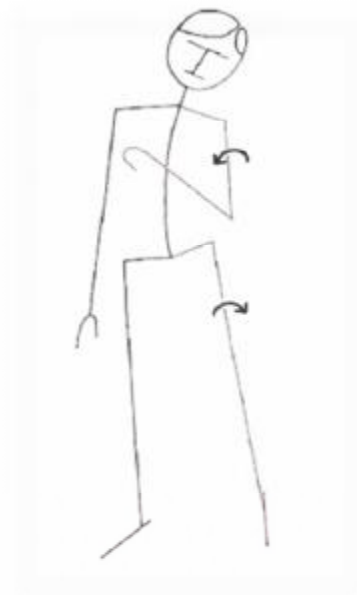


**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΩΝ**

**ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

## **ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Η εφαρμογή Λειτουργικού Ηλεκτρικού Ερεθισμού  
(FES) για τη διόρθωση της βάδισης μετά από  
Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο**



**ΣΠΟΥΔΑΣΤΡΙΕΣ**

**ΑΘΑΝΑΣΟΠΟΥΛΟΥ ΠΑΝΑΓΙΩΤΑ**

**ΝΙΚΟΛΟΠΟΥΛΟΥ ΑΓΓΕΛΙΚΗ**

**ΕΙΣΗΓΗΤΗΣ**

**ΚΑΤΣΟΥΛΑΚΗΣ**

**ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ**

**ΠΑΤΡΑ 2012**

## Περιεχόμενα

Συνοπμογραφίες .....	4
Περίληψη .....	5
1. Εισαγωγή .....	7
1.1. Το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο .....	7
1.2. Τύποι ΑΕΕ .....	8
1.3. Επιδημιολογία ΑΕΕ .....	11
1.4. Παράγοντες κινδύνου πρόκλησης ΑΕΕ .....	12
1.5. Κλινική εικόνα ημιπληγικού ασθενούς .....	15
1.6. Αντιμετώπιση ΑΕΕ .....	18
2. Πτώση άκρου ποδός (foot drop) .....	23
2.1. Ο κύκλος βάρδισης στην πτώση άκρου ποδός .....	25
2.2. Στάδια βελτίωσης της βάρδισης μετά από ΑΕΕ .....	27
2.3. Κατηγοριοποίηση της βάρδισης μετά από εγκεφαλικό .....	29
2.4. Αποκατάσταση της βάρδισης μετά από εγκεφαλικό .....	32
2.5. Κλασικές φυσιοθεραπευτικές τεχνικές αποκατάστασης βάρδισης.....	35
2.6. Ρομποτικές συσκευές .....	36
2.7. Ορθωτικές συσκευές .....	37
3. Λειτουργικός Ηλεκτρικός Ερεθισμός (FES) .....	38
3.1. Ορισμός .....	38
3.2. Ιστορική αναδρομή .....	39
3.3. Πρωτόκολλο της μεθόδου FES .....	42
3.4. Εφαρμογή FES σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό .....	45
3.5. Λόγοι για τους οποίους οι ασθενείς επιλέγουν τη μέθοδο .....	47
3.6. Νευροφυσιολογία του ηλεκτρικού ερεθισμού .....	48

3.7. Φυσικές αρχές του Ηλεκτρικού Νευρομυϊκού Ερεθισμού .....	52
3.8. Παράμετροι εφαρμογής του ηλεκτρικού ερεθισμού .....	70
3.9. Αποτελέσματα από τη χρήση FES .....	83
3.10. Μελέτες για την αποτελεσματικότητα της μεθόδου .....	84
3.11. Νέα ευρήματα για πιθανές βελτιώσεις στη λειτουργία της μεθόδου .....	88
3.12. Υποβοήθηση ποδηλασίας με FES (FES cycling) .....	90
3.13. Διάδρομος με FES .....	93
3.14. Σύστημα BCI-FES .....	96
3.15. Μοντέλο εμφυτεύσιμου FES .....	98
3.16. Εφαρμογή FES σε δύο τύπους μυών .....	99
3.17. Μύες που διεγείρονται κατά τον FES- αποσαφηνίσεις .....	100
3.18. Η διάρκεια επίδρασης της μεθόδου FES .....	102
3.19. Αντιλογίες .....	105
Επίλογος .....	106
Βιβλιογραφία.....	108

## **Συνομογραφίες**

AEE = Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο

FES = Functional Electrical Stimulation ή Λειτουργικός Ηλεκτρικός Ερεθισμός

ΠΟΥ = Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας

ΠΠΕ = Παροδικό Ισχαιμικό Επεισόδιο

BFB = Biofeedback

AFO = Ankle – Foot Orthosis

EMG = Electromyogram ή Ηλεκτρομυογράφημα

ODFS = Odstock Functional Electrical Stimulation

BCI-FES = Brain Computer Interface Functional Electrical Stimulation

HNME = Ηλεκτρικός Νευρομυϊκός Ερεθισμός

## Περίληψη

Το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο ανήκει στα μείζονα προβλήματα δημόσιας υγείας και αποτελεί παγκοσμίως την τρίτη αιτία θανάτου μετά τα καρδιακά νοσήματα και τον καρκίνο. Έχει δε κοινωνικό, οικογενειακό και οικονομικό αντίκτυπο, λόγω της χρόνιας ανικανότητας που προκαλεί στους πάσχοντες. Ταξινομείται ανάλογα με την παθογένεια του σε αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο αιμορραγικού και ισχαιμικού τύπου. Το 15-20% των ΑΕΕ είναι αιμορραγικού τύπου και περίπου το 80-85% ισχαιμικού τύπου.

Για την Ελλάδα, επιδημιολογικές μελέτες αποδεικνύουν ότι ο αριθμός των ατόμων με διαγνωσθέν ΑΕΕ ετησίως αγγίζει τους 310/100.000 για ασθενείς 45-85 ετών.

Οι παράγοντες πρόκλησης του εγκεφαλικού επεισοδίου ταξινομούνται σε τροποποιήσιμους (όπως αρτηριακή πίεση, σακχαρώδης διαβήτης, υπερλιπιδαιμία, κάπνισμα) και μη τροποποιήσιμους (όπως ηλικία, φύλο, εποχή, κλίμα).

Μια πολύ συνηθισμένη κινητική διαταραχή που περιγράφεται στο ΑΕΕ και προκαλεί προβλήματα στη βάδιση είναι η «πτώση πέλματος». Ουσιαστικά είναι η δυσκολία ανύψωσης του πέλματος και των δακτύλων του ποδιού όταν κάποιος προσπαθεί να σηκώσει και να φέρει το πόδι του εμπρός από το άλλο κατά τη βάδιση. Προκαλείται συνήθως από αδυναμία των μυών και νεύρων που είναι υπεύθυνα για να ανασηκώσουν το πέλμα ή/και από σπαστικότητα των μυών της γάμπας. Έχει σαν αποτέλεσμα να σέρνεται το πόδι στο έδαφος και να σκοντάφτει το άτομο πιο εύκολα.

Σήμερα, η αποκατάσταση της βάδισης βασίζεται περισσότερο σε φυσιοθεραπευτικές παρεμβάσεις. Κάποιες από τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται είναι οι εξής: μέθοδος Bobath, Peto, μέθοδος Brunnström, ιδιοδέκτρια νευρομυϊκή διευκόλυνση, μέθοδος Vojta, Rood, Perfetti, Affolter και μέθοδος Ayres.

Για την υποβοήθηση του ατόμου με ημιπληγία και δυσκολία στη βάδιση χρησιμοποιούνται μεταξύ άλλων και ορθωτικές συσκευές ενώ έδαφος έχει αρχίσει να κερδίζει και η χρήση ρομποτικών συσκευών στην αποκατάσταση της βάδισης.

Ο Λειτουργικός Ηλεκτρικός Ερεθισμός (FES) είναι η χρήση μικρών ηλεκτρικών ερεθισμάτων για τη διέγερση μυών που δεν λειτουργούν λόγω αδυναμίας-παράλυσης από νευρική βλάβη.

Υπολογίζεται πως περίπου 20% των ανθρώπων που υπέστησαν αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο υποφέρουν από πτώση πέλματος και 80% εξ αυτών θα μπορούσαν να επωφεληθούν από τον Λειτουργικό Ηλεκτρικό Ερεθισμό.

Ο μυς που συνήθως διεγείρεται στο πρόβλημα της πτώσης πέλματος είναι ο «πρόσθιος κνημιαίος». Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση δύο αυτοκόλλητων επιδερμικών ηλεκτροδίων που τοποθετούνται κάτω από το γόνατο. Ο ειδικός διακόπτης πέλματος που τοποθετείται μέσα στο υπόδημα, κάτω από την πτέρνα, ενεργοποιεί τον ηλεκτροδιεγέρτη τη στιγμή που ελαττώνεται το βάρος στο πάσχον πόδι, όταν δηλαδή προσπαθεί το άτομο να κάνει βήμα (έναρξη της «φάσης αιώρησης»), και διακόπτει τη διέγερση όταν το άτομο βάζει πάλι βάρος στο πάσχον πόδι (έναρξη της «φάσης στήριξης»), ώστε να μπορέσει να κάνει βήμα με το υγιές πόδι.

Η μέθοδος FES έχει διεγείρει το ενδιαφέρον των ερευνητών τα τελευταία χρόνια. Πολλές μελέτες μαρτυρούν την αποδοτικότητα της συσκευής στην αποκατάσταση της λειτουργίας της βάδισης αναφέροντας κυρίως ότι με τη χρήση της μεθόδου FES αυξάνεται η ταχύτητα βάδισης των ασθενών. Επιπλέον μελέτες διεξάγονται για την βελτίωση των παραμέτρων της εφαρμογής και μετέπειτα της απόδοσης της μεθόδου FES.

Νέες πιλοτικές έρευνες περιγράφουν τη δημιουργία ενός εμφυτεύσιμου μοντέλου διεγέρτη. Ο διεγέρτης αποτελείται από ένα πομπό που εφαρμόζεται εξωτερικά και έναν εμφυτευμένο δέκτη στο κάτω άκρο, πάνω και πλευρικά από το γόνατο. Ο δέκτης συνδέεται με ηλεκτρόδια που τοποθετούνται κάτω από το επινεύριο των βαθύτερων και επιφανειακών περνιαίων νεύρων.

Ωστόσο, οι αντιλογίες δεν λείπουν. Κάποιοι ερευνητές και κλινικοί πιστεύουν πως η μέθοδος από μόνη της δεν επιφέρει αξιόλογη δράση αποκατάστασης στον ημιπληγικό ασθενή με δυσκολία στη βάδιση.

## 1. Εισαγωγή

### 1.1 Το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο

Το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (ΑΕΕ) ανήκει στα μείζονα προβλήματα δημόσιας υγείας και αποτελεί παγκοσμίως την τρίτη αιτία θανάτου μετά τα καρδιακά νοσήματα και τον καρκίνο. Ευθύνεται για ένα μεγάλο ποσοστό πρόκλησης αναπηρίας από τις νόσους του κεντρικού νευρικού συστήματος.

Κάθε χρόνο, σύμφωνα με στοιχεία από την Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας (Π.Ο.Υ.) πεθαίνουν παγκοσμίως 5,5 εκατομμύρια άνθρωποι λόγω εγκεφαλικών επεισοδίων. Περίπου το 10% από όσους θα επιζήσουν του επεισοδίου θα επανακτήσουν τις ικανότητές τους για αυτοεξυπηρέτηση.

Η Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας ορίζει ως αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο *«κάθε βλάβη του εγκεφαλικού ιστού ή του νωτιαίου μυελού που προκαλείται από διαταραχή στην παροχή αίματος και στην οποία υπάρχει αιφνίδια έναρξη συμπτωμάτων»*. Το ΑΕΕ δεν αποτελεί ειδική πάθηση αλλά συνδυασμό κλινικών εκδηλώσεων, όπου «νοσούν» τα εγκεφαλικά αγγεία χαρακτηρίζεται από παροδική διακοπή της εγκεφαλικής αιματικής ροής.

Παρότι, το ΑΕΕ περιγράφηκε για πρώτη φορά από τον Ιπποκράτη, ο οποίος εξέφρασε τις απόψεις του για την πρόγνωση και το αποτέλεσμα της ασθένειας, η βαθύτερη κατανόηση και αναγνώριση του είδους και του μεγέθους της βλάβης συντελέστηκε μόλις στα μέσα του 19<sup>ου</sup> αιώνα και στις αρχές του 20<sup>ου</sup> αιώνα, όταν άρχισε να πραγματοποιείται συστηματικότερη μελέτη των αγγείων του εγκεφάλου μέσω της αξονικής και της μαγνητικής απεικόνισης.

Είναι πλήρως τεκμηριωμένο, ότι το ΑΕΕ έχει κοινωνικό, οικογενειακό και οικονομικό αντίκτυπο, λόγω της χρόνιας ανικανότητας που προκαλεί στους πάσχοντες, η οποία επιδρά αρνητικά όχι μόνο στον ίδιο τον ασθενή αλλά και στο περιβάλλον του. Ο ασθενής μετά την έξοδο του από το νοσοκομείο είναι εξαρτημένος σε μικρό ή μεγάλο βαθμό συνήθως από το οικογενειακό του περιβάλλον, το οποίο επιβαρύνεται την φροντίδα του. Ο βαθμός ανικανότητας του ασθενή ποικίλλει ανάλογα με το είδος του εγκεφαλικού επεισοδίου και τη δυνατότητα αποκατάστασης.

Πολλές φορές η πλήρης θεραπεία του ΑΕΕ καθίσταται σχεδόν αδύνατη και ο ασθενής αναγκάζεται να απέχει από την εργασία του, γεγονός που έχει αρνητικές επιπτώσεις στην ψυχική του υγεία. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, οι ασθενείς μετά από ένα ΑΕΕ παρουσιάζουν κυρίως κατάθλιψη, σε ποσοστό από 20-63%.

Τέλος, εκτός από το κοινωνικό και οικονομικό κόστος, οι συχνές επανεισαγωγές των ασθενών με ΑΕΕ στο νοσοκομείο όπως και η νοσηλεία τους για μακρύ χρονικό διάστημα συνεπάγονται οικονομικό πρόβλημα για τα περισσότερα κράτη.

## **1.2 Τύποι ΑΕΕ**

Το ΑΕΕ ταξινομείται ανάλογα με την παθογένεια του σε ΑΕΕ αιμορραγικού και ισχαιμικού τύπου. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, το 15-20% των ΑΕΕ είναι αιμορραγικού τύπου και περίπου το 80-85% ισχαιμικού τύπου, εκ των οποίων περίπου τα 2/3 των εγκεφαλικών επεισοδίων είναι αθηροθρομβωτικά. Το 35% των ασθενών που εμφάνισαν ισχαιμικό επεισόδιο μπορεί να επαναπροσβληθούν τα επόμενα 5 χρόνια (Braunwald 2001).

Το ΑΕΕ *αιμορραγικού* τύπου προκαλείται από ρήξη ενός αιμοφόρου αγγείου που έχει ως αποτέλεσμα την αποδέσμευση μεγάλης ποσότητας αίματος εντός του κρανίου (αιμορραγία) και οδηγεί σε νέκρωση του εγκεφαλικού ιστού (Εικόνα 1). Η έναρξη του είναι αιφνίδια και παρατηρείται αύξηση της ενδοκράνιας πίεσης επειδή απωθείται η εγκεφαλική μάζα (Carplan 2000). Ο τύπος αυτός του εγκεφαλικού συνοδεύεται από υψηλό ποσοστό θνησιμότητας και είναι πιο πιθανό να λάβει χώρα σε νεώτερης ηλικίας ανθρώπους.

