity by transcutaneous electrical nerve stimulation is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephal Clin Neurophysiol.* 85: 131-142.

- **Mirbagheri M.M., Ladouceur M., Barbeau H., Kearney R.E., (2002).** The effects of long-term FES-assisted walking on intrinsic and reflex dynamic stiffness in spastic spinal-cord-injured subjects. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 10: 280-289.
- **Nelles G., Spiekermann G., Jueptner M., Leonhardt G., Muller S., Gerhard H., Diener C., (1999).** Reorganization of sensory and motor system in hemiplegic stroke patients: a positron emission tomography study. *Stroke.* 30: 1510-1516.
- **Newsam C.J., Baker L.L., (2004).** Effect of an electric stimulation facilitation program on quadriceps motor unit recruitment after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 85: 2040-2045.
- **Ng S.S., Hui-Chan C.W., (2009).** Does the use of TENS increase the effectiveness of exercise for improving walking after stroke? A randomized controlled clinical trial. *Clin Rehabil.* 23: 1093-1103.
- **Ng S.S.M., Hui-Chan C.W.Y., (2007).** Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation combined with task-related training improves lower limb functions in subjects with chronic stroke. *Stroke.* 38: 2953-2959.
- **Nielsen J.F., Andersen J.B., Barbeau H., Sinkjær T., (1998).** Input-output properties of the soleus stretch reflex in spastic stroke patients and healthy subjects during walking. *NeuroRehabil.* 10: 151-166.
- **Okuma Y., Mizuno Y., Lee R.G., (2002).** Reciprocal Ia inhibition in patients with asymmetric spinal spasticity. *Clin Neurophysiol.* 113: 292-297.
- **Ottenbacher K.J., Jannell S., (1993).** The results of clinical trials in stroke rehabilitation research. *Arch Neurol.* 50: 37-44.
- **Ozer K., Chesher S.P., Scheker LR., (2006).** Neuromuscular electrical stimulation and dynamic bracing for the management of upper-extremity spasticity in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 48: 559-563.
- **Pandyan A., Gregoric M., Barnes M., et al., (2005).** Spasticity, clinical perceptions and neurological realities and meaningful measurement. *Disabil Rehabil.* 27: 2-6.
- **Pandyan A.D., Johnson G.R., Price C.I., Curless R.H., Barnes M.P., Rodgers H., (1999).** A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth scales as measures of spasticity. *Clin Rehabil.* 13: 373-383.
- **Park J., Hopwood V., White A.R., Ernst E., (2001).** Effectiveness of acupuncture for stroke: a systematic review. *J Neurol.* 248: 558-563.

- **Peurala S.H., Pitkanen K., Sivenius J., Tarkka I.M., (2002).** Cutaneous electrical stimulation may enhance sensorimotor recovery in chronic stroke. *Clin Rehabil.* 16: 709-716.
- **Platz T., Eickhof C., Nuyens G., Vuadens P. (2005).** Clinical scales for the assessment of spasticity, associated phenomena, and function: a systematic review of the literature. *Disabil Rehabil.* 27: 7-18.
- **Podsiadlo D., Richardson S., (1991).** The timed Up & Go: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 39: 142-148.
- **Price C.I.M., Pandyan A.D., (2008).** Electrical stimulation for preventing and treating poststroke shoulder pain. *Cochrane Database Syst Rev.* CD001698.
- **Robbins S.M., Houghton P.E., Woodbury M.G., (2006).** The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: A Meta-Analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 87: 853-859.
- **Sabut S.K., Sikdar C., Kumar R., Mahadevappa M., (2011).** Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: Effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehabilitation.* 29: 393-400.
- **Schuhfried O., Crevenna R., Fialka-Moser V., Paternostro-Sluga T., (2012).** Non-invasive neuromuscular electrical stimulation in patients with central nervous system lesions: an educational review. *J Rehabil Med.* 44: 99-105.
- **Shin H.K., Cho S.H., Jeon H.S., Lee Y.H., Song J.C., Jang S.H., et al., (2008).** Cortical effect and functional recovery by the electromyography triggered neuromuscular stimulation in chronic stroke patients. *Neurosci Lett.* 442: 174–179.
- **Sinkjær T. (1997).** Muscle, reflex and central components in the control of the ankle joint in healthy and spastic man. *Acta Neurol Scand Suppl.* 96: 1-28.
- **Skold C., Lonn L., Harms-Ringdahl K., Hultling C., et al., (2002).** Effects of functional electrical stimulation training for six months on body composition and spasticity in motor complete tetraplegic spinal cord-injured individuals. *J Rehabil Med.* 34: 25-32.
- **Sonde L., Bronge L., Kalimo H., Viitanen M., (2001).** Can the site of brain lesion predict improved motor function after low-TENS treatment on the post-stroke paretic arm? *Clin Rehabil.* 15: 545-551.