Το ΑΕΕ *ισχαιμικού* τύπου δηλ., η μείωση της ροής του αίματος προς μια περιοχή του εγκεφάλου μπορεί να είναι αποτέλεσμα διαφορετικής αιτιολογίας. Η ισχαιμία προκαλεί προσωρινή ή μόνιμη βλάβη του εγκεφαλικού ιστού και μπορεί να προκληθεί από τρεις διαφορετικούς μηχανισμούς: τη θρόμβωση, την εμβολή και τη συστηματική πτώση της αρτηριακής πίεσης. Παρότι, το ισχαιμικό επεισόδιο αποτελεί το πιο συνηθισμένο τύπο ΑΕΕ, εντούτοις η αιτιοπαθολογία του διαφέρει. Όμως, κοινός παράγοντας όλων των διαφορετικών τύπων των ισχαιμικών επεισοδίων είναι,



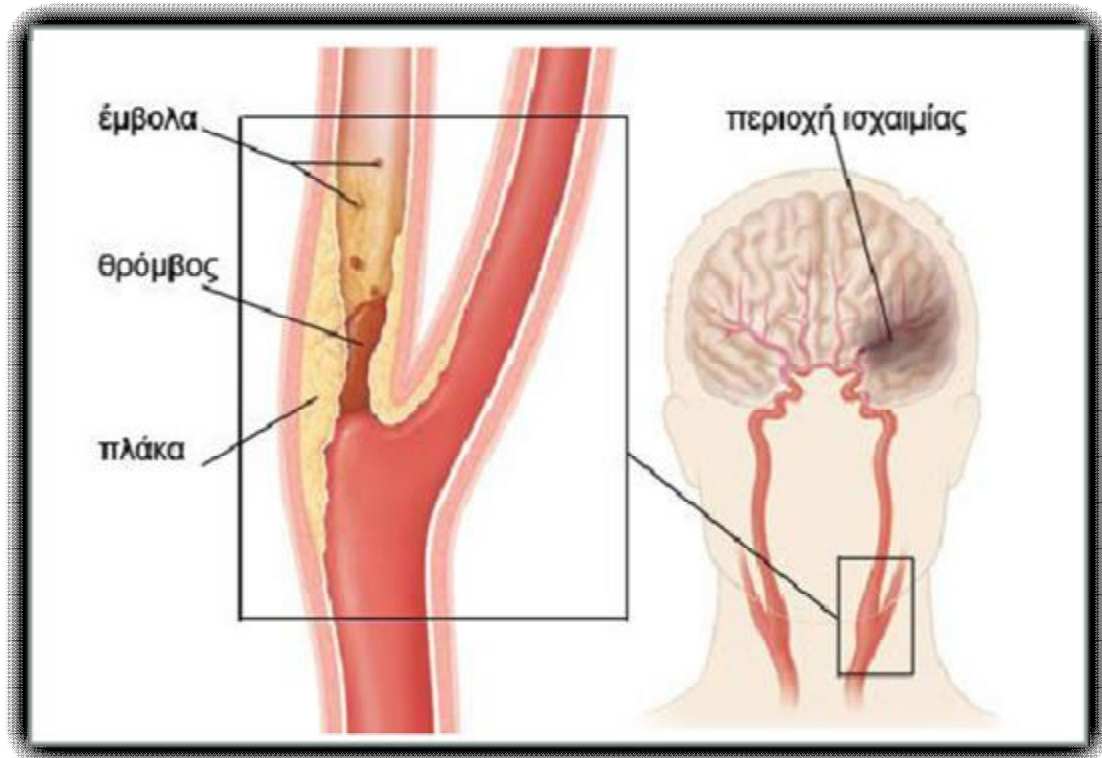
ότι η αιτία της βλάβης και η ανοξία του ιστού, προκαλείται από την διακοπή της εγκεφαλικής συστηματικής ροής (Μυλωνάς 1996, Παπαγεωργίου 1993).



**Εικόνα 1:** Αιμορραγικό αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο  
Καναδικό Ίδρυμα Καρδιακών και Εγκεφαλικών Επεισοδίων

Πιο συγκεκριμένα, το ισχαιμικό εγκεφαλικό επεισόδιο ξεκινά με τον αποκλεισμό ενός αιμοφόρου αγγείου στον εγκέφαλο. Περίπου το 50% όλων των επεισοδίων προκαλείται από θρόμβωση εγκεφαλικού αγγείου, δηλαδή από σχηματισμό ενός θρόμβου στα τοιχώματα μιας εγκεφαλικής αρτηρίας, εμποδίζοντας με τον τρόπο αυτό την διέλευση του αίματος και κατά συνέπεια οξυγόνου στον εγκέφαλο. Το υπόλοιπο ποσοστό των ισχαιμικών επεισοδίων προκαλείται από αγγειακό εμβολισμό όταν αποφρακτικό υλικό (συνήθως ένας θρόμβος αλλά κάποιες φορές υπολείμματα κατεστραμμένου ιστού ή μια φυσαλίδα αέρα) εισέλθει στην κυκλοφορία και προκαλέσει αποκλεισμό αιμοφόρου αγγείου του εγκεφάλου (Εικόνα 2).

Το ΑΕΕ ισχαιμικού τύπου διακρίνεται σε Θρομβωτικό, Εμβολικό, Κενοδοπιώδες, Αγνώστου Αιτιολογίας, Παροδικό Ισχαιμικό Επεισόδιο (ΠΙΕ) και ΑΕΕ λόγω Συστηματικής Χαμηλής Ροής αίματος (Carlan 2000).



**Εικόνα 2:** Στένωση καρωτίδας λόγω αθηρωματικής πλάκας και θρόμβου. Απόσπαση τμήματος του θρόμβου ή της πλάκας δημιουργεί έμβολο, το οποίο με την κυκλοφορία του αίματος καταλήγει και ενσφηνώνεται σε μικρότερες αρτηρίες, προκαλώντας την απόφραξή τους και τη δημιουργία ισχαιμικού εμφράκτου στον εγκέφαλο <http://www.aggeiopathia.gr/karotidiki-nosos/>

### 1.3 Επιδημιολογία ΑΕΕ

Τα αγγειακά εγκεφαλικά επεισόδια είναι επείγοντα ιατρικά περιστατικά με θνητότητα μεγαλύτερη ακόμη και από τις περισσότερες μορφές καρκίνου. Αποτελούν διεθνώς την τρίτη κατά σειρά αιτία θανάτου (μετά από τις καρδιακές παθήσεις και τον καρκίνο) και ταυτόχρονα την πιο συχνή αιτία μόνιμης αναπηρίας. Παγκοσμίως, ο αριθμός των ανθρώπων που προσβάλλονται κάθε χρόνο από αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο φθάνει τους 300 ανά 100.000 άτομα του γενικού πληθυσμού.

Για την Ελλάδα, πρόσφατες επιδημιολογικές μελέτες αποδεικνύουν ότι ο αριθμός των ατόμων με διαγνωσθέν ΑΕΕ ετησίως αγγίζει τους 310/100.000 για ασθενείς 45-85 ετών, με αυξητική μάλιστα τάση, λόγω της αύξησης του επιπολασμού πολλών παραγόντων καρδιαγγειακού κινδύνου (υπέρταση, διαβήτης, υπερλιπιδαιμία, κάπνισμα, αλκοόλ, καρδιοπάθεια κ.λ.π). Οι άνδρες προσβάλλονται πιο συχνά (362/100.000) από τις γυναίκες (271/100.000).

Παρά το ολοένα και μικρότερο ποσοστό θνησιμότητας που αποδίδεται σε αυτά τις τελευταίες δύο δεκαετίες, σύμφωνα με τα στοιχεία της Παγκόσμιας Οργάνωσης Υγείας, ποσοστό άνω του 30% των ασθενών με ΑΕΕ καταλήγουν σε θάνατο κατά τη διάρκεια του πρώτου έτους μετά την εκδήλωση ενός ΑΕΕ. Η θνησιμότητα στην Ελλάδα φτάνει στις 130 περιπτώσεις ανά 100.000 πληθυσμού. Ένα μήνα μετά από το ΑΕΕ, το 26% των ασθενών έχει ήδη πεθάνει. Ένα χρόνο μετά το ΑΕΕ, η θνητότητα έχει φθάσει στο 37% και, από τους επιζώντες, το ένα τρίτο περίπου είναι ανάπηροι που χρειάζονται συνεχή βοήθεια, υποστήριξη και επίβλεψη από άλλο (συγγενικό ή μη) πρόσωπο.

Αυτοί οι αριθμοί τεκμηριώνουν το ότι η επίπτωση του ΑΕΕ στην Ελλάδα είναι στις υψηλότερες θέσεις αυτής των ανεπτυγμένων χωρών της Δυτικής Ευρώπης και της Βόρειας Αμερικής, ιδίως όμως ότι η πρόγνωση του είναι πιο βαριά. Σε στοιχεία που προέρχονται από τη βάση δεδομένων New Cronos, η Ελλάδα βρέθηκε να έχει θνητότητα από αγγειακά εγκεφαλικά επεισόδια, διορθωμένη ως προς την ηλικία, υψηλότερη κατά 50% από την αντίστοιχη μέση θνητότητα της Ευρωπαϊκής Ένωσης

και βρίσκεται κοντά στις θνητότητες που καταγράφονται σε χώρες της Ανατολικής Ευρώπης. Σε αυτό συντελούν πιθανώς η ανεπαρκής αντιμετώπιση των ΑΕΕ στην οξεία φάση και η ουσιαστική έλλειψη οργανωμένων εξω- ή ενδονοσοκομειακών προγραμμάτων αποκατάστασης χρονίως πασχόντων (Χατζητόλιος, 2007).

#### **1.4 Παράγοντες κινδύνου πρόκλησης ΑΕΕ**

Το ΑΕΕ αποτελεί πολυπαραγοντική νόσο, για την οποία ευθύνονται αλληλοεπιδρώμενοι γενετικοί και περιβαλλοντικοί παράγοντες. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, οι παράγοντες πρόκλησης του εγκεφαλικού επεισοδίου ταξινομούνται ανάλογα με τη δυνατότητα τροποποίησης τους, σε τροποποιήσιμους και μη τροποποιήσιμους (modifiable, non modifiable). Μερικοί από τους τροποποιήσιμους παράγοντες κινδύνου έχουν χαρακτηριστεί επαρκώς από επιστημονικές μελέτες και έχει βρεθεί, ότι μετά από ανάλογη παρέμβαση μειώθηκε ο κίνδυνος για την εμφάνιση εγκεφαλικού. Οι σημαντικότεροι παράγοντες κινδύνου αναλύονται παρακάτω (Plum 2000, American Stroke Association 2002, Alberts *et al.* 2002, Πολυκανδριώτη & Κυρίτση 2005).

Οι μη τροποποιήσιμοι παράγοντες κινδύνου είναι οι εξής:

1. Η **ηλικία**, όπου ο κίνδυνος διπλασιάζεται σε κάθε διαδοχική δεκαετία ζωής μετά τα 55 χρόνια, παράγοντας, που οφείλεται κυρίως στη γήρανση του καρδιαγγειακού συστήματος.
2. Το **φύλο**, όπου παρατηρείται υψηλότερη συχνότητα εμφάνισης ΑΕΕ στους άνδρες. Εξαίρεση αποτελούν οι γυναίκες ηλικίας 35-44 χρόνων και άνω των 85 χρόνων, όπου η συχνότητα εμφάνισης είναι υψηλότερη σε σχέση με τους άνδρες.
3. Η **εθνικότητα-Φυλή**. Οι μαύροι και μερικοί Αμερικανοί Ισπανοί έχουν υψηλότερη συχνότητα εγκεφαλικού συγκρινόμενοι με τους λευκούς. Επίσης υψηλή συχνότητα εγκεφαλικού παρατηρείται και στους Κινέζους και Γιαπωνέζους.
4. Η **κληρονομικότητα**. Το κληρονομικό ιστορικό και από τους δύο γονείς μπορεί να σχετίζεται με αυξημένο κίνδυνο ΑΕΕ. Πιθανόν να υπάρχει γενετική

προδιάθεση, η οποία επιβαρύνεται με περιβαλλοντικούς παράγοντες, όπως η κουλτούρα και ο τρόπος ζωής, κ.ά.

5. **Προηγούμενο εγκεφαλικό επεισόδιο.** Η πιθανότητα εκδήλωσης αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου για κάποιον που έχει ήδη υποστεί ένα, είναι πολλές φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη ενός ανθρώπου που δεν το έχει υποστεί ποτέ.
6. **Παροδικά Ισχαιμικά Επεισόδια (ΠΙΕ).** Τα ΠΙΕ είναι μικρά εγκεφαλικά επεισόδια που έχουν ως αποτέλεσμα συμπτώματα παρόμοια με αυτά του εγκεφαλικού επεισοδίου αλλά δεν προκαλούν μόνιμη βλάβη. Θεωρούνται καλοί προγνωστικοί δείκτες επικείμενου εγκεφαλικού επεισοδίου. Ένας ασθενής που υπέστη ΠΙΕ έχει σχεδόν 10 φορές περισσότερες πιθανότητες να υποστεί και εγκεφαλικό από κάποιον του ίδιου φύλου και ηλικίας που δεν έχει υποστεί.
7. **Εποχή και κλίμα.** Θάνατος από εγκεφαλικό επεισόδιο συμβαίνει πιο συχνά σε υπερβολικά υψηλές ή χαμηλές θερμοκρασίες. Κατά συνέπεια, είναι πιο πιθανό να λάβει χώρα ένα εγκεφαλικό κατά τη διάρκεια του καλοκαιριού ή του χειμώνα, όταν εμφανίζονται και οι πιο ακραίες θερμοκρασίες.

Οι τροποποιησιμοι παράγοντες κινδύνου είναι οι εξής:

1. **Η αρτηριακή πίεση.** Τόσο η αυξημένη συστολική πίεση όσο και η απότομη πτώση της πίεσης αποτελεί σημαντικό παράγοντα κινδύνου για την εμφάνιση εγκεφαλικού. Ειδικότερα, η υπέρταση αυξάνει τις τάσεις που δέχονται τα αγγεία ως αγωγοί καθώς επίσης καταστρέφει τα τοιχώματα των αγγείων κάνοντας τα θρομβογόνα. Στην πραγματικότητα, ο κίνδυνος εκδήλωσης εγκεφαλικού επεισοδίου αυξάνεται ανάλογα με την τιμή της αρτηριακής πίεσης. Ίσως γι αυτό λοιπόν, η υπέρταση δικαίως θεωρείται ως ο πιο σημαντικός απ' όλους τους παράγοντες κινδύνου.
2. **Κάπνισμα.** Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, τόσο οι καπνιστές όσο και οι μη-καπνιστές βρίσκονται σε υψηλό κίνδυνο για εμφάνιση εγκεφαλικού επεισοδίου, διότι το κάπνισμα (ενεργητικό ή παθητικό) αποτελεί τον σημαντικότερο

παράγοντα που επιταχύνει την αθηρομάτωση. Αντιθέτως, η διακοπή του καπνίσματος μειώνει τον κίνδυνο για ΑΕΕ, κυρίως σε όσους καπνίζουν ελαφρά.

3. **Σακχαρώδης διαβήτης.** Παρότι, ο κίνδυνος εμφάνισης ΑΕΕ σε διαβητικούς ασθενείς ποικίλει στις διάφορες ερευνητικές μελέτες, εντούτοις, οι περισσότεροι ερευνητές συγκλίνουν στο συμπέρασμα, ότι είναι τουλάχιστον διπλάσιος στους διαβητικούς ασθενείς και ειδικότερα στα ινσουλινοεξαρτώμενα άτομα σε σχέση με το γενικό πληθυσμό.
4. **Καρωτιδική στένωση.** Η καρωτίδα αρτηρία μεταφέρει αίμα στον εγκέφαλο. Αν στα τοιχώματα της εναποτεθεί αθηρωματική πλάκα μπορεί να περιέλθει απόφραξη από κάποιο θρόμβο, έχοντας πιθανώς ως αποτέλεσμα αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο. Οι στενώσεις των καρωτίδων ευθύνονται για το 20-30% των ΑΕΕ ισχαιμικής αιτιολογίας.
5. **Υπερλιπιδαιμία.** Οι διαταραχές των τριγλυκεριδίων, της ολικής χοληστερόλης, της HDL και της LDL ευθύνονται για την αθηροσκλήρωση των στεφανιαίων αγγείων, αλλά και της καρωτίδας.
6. **Παθήσεις του αίματος.** Οι συνηθέστερες παθήσεις που ευθύνονται για το ΑΕΕ ισχαιμικού τύπου είναι η δρεπανοκυτταρική αναιμία, η ιδιοπαθής πολυκυτταραιμία, η θρομβοκύττωση και η θρομβοκυτταίμια, η διάχυτη ενδοαγγειακή πήξη, κ.ά.
7. **Καρδιακά νοσήματα.** Αποτελούν τον πιο σημαντικό παράγοντα κινδύνου πρόκλησης ΑΕΕ. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, όταν η καρδιά αδυνατεί για οποιοδήποτε λόγο να λειτουργήσει φυσιολογικά ως αντλία, προκαλείται στάση του αίματος (λίμναση) και δημιουργείται θρόμβος, ο οποίος φράσσει τις εγκεφαλικές αρτηρίες και είναι δυνατό να προκαλέσει ΑΕΕ. Ο σχηματισμός θρόμβου αποτελεί πηγή πρόκλησης εμβόλων, ενώ η συνηθέστερη θέση που δημιουργούνται τα έμβολα είναι κοντά ή μέσα στην καρδιά.
8. **Από του στόματος αντισυλληπτικά.** Η χρήση των από του στόματος αντισυλληπτικά αυξάνει τον κίνδυνο εμφάνισης ισχαιμικού και αιμορραγικού εγκεφαλικού επεισοδίου σε νεαρές γυναίκες.

9. **Κατάχρηση ορισμένων φαρμακευτικών σκευασμάτων.** Η κατάχρηση ενδοφλέβιων φαρμακευτικών σκευασμάτων συνοδεύεται από υψηλό κίνδυνο εμβολής εγκεφαλικών αγγείων. Η χρήση κοκαΐνης έχει συνδεθεί στενά με εγκεφαλικά επεισόδια, καρδιακές ανακοπές και διάφορες άλλες καρδιαγγειακές επιπλοκές. Αφετέρου, τόσο οι αμφεταμίνες όσο και η ηρωίνη είναι συνδεδεμένες με αυξημένη συχνότητα αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου.
10. **Άλλοι παράγοντες.** Στη βιβλιογραφία αναφέρεται, ότι το μεταβολικό σύνδρομο, η παχυσαρκία με δείκτη μάζας σώματος  $BMI > 29 \text{Kg/m}^2$ , η έλλειψη φυσικής δραστηριότητας και η διατροφή πλούσια σε κορεσμένα λιπαρά αποτελούν ενοχοποιητικούς παράγοντες για την πρόκληση ΑΕΕ διότι συμβάλλουν σε σημαντικό βαθμό στην προαγωγή της αθηροσκλήρυνσης.

## 1.5 Κλινική εικόνα ημιπληγικού ασθενούς

### Διαταραγμένος Μυϊκός Τόνος

Αμέσως μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο, ο ασθενής εμφανίζει ελαττωμένο μυϊκό τόνο (υποτονία). Η κατάσταση αυτή θα αλλάξει σύντομα και ο μυϊκός τόνος θα αυξηθεί σε μορφή σπαστικότητας. Η σπαστικότητα αποτελεί την πιο συνηθισμένη κινητική διαταραχή σε ένα ημιπληγικό ασθενή. Εκδηλώνεται με τη μορφή της αυξανόμενης αντίστασης στην παθητική κίνηση, η ένταση της οποίας εξαρτάται από την ταχύτητα εκτέλεσης της παθητικής κίνησης.

Με την πάροδο του χρόνου, η σπαστικότητα θα δημιουργήσει μια ανισορροπία στην μυϊκή ενεργοποίηση με συνέπεια να εμφανιστούν οι δυσκαμψίες. Επιπλέον η σπαστικότητα ευθύνεται και για τον επώδυνο ώμο. Η ανάπτυξη της σπαστικότητας θα καθοριστεί όχι μόνο από την έκταση και τη σοβαρότητα της βλάβης αλλά και από άλλους περιβαλλοντικούς και ψυχολογικούς παράγοντες.

Παρατηρείται αδυναμία στους μύες του προσώπου της προσβεβλημένης πλευράς, γεγονός που οδηγεί σε σιελόρροια από την προσβεβλημένη πλευρά του στόματος και συνεπώς δυσκολία στην μάσηση και την κατάποση. Τα τενόντια αντανακλαστικά και ο μυϊκός τόνος είναι αυξημένα. Συγκεκριμένα ο αυξημένος μυϊκός τόνος, είναι πιο εμφανής στους καμπτήρες του άνω άκρου και στους εκτείνοντες του κάτω άκρου.

### **Παθολογικά Αντανακλαστικά**

Η εγκεφαλική βλάβη συνοδεύεται και από την έκλυση παθολογικών αντανακλαστικών. Κατά τη χαλαρή φάση όπου η σπαστικότητα δεν έχει εμφανιστεί ακόμα, τα αντανακλαστικά αυτά έχουν εξαφανισθεί. Η αύξηση των τενόντιων αντανακλαστικών αποτελεί και το πρώτο ενδεικτικό σημείο της μετάβασης από την χαλαρή φάση στην σπαστική φάση. Αποτελεί την κυριότερη εκδήλωση μιας βλάβης κεντρικού τύπου, όπως το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο. Από τα πιο σημαντικά είναι το σημείο Babinski, το σημείο Hoffman, το σημείο Rossolimo, το σημείο Mendel – Bechterew, ο κλόνος της επιγονατίδας και του άκρου ποδός.

### **Αισθητικές – αντιληπτικές διαταραχές**

Μια αισθητική ανωμαλία επηρεάζει την κίνηση και δυσκολεύει ακόμα περισσότερο την αποκατάσταση του ημιπληγικού ασθενή. Τα είδη της αισθητικότητας που διαταράσσονται είναι η ιδιοδεκτικότητα, η αφή, η αίσθηση της δόνησης, ο πόνος και η θερμοκρασία. Ο ασθενής τείνει να αναγνωρίζει όλα τα ερεθίσματα ως πόνο. Αγνοεί την πάσχουσα πλευρά, παρουσιάζει διαταραχή στην αντίληψη της εικόνας σώματος καθώς και αποπροσανατολισμένη αίσθηση του χρόνου και του χώρου. Το 64% των ασθενών με αριστερή ημιπληγία εμφανίζουν τέτοιες διαταραχές.

Ο ασθενής αγνοεί την πάσχουσα πλευρά σε κάθε προσπάθεια εκτέλεσης δραστηριοτήτων καθημερινής ζωής. Επομένως, έστω και αν δεν υπάρχει παράλυση, μπορεί να εμφανίσει μυϊκή αδυναμία, λόγω της ανικανότητας αναγνώρισης της πάσχουσας πλευράς.

Με τις διαταραχές στην εικόνα σώματος είναι άμεσα συνδεδεμένη και η απραξία. Είναι η διαταραχή της ικανότητας του συντονισμού των χειρισμών ή των κινήσεων.



Δεν οφείλεται σε κινητικά αίτια όπως παράλυση, ανώμαλο μυϊκό τόνο, κινητικές διαταραχές και σε διανοητικές διαταραχές, μειωμένη παρατήρηση ή έλλειψη προθυμίας για συνεργασία. Διαταράσσεται η λογική επιλογή στοιχείων κίνησης ή χειρισμών και η λογική αλληλουχία των στοιχείων αυτών. Κλασσικές μορφές απραξίας είναι η ιδεοκινητική απραξία, η ιδεακή απραξία, η κατασκευαστική απραξία, η απραξία ένδυσης, βάδισης και η χειλιογλωσσική απραξία.

### **Άλλα προβλήματα ασθενούς που υπέστη ΑΕΕ**

- Û Καρδιαγγειακά: λόγω της δυνατής συσχέτισης μεταξύ των θρομβωτικών εγκεφαλικών και προϋπάρχουσας αθηροσκληρωτικής καρδιακής νόσου
- Û Η εν τω βάθει φλεβική θρόμβωση: συμβαίνει στο 42% των ασθενών που δεν παίρνουν προφυλακτική φαρμακευτική αγωγή
- Û Πνευμονολογικά: πνευμονίες (σε συχνότητα ~30% των ασθενών) αλλά και σοβαρότερα προβλήματα όπως η πνευμονική εμβολή σπανιότερα
- Û Γαστρεντερολογικά: νευρογενές έντερο, δυσφαγία, δυσκαταποσία, κακή θρέψη
- Û Οπτικές διαταραχές (πχ. ομώνυμη ημιανοψία)
- Û Διαταραχές στην ομιλία (δυσarthρία, αφασία, αγνωσία)
- Û Προβλήματα ουροποιητικού: ακράτεια ούρων στο 50% των ασθενών
- Û Δερματολογικά: έλκη κατάκλισης στο 15% των ασθενών
- Û Κατάθλιψη: δυσκολία στον έλεγχο συναισθημάτων παρουσιάζει το 25-79% των ασθενών
- Û Πόνος: λόγω της βλάβης σπάνια (2%), αλλά συχνότερα στον ημίπληκτο ώμο
- Û Πτώσεις: συμβαίνει στο 30% των ασθενών λόγω διαταραχών ισορροπίας και νευρομυϊκού συντονισμού

## **1.6 Αντιμετώπιση ΑΕΕ και αποκατάσταση ασθενών που επέζησαν μετά το εγκεφαλικό**

Η αντιμετώπιση των αγγειακών εγκεφαλικών επεισοδίων συνιστά την πρόληψη. Η πρόληψη των εγκεφαλικών σήμερα στηρίζεται στην αναγνώριση ατόμων με υψηλό κίνδυνο να πάθουν εγκεφαλικό. Τα άτομα αυτά έχουν ένα ή περισσότερους από τους παράγοντες κινδύνου που αναφέρθηκαν και κινδυνεύουν να εκδηλώσουν εγκεφαλικό πολύ περισσότερο από τα άτομα χωρίς παράγοντες κινδύνου.

Οι ασθενείς μετά την οξεία φάση παρουσιάζουν διαφόρου βαθμού αυτόματη αποκατάσταση των ελλειμμάτων τους και βελτίωση των λειτουργικών δυνατοτήτων τους. Ο χρόνος έναρξης του προγράμματος αποκατάστασης ποικίλει από ασθενή σε ασθενή ή σε μερικές περιπτώσεις δυστυχώς απουσιάζει. Επίσης η πορεία κάθε ασθενούς με εγκεφαλικό επεισόδιο εμφανίζει σημαντικές και απρόβλεπτες διαφορές. Ένας ασθενής μπορεί να περπατήσει σε τρεις εβδομάδες ενώ ένας άλλος να μείνει σε αναπηρικό αμαξίδιο ή και κλινήρης. Οι διαφορές αυτές οφείλονται σε ποικίλους παράγοντες όπως η έκταση της βλάβης των νευρικών κυττάρων του εγκεφάλου, οι συνοδές παθήσεις, η ηλικία κ.α .

Οι στόχοι του προγράμματος αποκατάστασης και ο σχεδιασμός περιλαμβάνουν τα εξής:

- κάθε ασθενής ύστερα από σωστή αξιολόγηση των λειτουργικών και νευρολογικών ελλειμμάτων πρέπει να ακολουθεί εξατομικευμένο πρόγραμμα που σχεδιάζεται με βάση τη σοβαρότητα των ελλειμμάτων του
- στόχος της θεραπείας να είναι η αναβάθμιση του λειτουργικού επιπέδου του ασθενούς
- εκπαίδευση του ασθενούς και της οικογένειάς του σχετικά με την πάθηση και τις επιπλοκές
- αξιολόγηση του ασθενούς για χορήγηση κατάλληλων βοηθημάτων για τις μετακινήσεις και τις δραστηριότητες της καθημερινότητας
- πρόληψη νέου ΑΕΕ
- βελτίωση της φυσικής του κατάστασης
- πρόληψη και θεραπεία των συνοδών παθήσεων
- ψυχολογική υποστήριξη

- ο κοινωνική επανένταξη
- ο εκπαίδευση στην αυτοεξυπηρέτηση και ανεξαρτησία του ασθενούς

Η αποκατάσταση πρέπει να ξεκινά αμέσως με την είσοδο του ασθενούς στην εντατική. Υπό την καθοδήγηση του φυσιάτρου – ιατρού αποκατάστασης ο θεραπευτής αρχίζει : 1) αναπνευστική κινησιοθεραπεία στον ασθενή , με σκοπό την απομάκρυνση των βρογχικών εγκρίσεων για αποφυγή επιπλοκών 2) σωστή θέση και στάση στο κρεβάτι για την πρόληψη εισρόφησης αλλά και κατακλίσεων (σε συνεργασία με τους νοσηλευτές), 3) εφαρμογή ναρθήκων και ειδικών μαξιλαριών που συμβάλλει στην πρόληψη ρικνώσεων, 3) πραγματοποίηση ασκήσεων εύρους κίνησης στα άνω και κάτω άκρα του ασθενούς επί κλίνης, με σκοπό την διατήρηση της τροχιάς των αρθρώσεων.

### **Κινησιοθεραπεία**

Δίνεται σημασία αρχικά στις αναπνευστικές ασκήσεις και στην επανεκπαίδευση της καθιστής θέσης και κατόπιν στην ενδυνάμωση του υγιούς μέρους του σώματος και του κορμού, ενώ συγχρόνως γίνονται οι ασκήσεις στο ημίπληκτο μέρος με σκοπό να σηκωθεί ο ασθενής στην καθιστή θέση και να καθίσει μόνος του χωρίς βοήθεια. Στο πρόγραμμα δίνεται έμφαση στις ασκήσεις του κάτω άκρου με σκοπό την προετοιμασία του ημίπληκτου κάτω άκρου, ώστε να δεχθεί βάρος για την επανεκπαίδευση της βάδισης. Στο άνω άκρο η επανεκπαίδευση αποσκοπεί στην ανύψωση του βραχίονα χωρίς πόνο. Ακολουθούν ασκήσεις ισορροπίας σε όρθια θέση. Στη συνέχεια ο ασθενής επανεκπαιδεύεται στη βάδιση (με τη βοήθεια του θεραπευτή και βοηθημάτων ) και σταδιακά στο ανέβασμα και κατέβασμα σκάλας. Το ανέβασμα στη σκάλα γίνεται με το καλό πόδι και το κατέβασμα με το ημίπληκτο. Στην αρχή θα χρειάζεται βοήθεια άλλου προσώπου. Η κουπαστή μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ισορροπία. Η προσέγγιση που συνήθως εφαρμόζεται στα εγκεφαλικά επεισόδια είναι βασισμένη στη μέθοδο Bobath που στηρίζεται στην αναχαίτιση των παθολογικών πρότυπων κινήσεων που έχει ο ασθενής λόγω του επεισοδίου, με σκοπό την διευκόλυνση φυσιολογικών προτύπων κίνησης. Σημαντική είναι και η βελτίωση της αεροβικής ικανότητας, μέσω της χρήσης του ειδικού ποδηλάτου παθητικής κινητοποίησης. Ο γιατρός και ο θεραπευτής πρέπει να

λαμβάνουν υπόψη τους το στοιχείο της κόπωσης και να μην εξαντλούν τον ασθενή με πολύ εντατικά προγράμματα κινησιοθεραπείας.

### **Γνωσιακές διαταραχές**

Η αντιμετώπιση των γνωσιακών διαταραχών (ελλείμματα μνήμης, προσανατολισμού, γλώσσας, αντίληψης, σκέψης, προσοχής και εκμάθησης) είναι μείζονος σημασίας και πρέπει να αποτελεί στόχο του προγράμματος αποκατάστασης.

### **Διαταραχή αισθητικότητας και η ιδιοδεκτικότητα**

Συνήθως υποβαθμίζεται η σημασία τους σε ΑΕΕ, επειδή περισσότερο απασχολεί γιατρούς, ασθενή και συγγενείς η επάνοδος της λειτουργικότητας, που σχετίζεται με τις κινητικές ικανότητες. Η ιδιοδεκτικότητα μας δίνει πληροφορίες για τη θέση μελών του σώματος μας κατά την κίνηση. Η σημασία των πληροφοριών αυτών είναι σημαντική στην αποκατάσταση.

### **Εργοθεραπεία**

Βοηθά στην αποκατάσταση των προβλημάτων στο άνω άκρο και επικεντρώνεται στη λειτουργική αποκατάστασή του.

### **Λογοθεραπεία**

Βοηθά στις διαταραχές επικοινωνίας και κατάποσης μετά από εγκεφαλικό. Η διάγνωση και η εφαρμογή προγράμματος αποκατάστασης των διαταραχών αυτών είναι βασικό συστατικό της θεραπείας και επιπλέον ελαχιστοποιεί την πιθανότητα πνευμονιών από εισρόφηση.

### **Νάρθηκες και ορθωτικά**

Η εφαρμογή νάρθηκων συμβάλλει στην πρόληψη ρικνώσεων (πχ εκτατικού τύπου νάρθηκες δακτύλων & πηγεοκαρπικής, νάρθηκες ρυθμιζόμενης γωνίας γονάτων και ποδοκνημικής) και η εφαρμογή ορθωτικών μηχανημάτων είναι απαραίτητη για την ορθοστάτηση και βάρδιση σε μερικούς ασθενείς.

Σημαντικό στοιχείο της Αποκατάστασης αποτελεί η πρόληψη και αντιμετώπιση των ελκών κατακλίσης, διότι καθυστερούν το πρόγραμμα, αποτελούν πύλη εισόδου μικροβίων και αυξάνουν τις ενεργειακές ανάγκες του οργανισμού.