- **Sonde L., Kalimo H., Viitanen M., (2000).** Stimulation with high-frequency TENS-effects on lower limb spasticity after stroke. *Adv Physiother.* 2: 183-187.
- **Stanic U., Acimovic-Janezic R., Gros N., Trnkoczy A., Bajd T., (1978).** Multichannel electrical stimulation for correction of hemiplegic gait. *Scand J Rehabil Med.* 10: 75-92.
- **Stein R.B., Yang J.F., Belanger M., Pearson K.G., (1993).** Modification of reflexes in normal and abnormal movements. *Prog Brain Res.* 97: 189-196.
- **Tekeoolu Y., Adak B., Goksoy T., (1998).** Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on Barthel Activities of Daily Living (ADL) index score following stroke. *Clin Rehabil.* 12: 277-280.
- **Tinazzi M., Zarattini S., Valeriani M., et al., (2005).** Long-lasting modulation of human motor cortex following prolonged transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) of forearm muscles: evidence of reciprocal inhibition and facilitation. *Exp Brain Res.* 161: 457-464.
- **van der Salm A., Veltink P.H., IJzerman M.J., Groothuis-Oudshoorn K.C., Nene A.V., Hermens H.J., (2006).** Comparison of electric stimulation methods for reduction of triceps surae spasticity in spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 87: 222-228.
- **van Lewinsky F., Hofer S., Kaus J., Merboldt K.D., Rothkegel H., Schweizer R., et al., (2009).** Efficacy of EMG-triggered electrical arm stimulation in chronic hemiparetic stroke patients. *Restor Neurol Neurosci.* 27: 189-197.
- **Veltink P.H., Ladouceur M., Sinkjær T., (2000).** Inhibition of the triceps surae stretch reflex by stimulation of the deep peroneal nerve in persons With spastic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 81: 1016-1024.
- **Wang R.Y., Chan R.C., Tsai M.W., (2000).** Effects of thoraco-lumbar electric sensory stimulation on knee extensor spasticity of persons who survived cerebrovascular accident (CVA). *J Rehabil Res Dev.* 37: 73-79.
- **Ward A.B., Kadies M., (2002).** The management of pain in spasticity. *Disabil Rehabil.* 24: 443-453.
- **Weingarden H., Ring H., (2006).** Functional electrical stimulation-induced neural changes and recovery after stroke. *Eura Medicophys.* 42: 87-90.
- **Weingarden H.P., Zeilig G., Heruti R., et al., (1998).** Hybrid functional electrical stimulation orthosis system for the upper limb: effects on spasticity in chronic stable hemiplegia. *Am J Phys Med Rehabil.* 77: 276-281.

- **Wong A.M.K., Su T.Y., Tang F.T., Cheng P.T., Liaw M.Y., (1999).** Clinical trials of electrical acupuncture on hemiplegic stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 78: 117-122.
- **Yan T., Hui-Chan C.W.Y., (2009).** Transcutaneous electrical stimulation on acupuncture points improves muscle function in subjects after acute stroke: a randomized controlled trial. *J Rehabil Med.* 41: 312-316.
- **Yan T., Hui-Chan C.W.Y., Li L.S.W., (2005).** Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke. A randomized placebo-controlled trial. *Stroke.* 36: 80-85.
- **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 in patients with Stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 91: 1731-1736.

Ελληνική

- **Μπούχλα Α., Καρατζάνος Ε., Γεροβασίλη Β., Ζέρβα Ε., Νανάς Σ., (2009).** Ηλεκτρικός νευρομυϊκός ερεθισμός ως εναλλακτική μορφή άσκησης στους βαρέως πάσχοντες. *Αρχεία Ελληνικής Ιατρικής.* 26(6): 759-777).
- **Νευροχειρουργική Κλινική Πανεπιστημίου Αθηνών, (2002).** Η νευροχειρουργική αντιμετώπιση της σπαστικότητας. *Νευροχειρουργικές Εξελίξεις. Ενημερωτικό Δελτίο.* 3: 1-4.

Βιβλιογραφία

Ελληνική

- **Ρήγα Μ., Γληγόρη Σ., (2006).** *Αισθητική ηλεκτροθεραπεία.* Αθήνα: Εκδόσεις Σταμούλη, σσ. 186-187.
- **Κυριάκης Κ., Ψάλτη Κ., (2007).** *Εφαρμογή φυσικών μέσων.* Αθήνα: Έκδοση Γ'. Οργανισμός εκδόσεων διδακτικών βιβλίων, σσ. 28-29.
- **Φραγκοράπτης Ε., (2008).** *Εφαρμοσμένη ηλεκτροθεραπεία. Θεωρία και πράξη μεθόδων ηλεκτροθεραπείας.* Θεσσαλονίκη: Εκδόσεις γραφικές τέχνες Αντωνιάδης Ι. & Ψαρράς Θ. Ο.Ε., σ. 124. 130-134.
- **Βασιλόπουλος Δ., (2008).** *Νευρολογία. Επιτομή θεωρίας και πράξης.* Αθήνα: Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης, σσ. 5-6, 36-39, 74-75.
- **Κακλαμάνης Ν., Καμμάς Α., (1998).** *Η ανατομική του ανθρώπου.* Αθήνα: Εκδόσεις M-Edition, σ. 224, 241, 253, 255-256, 308.

Ξενόγλωσση

- **Tyldesley B., Grieve J.I., (1995).** *Μύες, νεύρα και κίνηση. Κινησιολογία στην καθημερινή ζωή.* , Αθήνα: Επιστημονικές Εκδόσεις "Γρ. Παρισιάνος", Μαρία Γρ. Παρισιάνου, σ. 61, 62, 63, 65-67.
- **Guyton A.C., Hall J.E., (2001).** *Φυσιολογία του ανθρώπου και μηχανισμοί των νόσων.* Αθήνα: Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισιάνου Α.Ε., σ. 534, 554.