### **Σπαστικότητα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο**

Η σπαστικότητα είναι μια κινητική διαταραχή που προκαλεί συσπάσεις μυών (καμπτήρες των άνω άκρων, εκτείνοντες των κάτω άκρων), ανωμαλίες του ελέγχου της στάσης και εμποδίζει την αρμονία των κινήσεων δυσκολεύοντας την λειτουργικότητα των μελών του σώματος. Η σπαστικότητα μπορεί να εμφανισθεί από το αρχικό στάδιο και μπορεί να είναι μικρού ή μεγάλου βαθμού. Η αντιμετώπιση της σπαστικότητας δεν είναι μονόπλευρη και επεκτείνεται σε διάφορα επίπεδα. Η φυσικοθεραπεία, η εφαρμογή φυσικών μέσων και ειδικών ναρθήκων και η κρυοθεραπεία, έχουν ρόλο επικουρικής παρέμβασης ,αφού η αποτελεσματικότητά τους ,όσον αφορά τη σπαστικότητα έχει πρόσκαιρο χαρακτήρα λίγων ωρών. Βασικά στοιχεία της αντιμετώπισης της σπαστικότητας αποτελούν η φαρμακευτική αγωγή από το στόμα και η χημική νευρόλυση (βουτυλλινική τοξίνη-ενδομυϊκά), ενώ σε μόνιμες παραμορφώσεις έχουν θέση οι ορθοπεδικές επεμβάσεις .Η αντιμετώπιση της σπαστικότητας με φάρμακα και βουτυλλινική τοξίνη πρέπει απαραίτητα να ακολουθείται από προγράμματα κινησιοθεραπείας, εργοθεραπείας και επανεκπαίδευσης της κίνησης για να επιτευχθεί το μέγιστο λειτουργικό αποτέλεσμα. Η παρέμβαση στη σπαστικότητα γίνεται πάντα βάσει των αναγκών του ασθενούς και προέχει η λειτουργικότητα και αυτοεξυπηρέτησή του.

### **Η Βιολογική επανατροφοδότηση (Biofeedback – BFB)**

Αποτελεί ένα αποτελεσματικό κλινικό θεραπευτικό βοήθημα στον τομέα της επανεκπαίδευσης στην αποκατάσταση του ΑΕΕ. Στόχο αποτελεί η επανεκπαίδευση αδύναμων μυών. Η συσκευή δίνει σήμα ηχητικό ή και οπτικό. Με τον τρόπο αυτό ο ασθενής εκπαιδεύεται στην αίσθηση της αυξημένης μυϊκής δραστηριότητας, ενώ παρακολουθεί τις ενισχυμένες αντιδράσεις του στο μόνιτορ του biofeedback. Έτσι μπορεί να επικεντρώσει την προσοχή του στην αναγνώριση αυτής της αίσθησης και κατορθώνει καλύτερη κίνηση. Σημαντικό ρόλο για να υπάρχουν οφέλη από την τεχνική του biofeedback παίζει η ακέραιη ιδιοδεκτική αίσθηση που μας δίνει πληροφορίες για τη θέση μελών του σώματος μας κατά την κίνηση. Ο φυσίατρος-

ιατρός αποκατάστασης είναι ο ειδικός στο να διακρίνει ποιοι ασθενείς χρειάζονται το biofeedback.

### **Ψυχογενείς διαταραχές**

Η εγκεφαλική βλάβη μπορεί να προκαλέσει κατάθλιψη και άλλες ψυχικές διαταραχές. Η έγκαιρη αναγνώριση και αντιμετώπιση μπορεί να βελτιώσει τόσο την ψυχική κατάσταση του ασθενούς, όσο και τη συνεργασία του στην αποκατάσταση. Θεραπευτικά τον πρώτο λόγο έχει η φαρμακευτική θεραπεία και κυρίως τα νεότερα αντικαταθλιπτικά φάρμακα. Σπουδαίας σημασίας είναι η ενθάρρυνση και επιβράβευση του ασθενούς για την προσπάθεια που κάνει, γιατί υπάρχει κίνδυνος να απογοητευθεί και να μην θέλει να συμμετέχει στην θεραπεία καθώς και η ψυχολογική υποστήριξη και των συγγενικών προσώπων.

### **Διορθωτικές και λειτουργικές επεμβάσεις ημιπληγικού άνω και κάτω άκρου**

Σκοπός των χειρουργικών επεμβάσεων είναι να επιτευχθεί η κινητοποίηση και η εύκολη περιποίηση των ασθενών καθώς επίσης η βάρδιση, στις περιπτώσεις που υπάρχει αυτή η δυνατότητα. Για παράδειγμα στα κάτω άκρα οι επεμβάσεις που μπορούν να βοηθήσουν στην λειτουργική αποκατάσταση των ασθενών είναι οι διατομές τενόντων ή μυών ή οι επιμηκύνσεις αυτών.

### **Χρόνια παρακολούθηση**

Η πλειοψηφία των ασθενών με ΑΕΕ έχουν και συνοδά ιατρικά προβλήματα που χρήζουν παρακολούθησης και θεραπευτικών παρεμβάσεων (υπέρταση, καρδιακή νόσος, διαβήτης κ.α.). Η σωστή αντιμετώπιση μειώνει τον κίνδυνο νέου ΑΕΕ και αυξάνει την επιβίωση. Η αποκατάσταση δεν τελειώνει όταν ο ασθενής εξέλθει του νοσοκομείου και οι ασθενείς ωφελούνται από τη συνεχιζόμενη θεραπεία. Η κατάθλιψη, η μειωμένη σεξουαλικότητα, η δυσκολία στις μεταφορές και την οδήγηση αλλά και η σπαστικότητα καθιστούν απαραίτητη τη χρόνια παρακολούθηση του ασθενούς.

## 2. Πτώση άκρου ποδός (foot drop)

Μία πολύ συνηθισμένη κινητική διαταραχή που περιγράφεται μετά από ΑΕΕ αλλά και σε διάφορες άλλες παθολογικές καταστάσεις είναι η «πτώση πέλματος» (ή αλλιώς «πτώση άκρου ποδός»). Αυτή η φράση περιγράφει τη δυσκολία ανύψωσης του πέλματος και των δακτύλων του ποδιού όταν κάποιος προσπαθεί να σηκώσει και να φέρει το πόδι του εμπρός από το άλλο κατά τη βάδιση. Το πρόβλημα αυτό προκαλείται συνήθως από αδυναμία των μυών και νεύρων που είναι υπεύθυνοι για να ανασηκώσουν το πέλμα (Εικόνα 3) ή/και σπαστικότητα των μυών της γάμπας (αν και μπορεί να οφείλεται και σε προβλήματα πιο ψηλά στο πόδι).

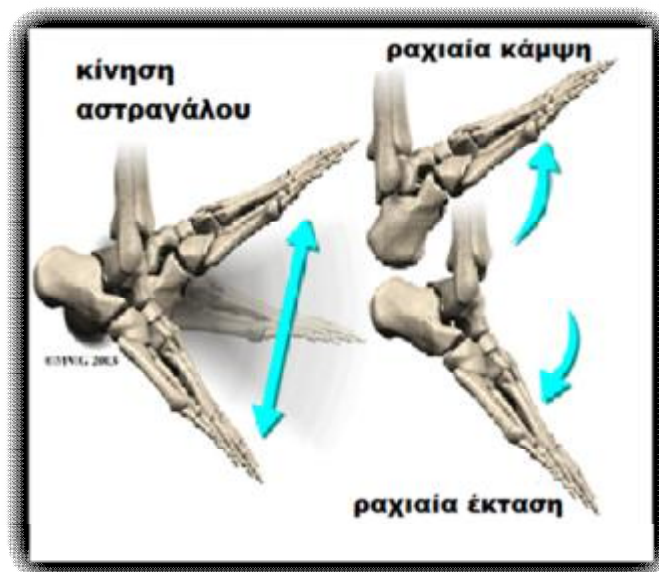


**Εικόνα 3:** Η πτώση άκρου ποδός οφείλεται συνήθως σε βλάβη του περονιαίου νεύρου ή σε παράλυση των μυών που βρίσκονται στο πρόσθιο τμήμα της κνήμης. <http://trialx.com/curebyte/2011/08/20/what-is-common-peroneal-nerve-dysfunction/>

Η πτώση πέλματος έχει σαν αποτέλεσμα να σέρνεται το πόδι στο έδαφος και να σκοντάφτει εύκολα το άτομο, ενώ συχνά είναι και τα ατυχήματα που προκαλούνται από πτώσεις σε αυτή την περίπτωση. Αρκετοί ασθενείς προσπαθούν να παρακάμψουν τη δυσκολία ανύψωσης του πέλματος με διάφορους τρόπους («αντισταθμιστικές

αντιδράσεις»). Οι πιο συνηθισμένοι είναι η υπερβολική κάμψη του κάτω άκρου από το ισχίο και το γόνατο, η κυκλική κίνηση ολόκληρου του μέλους κυκλικά προς τα εμπρός («περιαγωγή»), και η ανύψωση ολόκληρου του μέλους μαζί με τη λεκάνη. Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις ο ασθενής αναγκάζεται να καταβάλλει μεγαλύτερη προσπάθεια και να καταναλώνει περισσότερη ενέργεια από το κανονικό. Έτσι κουράζεται γρηγορότερα, περπατά πιο αργά και διανύει μικρότερες αποστάσεις, ενώ συχνά αυξάνεται και η σπαστικότητα που ίσως συνυπάρχει, λόγω της αυξημένης προσπάθειας.

Η πτώση πέλματος είναι η ανικανότητα για ραχιαία κάμψη, ανύψωση ή περιστροφή του ποδιού (Εικόνα 4). Η ραχιαία κάμψη συναντάται στην αρχική επαφή της φτέρνας με το έδαφος (που αντιστοιχεί σε ποσοστό 10% του κύκλου βάρδισης) και σε ολόκληρη τη φάση αιώρησης (που αντιστοιχεί σε ποσοστό 60-100 % του κύκλου βάρδισης).



**Εικόνα 4:** Η κίνηση του συνδέσμου των οστών του αστραγάλου για την ανύψωση του ποδιού (ραχιαία κάμψη) ή το κατέβασμα του ποδιού (ραχιαία έκταση) <http://www.footankle.com/drop-foot.htm> -τροποποιημένη



## 2.1 Ο κύκλος βάδισης στην πτώση άκρου ποδός

Ο κανονικός κύκλος βάδισης περιλαμβάνει δύο φάσεις:

- Φάση Αιώρησης: το χρονικό διάστημα για το οποίο το πόδι δεν ακουμπά στο έδαφος. Στις περιπτώσεις όπου το πόδι δεν σηκώνεται από το έδαφος (σύρσιμο του ποδιού) μπορεί να οριστεί ως η φάση όπου όλα τα τμήματα του ποδιού είναι σε κίνηση προς τα εμπρός.
- Φάση στήριξης: μια σταθερή θέση (Εικόνα 5). Σημαντικά σημεία θεωρούνται η αρχή και τέλος της φάσης αυτής:
  - Επαφή της φτέρνας: το σημείο εκείνο στον κύκλο βάδισης όταν το πόδι συναντά για πρώτη φορά το έδαφος. Αντιπροσωπεύει την αρχή της φάσης στήριξης.
  - Προώθηση: το σημείο στον κύκλο βάδισης όπου το πόδι αφήνει το έδαφος. Αντιπροσωπεύει το τέλος της φάσης στήριξης ή την αρχή της φάσης αιώρησης.



**Εικόνα 5:** Φάση στήριξης του κύκλου βάδισης

<http://docpods.com.au/what-are-orthotics> - τροποποιημένη

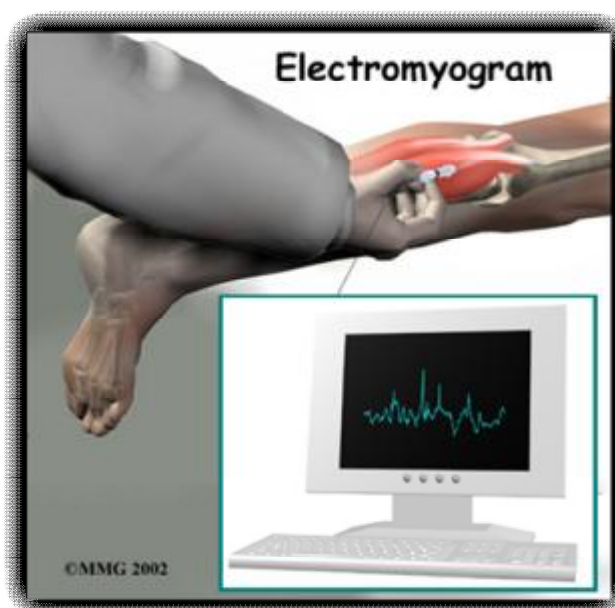
Ο κανονικός κύκλος βάδισης επηρεάζεται από την πτώση πέλματος και διαμορφώνεται ως εξής:

- Φάση Αιώρησης στην πτώση πέλματος: αν το πόδι σε κίνηση συμβαίνει να είναι το προσβεβλημένο πόδι, θα υπάρξει μεγαλύτερη κάμψη στο γόνατο για να ισοσταθμιστεί η ανικανότητα για ραχιαία κάμψη. Η αύξηση στην έκταση του γονάτου θα προκαλέσει μια κίνηση που μοιάζει με ανέβασμα σκαλοπατιού.
- Επαφή της φτέρνας στην πτώση πέλματος: Η αρχική επαφή του ποδιού σε κίνηση δεν θα γίνει ακουμπώντας απαλά το πόδι από τη φτέρνα ως τα δάχτυλα. Το πόδι είτε θα χτυπήσει στο έδαφος ή ολόκληρο το πόδι θα προσγειωθεί στο έδαφος μεμιάς.
- Προώθηση στην πτώση πέλματος: Η προώθηση είναι τελείως διαφορετική στους ασθενείς με πτώση άκρου ποδός. Μιας και οι ασθενείς έχουν αδυναμία στο προσβεβλημένο πόδι, ίσως δεν έχουν τη δυνατότητα να υποστηρίξουν το βάρος του σώματος τους. Ένα μπαστούνι ίσως βοηθούσε σε αυτό το πρόβλημα.

## 2.2 Στάδια βελτίωσης της βάδισης μετά από ΑΕΕ

Μετά από ένα αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο, τα άκρα γίνονται τελείως άτονα και καμία κίνηση δεν μπορεί να δρομολογηθεί. Η διαδικασία ανάρρωσης ακολουθεί ένα συγκεκριμένο πρότυπο και θεωρείται ότι ολοκληρώνεται 6 μήνες μετά το εγκεφαλικό. Με την πάροδο του χρόνου, ελαφρές κινήσεις μπορούν να επιτευχθούν, η σπαστικότητα αναπτύσσεται και μετά μειώνεται και τελικώς εμφανίζεται βελτίωση στην κίνηση και στον συγχρονισμό. Οι ασθενείς μπορεί να φτάσουν σε ένα «πλατό» σε οποιοδήποτε στάδιο της ανάρρωσης, αλλά η αλληλουχία των γεγονότων παραμένει η ίδια.

Έρευνα στις αλλαγές που συμβαίνουν στα μοτίβα ενεργοποίησης των μυών σε παραλυμένα και μη παραλυμένα πόδια ασθενών που υπέστησαν εγκεφαλικό έχει διεξαχθεί με τη χρήση του ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) (Εικόνα 6) (Lamontagne *et al.*, 2002). Επιπλέον μελέτες αναλύουν την ανάπτυξη αυτών των αλλαγών κατά τη φάση ανάρρωσης.



**Εικόνα 6:** Η ηλεκτρομυογραφία ασχολείται με τη μελέτη του τρόπου διεγέρσεως της κινητικής μονάδας. Ειδικά ηλεκτρόδια τοποθετούνται κάτω από το δέρμα (βελόνες) ή

πάνω σε αυτό (μεταλλικοί δίσκοι) και καταγράφουν την ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών. Η καμπύλη που λαμβάνεται ονομάζεται ηλεκτρομυογράφημα. [http://idsportsmed.com/patient\\_education/5/c48d9c42446ef0d802c02f9fcd72fbb3](http://idsportsmed.com/patient_education/5/c48d9c42446ef0d802c02f9fcd72fbb3)

Τα αποτελέσματα του ηλεκτρομυογραφήματος δείχνουν ότι τα μοτίβα ενεργοποίησης των μη παραλυμένων μυών επηρεάζονται εξίσου από το ΑΕΕ, και πως αυτά τα μοτίβα, για μια δεδομένη ομάδα ασθενών, μπορεί να μεταβληθούν με το πέρασ του χρόνου. Ωστόσο, άλλες μελέτες δείχνουν πως παρά το γεγονός ότι η διαδικασία της βάδισης βελτιώθηκε κατά την περίοδο ανάρρωσης, ο συγχρονισμός δεν εμφάνισε βελτίωση.

### 2.3 Κατηγοριοποίηση της βάρδισης μετά από εγκεφαλικό

Γενικά, οι επιπτώσεις του εγκεφαλικού ποικίλλουν και οι ασθενείς επηρεάζονται από αυτές τις αλλαγές κατά έναν ιδιαίτερο τρόπο ο καθένας. Η κλίμακα Rankin καθώς και η τροποποιημένη κλίμακα Rankin χρησιμοποιούνται και οι δύο στη πράξη για να αξιολογήσουν τη βλάβη στην κίνηση και την αυτοεξυπηρέτηση του επιβιώσαντα. Η Ευρωπαϊκή Κλίμακα Εγκεφαλικού (European Stroke Scale), που επίσης χρησιμοποιείται, κατηγοριοποιεί τις επιπτώσεις του εγκεφαλικού στους πληγέντες. Σύμφωνα με την τελευταία, 50% της αξιολόγησης βασίζεται στις γνωσιακές ικανότητες και το υπόλοιπο 50% στις φυσικές ικανότητες, από το σύνολο ένα 26% αφορά την αξιολόγηση του κάτω άκρου περιλαμβάνοντας: διατήρηση της θέσης του ποδιού (4%), ευελιξία του ποδιού (4%), κάμψη του ποδιού (8%) και βάρδιση (10%). Στην πράξη βέβαια, με στόχο τον καθορισμό της κατάλληλης υποστήριξης που χρειάζονται τα άτομα που υπέστησαν το ΑΕΕ, αυτές οι κλίμακες είναι υποκειμενικές και όχι ποσοτικές. Οι Knutsson και Richards (1979) διεξήγαγαν εκτεταμένες έρευνες με σκοπό να κατηγοριοποιήσουν το εγκεφαλικό σχετικά με τις επικείμενες νευρομυϊκές διαταραχές, χρησιμοποιώντας το ηλεκτρομυογράφημα. Σαν αποτέλεσμα, προτείνουν διαφορετική θεραπεία ανάλογη με τον τρόπο που κάθε τύπος ανταποκρίνεται.

Συνοπτικά, κατέληξαν σε τρεις τύπους εγκεφαλικού βασιζόμενοι στον διαταραγμένο έλεγχο κίνησης και τέσσερις αν ο συνδυασμός των επιπτώσεων ληφθεί υπόψη. Όλη η δραστηριότητα των μυών της παραλυμένης πλευράς σημειώνεται ότι βρέθηκε μειωμένη κατά το ηλεκτρομυογράφημα σε σχέση με τη φυσιολογική δραστηριότητα.

Ο Τύπος I χαρακτηρίζεται από πρόωρη ενεργοποίηση του τρικέφαλου γαστροκνήμιου μυ που οδηγεί σε φτωχή επιτάχυνση εξαιτίας μηχανικών περιορισμών (Εικόνα 7). Αυτή η πρόωρη ενεργοποίηση, όπως φαίνεται στις καταγραφές του ηλεκτρομυογραφήματος, μπορεί να συμβεί σε οποιαδήποτε στιγμή μετά την επαφή ποδιού-δαπέδου. Η αιτία είναι άγνωστη, αλλά μπορεί να οφείλεται σε μειωμένα αντανακλαστικά. Το αποτέλεσμα είναι να τραβιέται πίσω το χαμηλότερο μέρος του

ποδιού και να υπερεκτείνεται το γόνατο. Σε αυτή την ομάδα, κατά τη μετάβαση από τη φάση στάσης στη φάση αιώρησης, ο γοφός σηκώνει το πόδι προς τα πάνω με σκοπό να αιωρηθεί προς τα εμπρός. Εμφανίζεται λοιπόν ανεπαρκής ραχιαία έκταση καθώς και ανεπαρκής δύναμη επιτάχυνσης.

Τα αποτελέσματα του ηλεκτρομυογραφήματος σε ασθενείς με Τύπου II ΑΕΕ δείχνει παντελή έλλειψη ή πολύ μεγάλη μείωση στη δραστηριότητα των μυών στην παραλυμένη πλευρά που οδηγεί σε υπερέκταση του γονάτου κατά τη φάση στάσης. Το ηλεκτρομυογράφημα δείχνει ακόμη έλλειψη στην φασική ενεργοποίηση του τρικέφαλου γαστροκνήμιου μυ και μειωμένη δραστηριότητα του πρόσθιου κνημιαίου μυ. Όπως και στον Τύπο I, έτσι και στον Τύπο II ΑΕΕ η ενεργοποίηση είναι πολύ αργή και συνδυάζεται με ανεπαρκή δύναμη επιτάχυνσης.

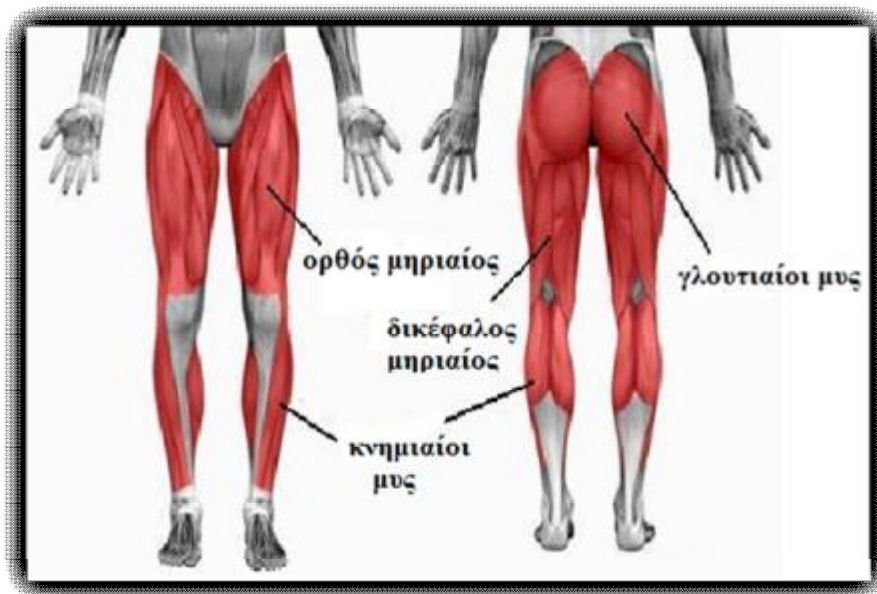


**Εικόνα 7:** Κνημιαίοι μυς

<http://www.workout-routines-that-work.com/calf-workout-routine.html>  
τροποποιημένη

Στον Τύπο III εγκεφαλικού, η συντονισμένη δράση των μυϊκών ομάδων αποδιοργανώνεται εντελώς. Αυτή η συντονισμένη δράση αφορά τους ακόλουθους μυς: ορθός μηριαίος, δικέφαλος μηριαίος και τους κνημιαίους μυς (δικέφαλος γαστροκνήμιος, υποκνημίδιος και μακρός πελματικός μυς) (Εικόνα 8).

Από τη βιβλιογραφία, γίνεται φανερό πως και οι τρεις τύπου αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου προκαλούν μειωμένη ικανότητα για επιτάχυνση στη βάδιση.



**Εικόνα 8:** Μύες του μηρού και της κνήμης που επηρεάζονται στον Τύπου III ΑΕΕ <http://extremebballskills.com/category/fundamentals/physical-skills/> τροποποιημένη

## 2.4 Αποκατάσταση της βάδισης μετά από εγκεφαλικό

Η ημιπληγία είναι μία από τις πιο συνηθισμένες βλάβες μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο και συμβάλλει σημαντικά σε μειωμένη απόδοση στη βάδιση. Παρόλο που η πλειοψηφία των ασθενών καταφέρνουν να ανεξαρτητοποιηθούν στη βάδιση, πολλοί δεν καταφέρνουν να φτάσουν σε τέτοιο επίπεδο ώστε να αυτοεξυπηρετούνται στην καθημερινή τους ζωή. Η επιδιόρθωση των βλαβών στη βάδιση είναι ένα μείζον θέμα στα προγράμματα αποκατάστασης ασθενών που υπέστησαν εγκεφαλικό επεισόδιο. Συνεπώς, επί πολλές δεκαετίες, η ημιπληγική βάδιση έχει αποτελέσει αντικείμενο μελέτης για την ανάπτυξη μεθόδων που αφορούν την ανάλυση και αποκατάσταση της βάδισης.

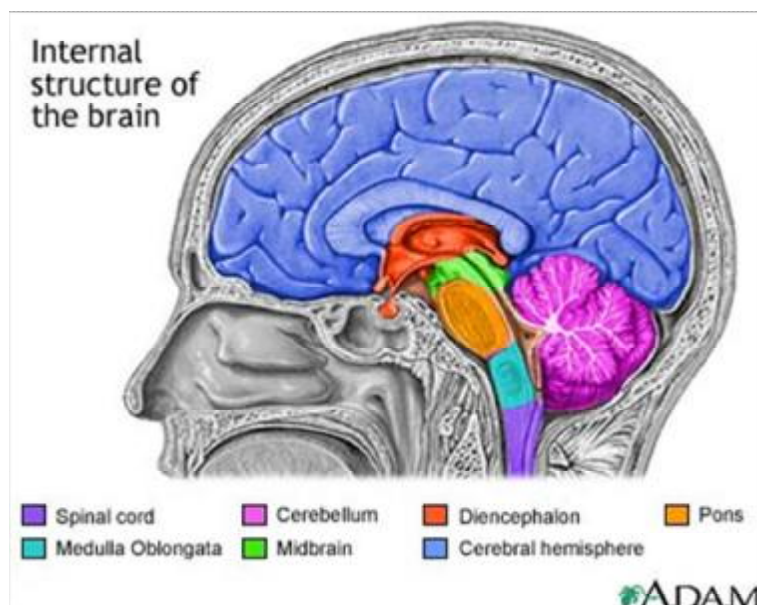
Οι παραδοσιακές προσεγγίσεις αποκατάστασης μπορούν να χαρακτηρισθούν ως τεχνικές «βάσης- κορυφής»: ενεργούν στο μακρινό φυσικό επίπεδο (βάση) στοχεύοντας να επηρεάσουν το νευρικό σύστημα (κορυφή) καταφέροντας να αποκαταστήσουν τα προβλήματα βάδισης των ασθενών εκμεταλλευόμενες της μηχανισμούς της νευρικής πλαστικότητας. Το πώς αυτοί οι μηχανισμοί εδραιώνονται παραμένει ακόμη άγνωστο παρά την ύπαρξη υποθέσεων που οδηγούν στην εφαρμογή διαφόρων μεθόδων φυσικοθεραπείας (Belda-Lois *et al.*, 2011).

Αυξανόμενος αριθμός ερευνητών στοχεύουν στη δημιουργία μιας προσέγγισης τύπου «κορυφής-βάσης» όπου θα καθορίζεται η μέθοδος αποκατάστασης ανάλογα με την κατάσταση του εγκεφάλου μετά το επεισόδιο.

Στους ασθενείς που υπέστησαν αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο η λειτουργία του εγκεφαλικού φλοιού διαταράσσεται ενώ η λειτουργία της σπονδυλικής στήλης παραμένει ανεπηρέαστη. Το βασικό πρότυπο κίνησης για το βηματισμό γεννάται στη σπονδυλική στήλη ενώ ο έλεγχος της βάδισης συμπεριλαμβάνει διάφορες περιοχές του εγκεφάλου, μέσω αυτών είναι και το κέντρο κίνησης του εγκεφαλικού φλοιού, η παρεγκεφαλίδα και το εγκεφαλικό στέλεχος (Εικόνα 9). Η σπονδυλική στήλη έχει βρεθεί ότι έχει περιοχές που ονομάζονται Control Pattern Generators ή σύντομα CPGs που σύμφωνα με την εμπνευσμένη ερμηνεία που πρότεινε ο Grillner είναι δίκτυα νευρικών κυττάρων που δημιουργούν κινήσεις και εμπεριέχουν στο γενετικό



τους υλικό τις απαραίτητες πληροφορίες για την ενεργοποίηση διαφόρων νευρώνων κίνησης σε κατάλληλη αλληλουχία και ένταση ώστε να παράγουν κινήσεις. Τα δίκτυα αυτά έχει προταθεί πως είναι έμφυτα παρόλο που «προσαρμόζονται και τελειοποιούνται κατά τη λειτουργία».



**Εικόνα 9:** Η κίνηση της βάδισης παράγεται από τη σπονδυλική στήλη (spinal cord) ενώ στον έλεγχο και τον συντονισμό συμμετέχουν διάφορες περιοχές του εγκεφάλου, όπως ο εγκεφαλικός φλοιός, η παρεγκεφαλίδα και το εγκεφαλικό στέλεχος

Originated by ADAM [http://adameducation.com/adam\\_images.aspx](http://adameducation.com/adam_images.aspx)

### **Παράγοντες που επηρεάζουν τις μεθόδους αποκατάστασης**

Η αποκατάσταση των λειτουργιών μετά από εγκεφαλικό είναι μια πολύπλοκη διαδικασία που αφορά κυρίως δύο διακριτούς παράγοντες, την αυθόρμητη ανάρρωση και τα αποτελέσματα θεραπευτικών παρεμβάσεων. Στην πραγματικότητα, υπάρχει μια συσχέτιση, μεταξύ του επιπέδου της κινητικής ανάρρωσης και των θεραπευτικών παρεμβάσεων.

Οι πρωταρχικοί στόχοι των ανθρώπων που υπέστησαν εγκεφαλικό περιλαμβάνουν την ανεξαρτησία στο περπάτημα και την ικανότητα να αυτοεξυπηρετούνται στις

καθημερινές τους δραστηριότητες. Συνεπώς, τα προγράμματα αποκατάστασης για ασθενείς με εγκεφαλικό κυρίως εστιάζουν στην εκπαίδευση της βάδισης.

Υπάρχουν κάποιες γενικές αρχές που διέπουν τη διαδικασία της αποκατάστασης του εγκεφαλικού. Θετικά αποτελέσματα στην ανάρρωση εμφανίζονται όταν ο ασθενής είναι αποφασισμένος και αφοσιωμένος στην προσπάθεια του. Επίσης, σημαντικό ρόλο παίζει και η αφοσίωση και ενθάρρυνση της οικογένειας του ασθενή. Ακόμη, το να θέτεις στόχους για να επιτύχεις απώτερους σκοπούς κατά τη διαδικασία της αποκατάστασης βελτιώνει την έκβαση της ανάρρωσης.

Επιπρόσθετα, η ενσυνείδητη λειτουργία σχετίζεται σημαντικά με επιτυχή αποκατάσταση. Από αυτή τη σκοπιά, η προσοχή είναι ένας εξίσου σημαντικός παράγοντας στην αποκατάσταση των ανθρώπων που επιβίωσαν το εγκεφαλικό επεισόδιο καθώς ελλιπής προσοχή επηρεάζει αρνητικά τη λειτουργία του εγκεφάλου στην καθημερινή ζωή.

Περαιτέρω, οι μαθησιακές επιδεξιότητες και οι θεωρίες του ελέγχου της κίνησης είναι ουσιώδη για τις παρεμβάσεις αποκατάστασης. Η προσαρμογή της κίνησης και η διαδικασία της μάθησης είναι δύο βασικές διαδικασίες που επηρεάζουν την ικανότητα του ανθρώπου να ελέγχει την κίνηση του. Σύμφωνα με τον Martin και τους συνεργάτες του, η «προσαρμογή» ορίζεται ως η τροποποίηση μιας κίνησης που βασίζεται στην ανατροφοδότηση του λάθους ενώ η «μάθηση» είναι ο βασικός μηχανισμός συμπεριφορικής προσαρμογής.

Έτσι, η προσαρμογή της κίνησης αναδιαμορφώνει την κίνηση σύμφωνα με καινούργιες απαιτήσεις και οι επαναλήψιμες προσαρμογές οδηγούν στην εκμάθηση μιας νέας προσαρμογής της κίνησης. Βασική προϋπόθεση για τη μάθηση είναι η αναγνώριση της διαφοράς μεταξύ πραγματικού και επιθυμητού αποτελέσματος κατά τη διαδικασία της μάθησης εκ των λαθών. Η βλάβη στον εγκεφαλικό φλοιό μπορεί να καθυστερήσει την προσαρμογή των επιθυμητών κινήσεων αλλά δεν την αποκλείει. Η θεωρία αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως μέθοδος αποκατάστασης για την αλλαγή ορισμένων προτύπων κίνησης των ασθενών σε μια πιο μόνιμη βάση (Belda-Lois *et al.*, 2011).

## 2.5 Κλασικές φυσιοθεραπευτικές τεχνικές αποκατάστασης βάδισης

Σήμερα, η αποκατάσταση της βάδισης βασίζεται περισσότερο σε φυσιοθεραπευτικές παρεμβάσεις και λιγότερο σε ρομποτικές προσεγγίσεις. Οι διάφορες φυσιοθεραπευτικές παρεμβάσεις κυρίως στοχεύουν στη βελτίωση της βάδισης στην πράξη και αφορούν συνήθως εκπαίδευση στο έδαφος. Όλες αυτές οι προσεγγίσεις απαιτούν ιδιαίτερα σχεδιασμένες προπαρασκευαστικές ασκήσεις, την παρατήρηση του φυσικοθεραπευτή και τον άμεσο χειρισμό της θέσης των κάτω άκρων κατά τη βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια αρχικά και μετέπειτα την υποβοηθούμενη βάδιση στο έδαφος.

Σύμφωνα με τη βιβλιογραφική ανασκόπηση του Cochrane το 2007 (Pollock *et al.*, 2007), οι νευρολογικές τεχνικές αποκατάστασης της βάδισης μπορούν να διακριθούν σε δύο κύριες κατηγορίες: νευροφυσιολογικές και τεχνικές κινητικής μάθησης.

Στις νευροφυσιολογικές τεχνικές ο φυσικοθεραπευτής υποστηρίζει τον ασθενή διορθώνοντας τα κινητικά του πρότυπα, λύνει τυχόν προβλήματα και παίρνει τις απαραίτητες αποφάσεις, πλην όμως ο ασθενής συμμετέχει παθητικά στην όλη διαδικασία αποκατάστασης. Βασισμένοι σε αυτή τη φιλοσοφία και σύμφωνα με διάφορες νευροφυσιολογικές υποθέσεις, αναπτύχθηκαν πολυάριθμες τεχνικές νευροαποκατάστασης. Από τις πιο συχνά χρησιμοποιούμενες στην αποκατάσταση της βάδισης είναι η μέθοδος Bobath, η μέθοδος Brunnström, η ιδιοδέκτρια νευρομυϊκή διευκόλυνση (P.N.F.), η μέθοδος Vojta και η μέθοδος Rood.

Σε αντίθεση με τον παθητικό ρόλο που κατέχει ο ασθενής στις νευροφυσιολογικές τεχνικές, οι προσεγγίσεις κινητικής μάθησης απαιτούν άμεση εμπλοκή του ασθενή στη διαδικασία αποκατάστασης. Η συνεργασία του ασθενή θεωρείται απαραίτητη και συνήθως κρίνεται σκόπιμο αρχικά ο ασθενής να εξετασθεί από νευροψυχολόγο. Τα προγράμματα κινητικής μάθησης περιλαμβάνουν μια σειρά από κινητικές ασκήσεις και στρατηγικές που αποσκοπούν στην εκπλήρωση στόχων που σχετίζονται με τις ανάγκες του ασθενή. Επιπλέον, η εξάσκηση είναι προτιμότερο να γίνεται στο περιβάλλον του ασθενή. Κάποιες από τις πιο γνωστές μεθόδους που χρησιμοποιούνται είναι η μέθοδος Perfetti, Peto, Affolter και η μέθοδος Ayres.

## 2.6 Ρομποτικές συσκευές

Οι συμβατικές μέθοδοι εξάσκησης της βάδισης δεν αποκαθιστούν το φυσιολογικό πρότυπο βάδισης στην πλειονότητα των ασθενών με εγκεφαλικό. Από την άλλη, οι ρομποτικές συσκευές γίνονται όλο και περισσότερο αποδεκτές από ερευνητές και κλινικούς γιατρούς και μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην αποκατάσταση ελλειμμάτων τόσο στ άνω όσο και στα κάτω άκρα (Belda-Lois *et al.*, 2011).

Οι ρομποτικές συσκευές παρέχουν ασφαλή, έντονη και στοχευμένη αποκατάσταση σε ανθρώπους με ελαφριές έως και πολύ σοβαρές κινητικές δυσκολίες μετά από νευρολογικό τραυματισμό. Η εξάσκηση με ρομπότ θα μπορούσε να παρέχει πιο εντατική θεραπεία με σχετικά ανεκτό κόστος, και να προσφέρει έξτρα πλεονεκτήματα όπως:

- i. ελεγχόμενη με ακρίβεια βοήθεια ή αντίσταση κατά την κίνηση
- ii. καλή επαναληψιμότητα
- iii. αντικειμενική και μετρήσιμη αξιολόγηση της απόδοσης του ασθενή
- iv. αυξημένα κίνητρα για εξάσκηση λόγω της χρήσης βιολογικής επανατροφοδότησης

Επιπλέον, αυτή η προσέγγιση μειώνει την ανάγκη του ασθενή για συνεχή παρακολούθηση και στήριξη, συνεπώς μειώνει τα ιατρικά έξοδα, και παρέχει κινηματικά και κινητικά δεδομένα με σκοπό να ελέγχεται και να ποσοτικοποιείται η ένταση της άσκησης, να μετρώνται οι αλλαγές και να αξιολογούνται οι κινητικές δυσκολίες του ασθενή με μεγαλύτερη ευαισθησία και αξιοπιστία από ότι κάνουν οι τυπικές κλινικές κλίμακες.

## 2.7 Ορθωτικές συσκευές

Από τα πιο διαδεδομένα μηχανικά υποβοηθήματα που χρησιμοποιούνται στην αποκατάσταση της βάδισης μετά το εγκεφαλικό σε συνδυασμό με μεθόδους φυσιοθεραπείας είναι οι ορθωτικές συσκευές. Οι ορθωτικές συσκευές είναι κοινώς γνωστές και ως νάρθηκες και εφαρμόζονται εξωτερικά στη πόδι (Εικόνα 10). Είναι σχεδιασμένες για να παρέχουν στήριξη και βοηθούν ώστε να παραμένει το κόκκαλο του άκρου σε μια θέση που να επιτρέπει στον ασθενή να κινηθεί πιο εύκολα. Οι ορθωτικές συσκευές υποστηρίζουν το πόδι με μια γωνία 90° που διευκολύνει το πόδι να αφήσει το έδαφος στη βάρδια. Οι ορθωτικές συσκευές αστραγάλου-ποδιού (ankle-foot orthosis AFO) διατηρούν τον αστράγαλο σε ουδέτερη θέση κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης, έτσι δεν εκτείνεται, ούτε κάμπτεται. Ωστόσο, αυτές οι συσκευές δεν ενδυναμώνουν, ούτε επανεκπαιδεύουν το μυ ώστε να προαχθεί η μακροπρόθεσμη βελτίωση της λειτουργίας του κατά τη βάρδια.



**Εικόνα 10:** Ορθωτική συσκευή που χρησιμοποιείται για τη διόρθωση πτώσης πέλματος

[http://www.alibaba.com/product-gs/448905414/Superior\\_Medical\\_High\\_Elastic\\_Orthopedic\\_Ankle.html](http://www.alibaba.com/product-gs/448905414/Superior_Medical_High_Elastic_Orthopedic_Ankle.html)

### **3. Λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός (F.E.S functional electrical stimulation)**

#### **3.1 Ορισμός**

Ερευνώντας τη βιβλιογραφία, βρίσκουμε αρκετούς όρους που περιλαμβάνουν τον «ηλεκτρικό ερεθισμό» ή «ηλεκτρική διέγερση»:

-ηλεκτρική διέγερση (E.S electrical stimulation)

-νευρομυϊκή ηλεκτρική διέγερση (N.M.E.S neuromuscular electrical stimulation)

-ηλεκτρική μυϊκή διέγερση (E.M.S electrical muscular stimulation)

-λειτουργική ηλεκτρική διέγερση (F.E.S functional electrical stimulation)

Ο Λειτουργικός Ηλεκτρικός Ερεθισμός (FES) είναι η χρήση μικρών ηλεκτρικών ερεθισμάτων για τη διέγερση μυών που δεν λειτουργούν λόγω αδυναμίας-παράλυσης από νευρική βλάβη. Σκοπός της μεθόδου είναι να αναπαράγει τις κινήσεις που έχουν ελαττωθεί ή και χαθεί εντελώς, ώστε να βελτιώσει την αυτονομία και την ποιότητα ζωής του ατόμου. Αυτή είναι η βασική διαφορά από τον απλό Ηλεκτρικό Ερεθισμό (ηλεκτρογυμναστική), που εφαρμόζεται με τον ασθενή σε χαλαρή θέση στο φυσικοθεραπευτήριο ή το ιατρείο, για εξάσκηση κάποιων μυών ή νεύρων. Στο Λειτουργικό Ηλεκτρικό Ερεθισμό λοιπόν, η κίνηση που προκαλείται είναι μέρος κάποιας λειτουργίας, όπως πχ. η βάρδια, το σήκωμα από την καρέκλα, το άπλωμα του χεριού, κλπ, και εφαρμόζεται ακριβώς κατά τη διάρκεια της λειτουργίας, από τον ίδιο τον ασθενή στο σπίτι του, στο χώρο εργασίας του, ή και σε εξωτερικούς χώρους.

### 3.2 Ιστορική αναδρομή

Η ιδέα του ηλεκτρικού ερεθισμού ξεκίνησε από τους αρχαίους Έλληνες, που χρησιμοποιούσαν κεχριμπάρι («ήλεκτρον») για να προκαλέσουν μυικές συσπάσεις. Με τις έρευνες των Volta και Faraday κατά το 18ο και 19ο αιώνα, η χρήση του ηλεκτρισμού έγινε περισσότερο ελεγχόμενη, ενώ κατόπιν βοήθησαν και οι έρευνες των Galvani και Duchenne στη νευροφυσιολογία.

Η έννοια του Λειτουργικού Ηλεκτρικού Ερεθισμού προτάθηκε από τον Liberson το 1961, όταν ο ίδιος και η ερευνητική του ομάδα δημιούργησαν την πρώτη ηλεκτρική συσκευή διέγερσης για τη διόρθωση της πτώσης πέλματος μετά από αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (Εικόνα 11). Η θεωρία του ήταν ότι διεγείροντας ηλεκτρικά τους παραλυμένους μύες, θα ήταν δυνατό να παράγει μία λειτουργική κίνηση, αναπαριστώντας έτσι τη λειτουργία ενός νάρθηκα ή κηδεμόνα (βοήθημα βάδισης που προσαρμόζεται μέσα ή επάνω στο υπόδημα), χωρίς όμως τα μειονεκτήματά τους.



**Εικόνα 11:** Η πρώτη ηλεκτρική συσκευή διέγερσης που κατασκευάστηκε από τον Liberson το 1961 <http://www.fes.gr/fes.html>

Ο Liberson δοκίμασε τη συσκευή που δημιούργησε σε ασθενείς με ημιπληγία και ανέφερε ότι όχι μόνο βελτιώθηκε σημαντικά η βάδισή τους με χρήση της συσκευής, αλλά και ότι σε αρκετές περιπτώσεις οι ασθενείς ανακτούσαν την ικανότητα να ανασηκώνουν μόνοι τους το πέλμα τους για σύντομες περιόδους μετά τη χρήση της συσκευής.

Κατά τις επόμενες δεκαετίες η μέθοδος FES επεκτάθηκε και σε εφαρμογές για την έγερση/ βάδιση παραπληγικών ασθενών, αποκατάσταση της λειτουργικότητας του χεριού, μυο-ηλεκτρικό έλεγχο σε νάρθηκες και τεχνητά μέλη, έλεγχο της σπαστικότητας στο επίπεδο του νωτιαίου μυελού, κινητικά προβλήματα από κακώσεις περιφερικών νεύρων, κ.ά. Αρκετές από αυτές τις εφαρμογές παρέμειναν για πολλά χρόνια σε ερευνητικά πλαίσια με περιορισμένη εφαρμογή σε ασθενείς, λόγω πρακτικών προβλημάτων που σχετίζονταν με τις παλιότερες τεχνολογίες και σε έλλειψη εμπειρίας.

Γύρω στα μέσα της δεκαετίας του '80 το προσωπικό του τμήματος Βιοϊατρικής του νοσοκομείου Salisbury στη Μ. Βρετανία (που ανήκει στο Βρετανικό Εθνικό Σύστημα Υγείας, το NHS) ξεκίνησαν την έρευνα στη μέθοδο FES, με σκοπό να βοηθήσουν κάποιους μεμονωμένους ασθενείς με κινητικά προβλήματα στα κάτω άκρα (τα πόδια). Τα πρώτα αποτελέσματα ήταν τόσο ενθαρρυντικά, ώστε αποφάσισαν να συνεχίσουν την έρευνα και εξέλιξη της μεθόδου. Στόχος τους ήταν να κατασκευάσουν κάποια αξιόπιστη συσκευή που να μπορεί πλέον να χρησιμοποιείται καθημερινά από ασθενείς με διάφορα προβλήματα, με σταθερά καλά αποτελέσματα. Σταδιακά, μετά από 10 περίπου χρόνια, κατασκεύασαν την πρώτη τέτοια συσκευή για ασθενείς με βλάβες του κεντρικού νευρικού συστήματος. Το 1997 η συσκευή έλαβε έγκριση χρήσης από το Βρετανικό Εθνικό Σύστημα Υγείας («NHS»), ενώ αργότερα ακολούθησαν και άλλες εγκρίσεις, όπως από τον Βρετανικό Ιατρικό Σύλλογο («Royal College of Physicians») το 2000, και από τον Αμερικανικό Οργανισμό Τροφίμων-Φαρμάκων («Food and Drugs Agency») το 2005.



Από το 1997 και μετά η μέθοδος FES έχει χρησιμοποιηθεί από πολλές χιλιάδες ασθενών σε δεκάδες νοσοκομεία και ιδιωτικές κλινικές σε όλη τη Μ. Βρετανία, ενώ στο νοσοκομείο Salisbury έχει πλέον δημιουργηθεί το «National FES Centre», ένα πρότυπο κέντρο εφαρμογής της μεθόδου σε παγκόσμια κλίμακα. Οι συσκευές που κατασκευάζονται εκεί εξάγονται πλέον σε όλο τον κόσμο, με την εμπορική ονομασία «Odstock Medical Limited (OML)». Εκτός από τη Μ. Βρετανία, η εφαρμογή της μεθόδου FES με τις συγκεκριμένες συσκευές είναι διαδεδομένη και σε πολλές άλλες χώρες της Ευρώπης, όπως την Ιρλανδία, την Ιταλία, τη Δανία, την Αυστρία, το Βέλγιο, την Ολλανδία, το Λουξεμβούργο και τη Ρουμανία. Χρησιμοποιείται επίσης στις ΗΠΑ, την Τουρκία, την Κίνα, τη Ν. Αφρική και το Κατάρ, ενώ συνεχώς εξαπλώνεται η χρήση της σε περισσότερες χώρες.

### 3.3 Πρωτόκολλο μεθόδου FES

Η μέθοδος FES μπορεί να βοηθήσει άτομα με κινητικές δυσκολίες (αδυναμία/πάρεση, παράλυση, σπαστικότητα) λόγω βλάβης στον «ανώτερο κινητικό νευρώνα», δηλαδή τον εγκέφαλο ή το νωτιαίο μυελό. Τέτοιες βλάβες είναι το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο, η σκλήρυνση κατά πλάκας, η νόσος του Πάρκινσον, η εγκεφαλική παράλυση, οι κρανιοεγκεφαλικές κακώσεις, οι ατελείς βλάβες του νωτιαίου μυελού (επίπεδο Θ12 και άνω), κ.ά.

Για να είναι αποτελεσματική η μέθοδος, είναι απαραίτητο να μην παρουσιάζουν κάκωση οι ίνες μέσα στα νεύρα που ενώνουν το νωτιαίο μυελό με τους μύες. Αυτό ισχύει προκειμένου να μπορούν να φτάσουν οι ηλεκτρικοί παλμοί μέσω των νεύρων στους μύες. Για το λόγο αυτό η μέθοδος συνήθως δεν έχει ικανοποιητικά αποτελέσματα σε βλάβες των περιφερικών νεύρων (π.χ. μετά από εγχειρήσεις στα κάτω άκρα) ή όταν η κινητική δυσκολία προέρχεται από πρόβλημα στη μέση (οσφυική μοίρα σπονδυλικής στήλης). Επίσης σπάνια έχει καλά αποτελέσματα σε περιπτώσεις πολιομυελίτιδας, Guillain Barre, πολυνευροπάθειες, κ.ά.

Η μέθοδος FES εφαρμόζεται με επιτυχία σε ηλικίες από 6-7 ετών έως και τη γεροντική ηλικία.

Είναι η κατάλληλη μέθοδος για ασθενείς με βλάβες όπως αυτές που αναφέρθηκαν παραπάνω, με την προϋπόθεση να μην υπάρχει κάποια από τις πιο κάτω αντενδείξεις:

- Δεν εφαρμόζεται κατά την εγκυμοσύνη, επειδή δεν υπάρχουν μελέτες που να αποδεικνύουν ότι η χρήση της μεθόδου είναι ασφαλής.
- Εάν υπάρχει επιληψία, πρέπει να ελέγχεται με κατάλληλη φαρμακευτική αγωγή.
- Εάν χρησιμοποιείται καρδιακός βηματοδότης, η χρήση της μεθόδου επιτρέπεται μόνο μετά από έλεγχο καρδιολόγου ή εξουσιοδοτημένου τεχνικού (για να βεβαιωθεί ότι δεν υπάρχει παρεμβολή).
- Δεν πρέπει να υπάρχουν σοβαρές δερματοπάθειες στην περιοχή τοποθέτησης των ηλεκτροδίων.

- Δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε κάποια άρθρωση που παρουσιάζει αγκύλωση.
- Δεν είναι κατάλληλη για ασθενείς με κακοήθη όγκο στην περιοχή που εφαρμόζεται ο ηλεκτρικός ερεθισμός καθώς η αύξηση της τοπικής ροής αίματος μπορεί να επάγει την αυξημένη ανάπτυξη του όγκου.

Εκτός από τις γενικές αντενδείξεις, κάποιες επιπλέον προϋποθέσεις που πρέπει να πληρούν τα υποψήφια άτομα για την εφαρμογή της μεθόδου FES, όσον αφορά στις λειτουργικές τους ικανότητες, είναι οι εξής:

- § Το άτομο πρέπει να είναι ικανό να περπατήσει τουλάχιστον 8-10 μέτρα αυτόνομα ή με υποβοήθηση από άλλο άτομο, ή με χρήση βοηθημάτων (π.χ. μπαστούνι, πατερίτσα, κηδεμόνα, κλπ.).
- § Δεν πρέπει να υπάρχει μόνιμη αγκύλωση στις αρθρώσεις που θέλουμε να προκαλέσουμε κίνηση (π.χ. την «ποδοκνημική» άρθρωση, δηλ. τον αστράγαλο, όταν πρόκειται για πτώση πέλματος). Μια μικρή αντίσταση οφειλόμενη στην σπαστικότητα των μυών της κνήμης είναι επιτρεπτή.
- § Το άτομο πρέπει να μπορεί να σηκωθεί όρθιο από την καθιστή θέση, έστω και με τη βοήθεια από μπαστούνι ή πατερίτσα.
- § Πρέπει να υπάρχει μια σχετική αντοχή στην εξάσκηση.
- § Δεν υπάρχει ανώτατο στην απόσταση βάρδισης. Η συσκευή FES έχει χρησιμοποιηθεί με επιτυχία σε ασθενείς όπου η πτώση πέλματος γίνεται πρόβλημα μόνο όταν ο ασθενής κουράζεται και σε ασθενείς όπου το πρόβλημα είναι σχετικά μικρό.

Τέλος, όσον αφορά στα κίνητρα των υποψήφιων ασθενών αλλά και στο επίπεδο κατανόησης και ανεξαρτησίας που τα άτομα επιδεικνύουν, θα πρέπει:

- ΰ Να μπορούν να καταλάβουν τους στόχους της θεραπείας και να είναι δεκτικοί στην τήρηση του πρωτοκόλλου. Όπου χρειάζεται, το συνοδό άτομο θα πρέπει να μπορεί να βοηθήσει στη χρήση του εξοπλισμού.

ü Όταν οι ασθενείς ζουν μόνοι και δεν έχουν συνοδό άτομο, θα πρέπει να μπορούν να τοποθετήσουν τα ηλεκτρόδια και να χειριστούν τη συσκευή ανεξάρτητοι. Αν υπάρχει κάποιο μέλος της οικογένειας ή συνοδό άτομο, απαιτείται λιγότερη ανεξαρτησία.

Σε κάποιες περιπτώσεις ο γιατρός μπορεί να κρίνει ότι είναι απαραίτητο το άτομο να περάσει μια περίοδο εκπαίδευσης στον ηλεκτρικό ερεθισμό, με σκοπό να δυναμώσουν οι μύες, να μειωθεί η σπαστικότητα ή για να συνηθίσει το άτομο την αίσθηση του ηλεκτρικού ερεθισμού.

Η συσκευή FES πρέπει να εφαρμόζεται σε δύο κλινικές συνεδρίες σε ανεξάρτητες ημέρες. Την πρώτη φορά, ο χρήστης διδάσκεται πώς να εφαρμόζει τη συσκευή ενώ τη δεύτερη μέρα, ο χρήστης αξιολογείται στην ικανότητα του να εφαρμόζει μόνος του ή με τη βοήθεια συνοδού προσώπου τη συσκευή. Η χρήση του διεγέρτη πρέπει να αυξάνεται σταδιακά τις πρώτες 2-3 βδομάδες ώσπου ο γιατρός κρίνει πως η συσκευή μπορεί να χρησιμοποιείται καθ' όλη τη διάρκεια της ημέρας. Η εξέλιξη του ασθενή κρίνεται σκόπιμο να παρακολουθείται στις 6 βδομάδες, στις 18, 45 και 72 βδομάδες μετά την πρώτη χρήση και από κει και πέρα ανά εξάμηνο ή χρόνο ανάλογα με την κατάσταση του ασθενή και για όσο χρόνο η συσκευή χρησιμοποιείται.

### **3.4 Εφαρμογή FES σε ασθενείς μετά από ΑΕΕ**

Υπολογίζεται πως περίπου 20% των ανθρώπων που υπέστησαν αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο υποφέρουν από πτώση πέλματος και 80% εξ αυτών θα μπορούσαν να επωφεληθούν από τον Λειτουργικό Ηλεκτρικό Ερεθισμό.

Οι κύριοι στόχοι για τη χρήση της ηλεκτρικής διέγερσης στο εγκεφαλικό είναι:

1. Αυξάνει τη δύναμη και μειώνει την ατροφία στους παραλυμένους μυς.
2. Τεντώνει τους σπαστικούς μυς που παρουσιάζουν εξάντληση.

Χάρη σ' αυτήν τη διπλή δράση, συστολή των παραλυμένων μυών και χαλάρωση των σπαστικών ανταγωνιστικών μυών, περιορίζεται η σπαστικότητα.

3. Βελτιώνει την ιδιοδεκτικότητα μέσω ερεθισμάτων που παράγονται στους τένοντες και μυϊκούς υποδοχείς.
4. Διατηρεί την τροφικότητα των μυών και του συνδετικού ιστού, αποφεύγοντας τη συσσώρευση άχρηστων προϊόντων, την ανεπάρκεια νερού, οξυγόνου και θρεπτικών και μειώνοντας τυχόν προσκολλήσεις που περιορίζουν την ολισθηρή επιφάνεια των ιστών και μπορεί να οδηγήσει σε συρρίκνωση τους.

Ο μυς που συνήθως διεγείρεται στο πρόβλημα της πτώσης πέλματος είναι εκείνος στη μπροστινή πλευρά της κνήμης («πρόσθιος κνημιαίος»). Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση δύο αυτοκόλλητων επιδερμικών ηλεκτροδίων που τοποθετούνται σε συγκεκριμένες θέσεις στην έξω πλευρά του ποδιού, κάτω από το γόνατο. Ο ειδικός διακόπτης πέλματος που τοποθετείται μέσα στο υπόδημα, κάτω από την πτέρνα, ενεργοποιεί τον ηλεκτροδιεγέρτη τη στιγμή που ελαττώνεται το βάρος στο πάσχον πόδι, όταν δηλαδή προσπαθεί το άτομο να κάνει βήμα (έναρξη της «φάσης αιώρησης»), και διακόπτει τη διέγερση όταν το άτομο βάζει πάλι βάρος στο πάσχον πόδι (έναρξη «φάσης στήριξης»), ώστε να μπορέσει να κάνει βήμα με το υγιές πόδι.

Αυτό εξασφαλίζει ότι ο ηλεκτροδιεγέρτης προσαρμόζει τη λειτουργία του στον τρόπο και την ταχύτητα βάρδισης όχι μόνο κάθε ατόμου, αλλά και από το ένα βήμα στο επόμενο.

Η πλειοψηφία των ατόμων που παρουσιάζουν το πρόβλημα της πτώση πέλματος μπορούν να δουν άμεση βελτίωση χρησιμοποιώντας τον Μονοκάναλο Ηλεκτροδιεγέρτη ODFS. Σε κάποιες όμως περιπτώσεις είναι απαραίτητο να διεγερθούν δύο ομάδες μυών κατά τη διάρκεια της βάρδισης, όπως για παράδειγμα όταν η πτώση πέλματος συμβαίνει και στα δύο κάτω άκρα. Σε τέτοιες περιπτώσεις απαιτείται χρήση του Δικάναλου Ηλεκτροδιεγέρτη O2CHS.

Άλλες περιπτώσεις που χρειάζεται ο Δικάναλος Ηλεκτροδιεγέρτης O2CHS είναι οι εξής: Όταν υπάρχει ανεπαρκής σταθερότητα του γόνατος (λόγω αδυναμίας των μυών στη μπροστινή ή την πίσω πλευρά του μηρού), ανεπαρκής κάμψη του γόνατος (λόγω αδυναμίας των καμπτήρων του γόνατος, δηλ. των μυών στην πίσω πλευρά του μηρού), δυσκολία στην προώθηση του σώματος προς τα εμπρός (λόγω αδυναμίας των μυών της γάμπας ή του γλουτού) κ.ά. Τα πιο πάνω προβλήματα μπορεί να παρουσιάζονται μόνο στο ένα, ή και στα δύο κάτω άκρα, και να συνδυάζονται ή όχι με πτώση πέλματος.

Επίσης ο Δικάναλος Ηλεκτροδιεγέρτης O2CHS έχει εφαρμογή και σε ορισμένους ημιπληγικούς ασθενείς που παρουσιάζουν έντονα κινητικά προβλήματα στο άνω και κάτω άκρο της πάσχουσας πλευράς, τα οποία επηρεάζουν την ισορροπία τους. Σε αυτές τις περιπτώσεις είναι δυνατόν να γίνει εφαρμογή ταυτόχρονα στο κάτω άκρο, προκειμένου να βελτιωθεί η βάρδιση, και στο άνω άκρο, προκειμένου να βελτιωθεί η αιώρησή του την ώρα της βάρδισης.

### **3.5 Λόγοι για τους οποίους οι ασθενείς επιλέγουν τη μέθοδο FES**

Τα κίνητρα των ασθενών που επιλέγουν να χρησιμοποιήσουν τη μέθοδο FES:

#### **1. Καλή φυσιολογία/ Άσκηση**

Οι ασθενείς συχνά δηλώνουν ότι νιώθουν καλύτερα και έχουν μια γενικά καλύτερη φυσική κατάσταση. Κατά μια έννοια, αντιλαμβάνονται τη μέθοδο σαν ένα σπορ.

#### **2. Θεραπευτικοί σκοποί**

Στη βιβλιογραφία αναφέρονται βελτιώσεις στην κυκλοφορία του αίματος, στα οστά, στις αρθρώσεις και στην σπαστικότητα. Ωστόσο, οι ασθενείς δεν έρχονται ποτέ στον γιατρό με αυτό το κίνητρο. Ο γιατρός όμως μπορεί να πείσει τον ασθενή να χρησιμοποιήσει τη μέθοδο FES με σκοπό την απώτερη βελτίωση της κλινικής του κατάστασης. Παρ' όλα αυτά, δεν υπάρχουν σήμερα δεδομένα για τις μακροπρόθεσμες θεραπευτικές ιδιότητες της μεθόδου. Συνεπώς, το ερώτημα παραμένει, αν είναι λογικό ένας ασθενής να χρησιμοποιεί ισόβια τον λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό για θεραπευτικούς σκοπούς.

#### **3. Αισθητικοί λόγοι**

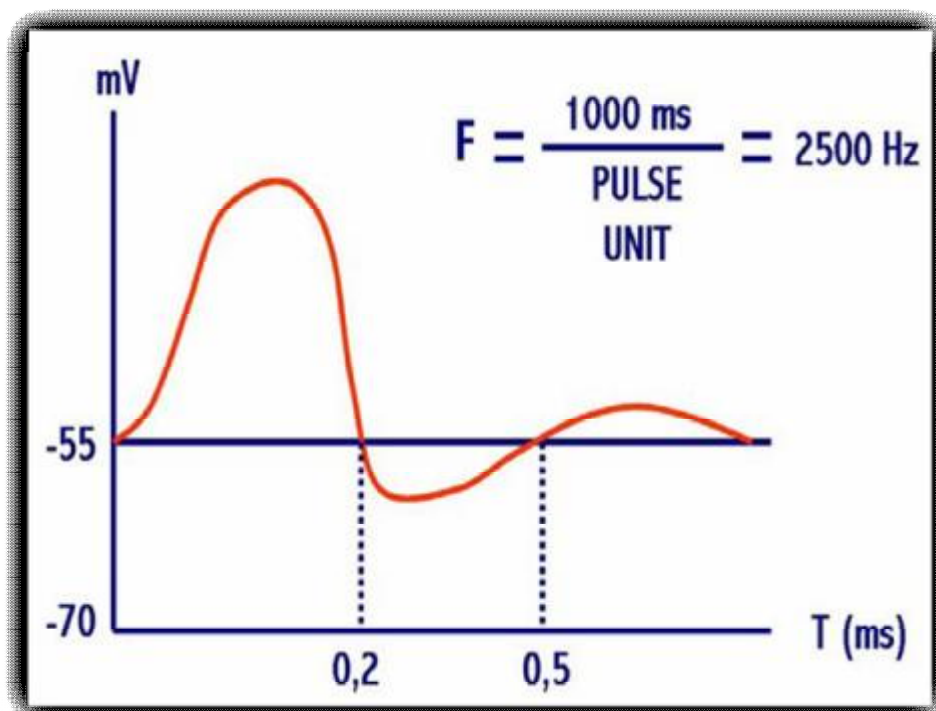
Κάποιοι ασθενείς βλέπουν βελτίωση στην ποιότητα του δέρματος τους και στο μέγεθος των μυών του ποδιού.

#### 4. Λειτουργικοί σκοποί

Ίσως είναι το πιο σημαντικό κίνητρο για το οποίο οι ημιπληγικοί ασθενείς χρησιμοποιούν τη μέθοδο FES. Στο κέντρο αποκατάστασης οι ασθενείς καταφέρνουν να σταθούν και να περπατήσουν χάρη στη μέθοδο του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού ενώ για τη περαιτέρω χρήση του στο σπίτι ίσως οι λόγοι να μην είναι πλέον καθαρά λειτουργικοί αλλά να επεκτείνονται και στους ανωτέρω (Pedotti, Ferrarin, 1992).

### 3.6 Νευροφυσιολογία του ηλεκτρικού ερεθισμού

Η θεωρία του Kotz (*Ρώσικη διέγερση*) υποστηρίζει ότι τα 2500 Hz είναι η καλύτερη συχνότητα για να διεγερθεί ο μυς, σύμφωνα με την ακόλουθη μαθηματική εξίσωση (Εικόνα 12).





**Εικόνα 12:** Η μονάδα παλμού. (Cuenca & Lazar, 2008)

Ωστόσο, κανένα σύστημα στο σώμα μας δεν λειτουργεί σε τόσο υψηλή συχνότητα. Μόνο ο νωτιαίος μυελός περιέχει ίνες που είναι ευαίσθητες σε 750 Hz, ενώ ο μέσος όρος της συχνότητας που μπορούν να δεχτούν οι μυϊκές ίνες του ανθρώπινου σώματος αντιστοιχεί στα 128 Hz. Πιο συγκεκριμένα, οι μυϊκές ίνες ανταποκρίνονται σε συχνότητες των 20 Hz (βραδείας συστολής ίνες ή Τύπου I) και σε συχνότητες των 80-150 Hz (ταχείας συστολής ίνες ή Τύπου II) (Cuenca & Lazar, 2008).

Οι μυϊκές ίνες τύπου I ή «κόκκινες» έχουν την ικανότητα να καταναλώνουν οξυγόνο για την παραγωγή ενέργειας. Είναι πλούσιες σε μιτοχόνδρια και μυοσφαιρίνη και έχουν πολύ καλή αιμάτωση, με αποτέλεσμα να φαίνονται κόκκινες. Είναι οι μυϊκές ίνες που χρησιμοποιούν αθλητές σε αγωνίσματα αντοχής, όπως ο μαραθώνιος και η ποδηλασία δρόμου.

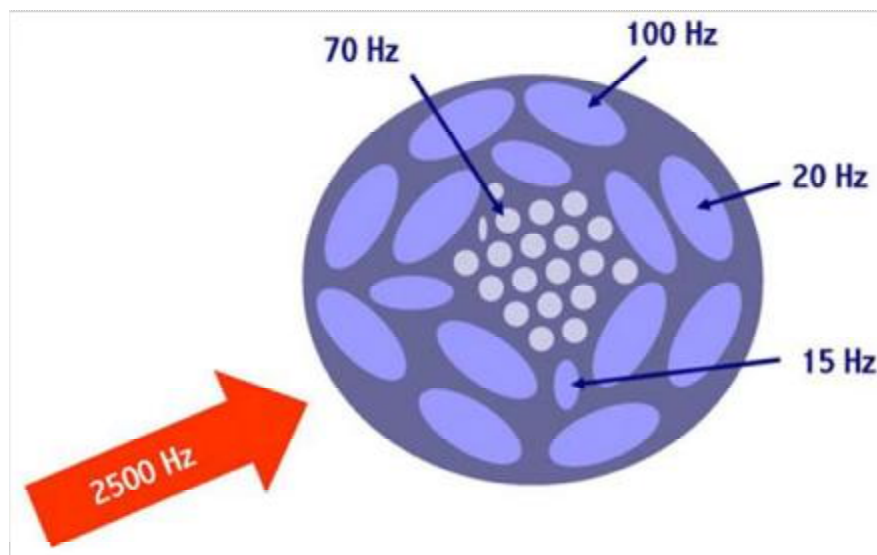
Οι μυϊκές ίνες τύπου II ή λευκές έχουν την ικανότητα παραγωγής ενέργειας και αναερόβια, δηλαδή χωρίς την χρήση οξυγόνου. Υπάρχουν τρία είδη τέτοιων ινών. Οι μυϊκές ίνες τύπου IIα που έχουν αναερόβιες και αερόβιες ικανότητες. Το χρώμα τους είναι ερυθρό και μοιάζουν περισσότερο με τις ίνες τύπου I με τη διαφορά ότι μπορούν να παράγουν ενέργεια και αναερόβια. Οι μυϊκές ίνες τύπου IIx που είναι οι βασικές αναερόβιες μυϊκές ίνες των ανθρώπων. Έχουν την ικανότητα να παράγουν ενέργεια μεγαλύτερης έντασης για μικρότερο χρονικό διάστημα από τις ίνες τύπου I. Τέλος, υπάρχουν οι μυϊκές ίνες τύπου IIβ που είναι ίνες αποκλειστικά αναερόβιες και βρίσκονται σε μικρό αριθμό στο ανθρώπινο σώμα.

Οι άνθρωποι μύες περιέχουν μία γενετικά προκαθορισμένη μείξη από τους δύο βασικούς τύπους. Κατά μέσο όρο, έχουμε περίπου 50% βραδείας συστολής ίνες και 50% ταχείας συστολής ίνες στους περισσότερους μυς που χρησιμοποιούνται στην κίνηση. Ως εκ τούτου, τα 2500 Hz που προτείνονται από τον Kotz δεν συμφωνούν με τις συχνότητες που χρησιμοποιούν τα συστήματα της φυσιολογίας του ανθρώπου. Ο μεταβολισμός των μυών δεν μπορεί να προσαρμοστεί σε μια τόσο υψηλή συχνότητα.

Από την άλλη, μια μυϊκή ίνα έχει τόσα ενεργειακά αποθέματα ώστε, σε απουσία νερού και οξυγόνου, να μπορεί να παραγάγει κατά μέσο όρο 100,000 πιθανές κινήσεις. Έτσι, έπειτα από 40 δευτερόλεπτα στα 2500 Hz, δεν έχει απομείνει στο κύτταρο καθόλου ενέργεια. Κατά τη διάρκεια μιας έντονης συστολής, ο μυς

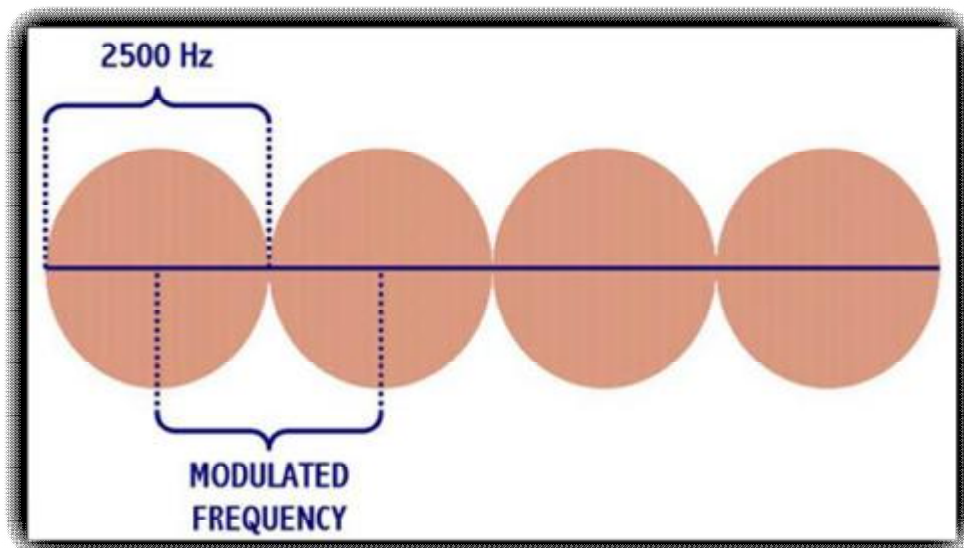
χρησιμοποιεί τα δικά του ενεργειακά αποθέματα μιας και η μεταφορά θρεπτικών και οξυγόνου μέσω της ροής του αίματος διακόπτεται εντελώς. Συνεπώς, σε μια μέγιστη συστολή των 25-40 δευτερολέπτων ο μυς θα σταματήσει να ανταποκρίνεται στο ερέθισμα.

Τα νεύρα έχουν και αυτά μια συχνότητα διέγερσης φυσιολογικής λειτουργίας (Εικόνα 13). Αν εφαρμοστεί ένα πολύ υψηλό ερέθισμα, οι νευρώνες της κίνησης θα προσπαθήσουν να υπομείνουν αυτή τη συχνότητα για μερικά δευτερόλεπτα, αλλά εφόσον αυτό είναι ανέφικτο θα καταλήξουν να λειτουργούν στη δική τους φυσιολογική συχνότητα (Cuenca & Lazar, 2008).



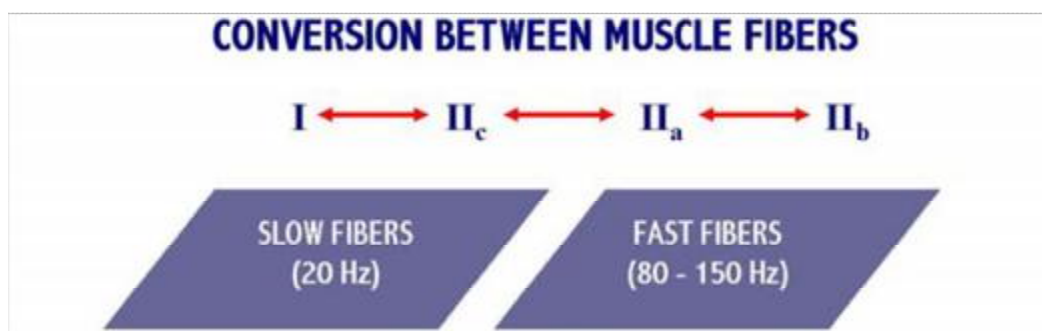
**Εικόνα 13:** Συχνότητα διέγερσης των νευρικών ινών (Cuenca & Lazar, 2008)

Ένα επιπλέον πρόβλημα είναι ότι δεν υπάρχουν καθόλου παύσεις στο εφαρμόσιμο ρεύμα και έτσι δεν δίνεται καθόλου χρόνος στα νεύρα για να επαναφορτιστούν. Αν λοιπόν χρησιμοποιείται ηλεκτρικό δυναμικό συχνότητας ίσης με 2500 Hz, η συχνότητα θα πρέπει να τροποποιηθεί ώστε να δημιουργούνται οι παύσεις που φαίνονται στην Εικόνα 14 (Cuenca & Lazar, 2008).



**Εικόνα 14:** Η τροποποιημένη συχνότητα (Cuenca & Lazar, 2008)

Κατά τον Johnson, όταν ένας μυς έχει πάνω από 70% περιεκτικότητα ενός τύπου μυϊκών ινών (βραδείας ή ταχείας συστολής), τότε ο μυς παίρνει το όνομα του από αυτόν τον τύπο μυϊκών ινών. Με κατάλληλη εξάσκηση, είναι δυνατόν να μετατραπούν μυϊκές ίνες εξαιρετικά ταχείας συστολής σε άλλες που συστέλλονται ελαφρώς πιο γρήγορα ή πιο αργά, αλλά είναι αδύνατον να μετατραπούν απευθείας μυϊκές ίνες τύπου I σε τύπου IIβ και αντίστροφα (όπως φαίνεται και στην Εικόνα 15) (Cuenca & Lazar, 2008).

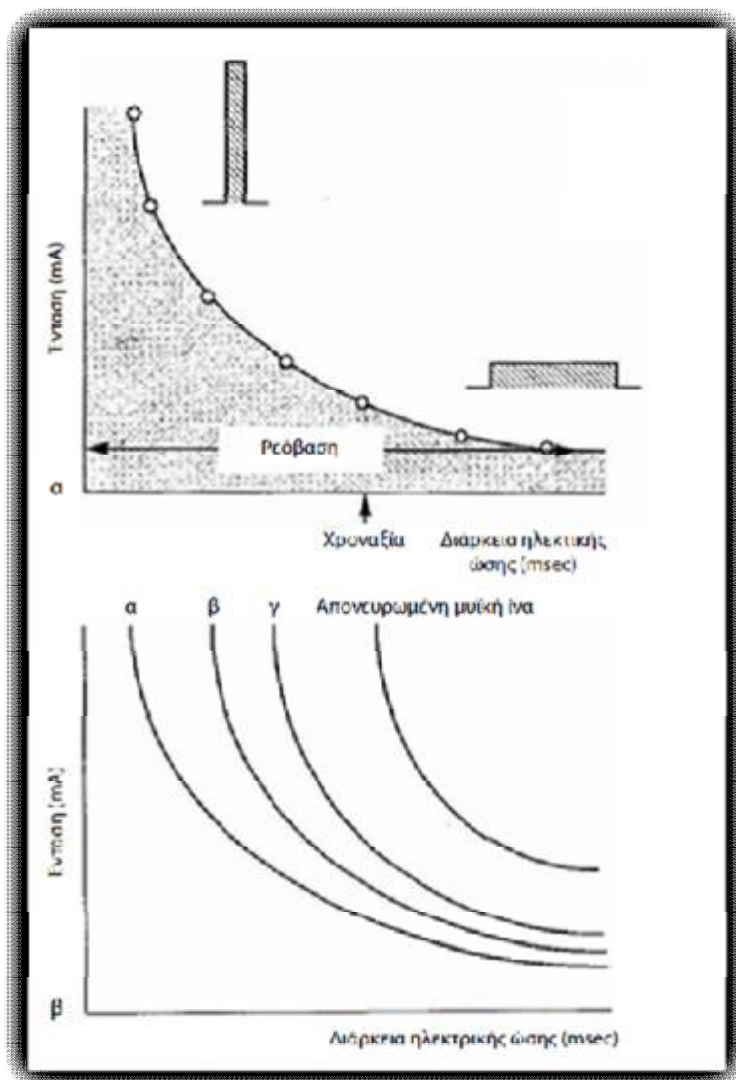


**Εικόνα 15:** Μετατροπή μεταξύ διαφόρων τύπων μυϊκών ινών (Cuenca & Lazar, 2008)

### **3.7 Φυσικές αρχές του Ηλεκτρικού Νευρομυϊκού Ερεθισμού**

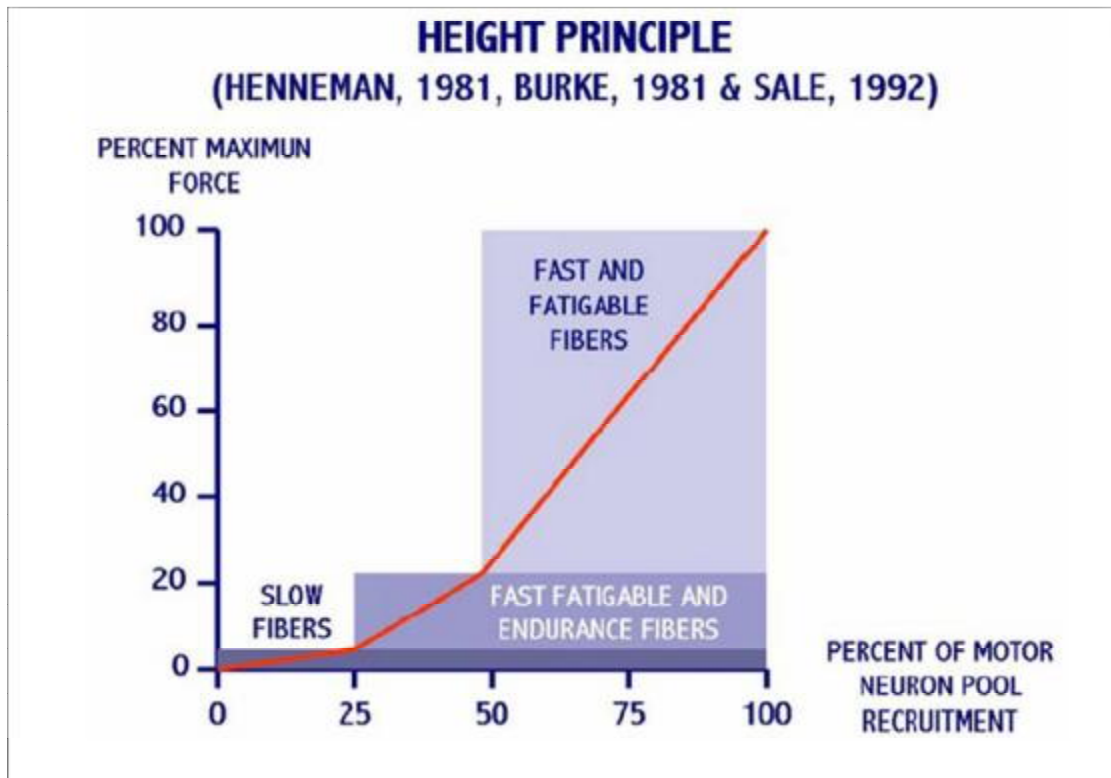
Όταν ο μυς διεγείρεται με τεχνητά μέσα, όπως με τον ηλεκτρικό ερεθισμό, η ενεργοποίηση των μυϊκών μονάδων είναι διαφορετική από αυτή που παρατηρείται κατά τη φυσιολογική εκούσια ενεργοποίηση. Ενώ τα ηλεκτρόδια είναι τοποθετημένα διαδερμικά πάνω από την επιφάνεια του μυός, η ενεργοποίηση του μυός αυτού καθαυτού οφείλεται στη διέγερση των ενδομυϊκών κλάδων του νεύρου και όχι στην απευθείας διέγερση των μυϊκών ινών (με την προϋπόθεση, βέβαια, ότι η νευρική οδός είναι ανέπαφη).

Αυτό προκύπτει από μελέτες της επίδρασης του ηλεκτρικού νευρομυϊκού ερεθισμού (HNME) σε χειρουργικούς ασθενείς, στους οποίους αποκλείστηκε η τελική κινητική πλάκα με κουράριο (Μπούγλα, 2009). Η δύναμη της μυϊκής συστολής καθορίζεται από δύο κυρίως παράγοντες: (α) από τον αριθμό των μυϊκών ινών που επιστρατεύονται και ο οποίος εξαρτάται από την ένταση και τη διάρκεια του ερεθίσματος και (β) από τη συχνότητα διέγερσης του περιφερικού νεύρου. Για τη μυϊκή ίνα ισχύει ο νόμος του όλου ή ουδέν. Η ελάχιστη ένταση ηλεκτρικού ρεύματος, η οποία είναι ικανή να προκαλέσει μυϊκή συστολή, ονομάζεται ρεόβαση. Ρεύματα μικρότερης έντασης δεν είναι ικανά να προκαλέσουν μυϊκή συστολή. Ως χροναξία ορίζεται η διάρκεια της ηλεκτρικής ώσης που απαιτείται για τον ερεθισμό του μυός σε ένταση διπλάσια αυτής του ουδού ερεθισμού της ίνας ή ρεόβασης. Η σχέση έντασης-διάρκειας φαίνεται στην Εικόνα 16.



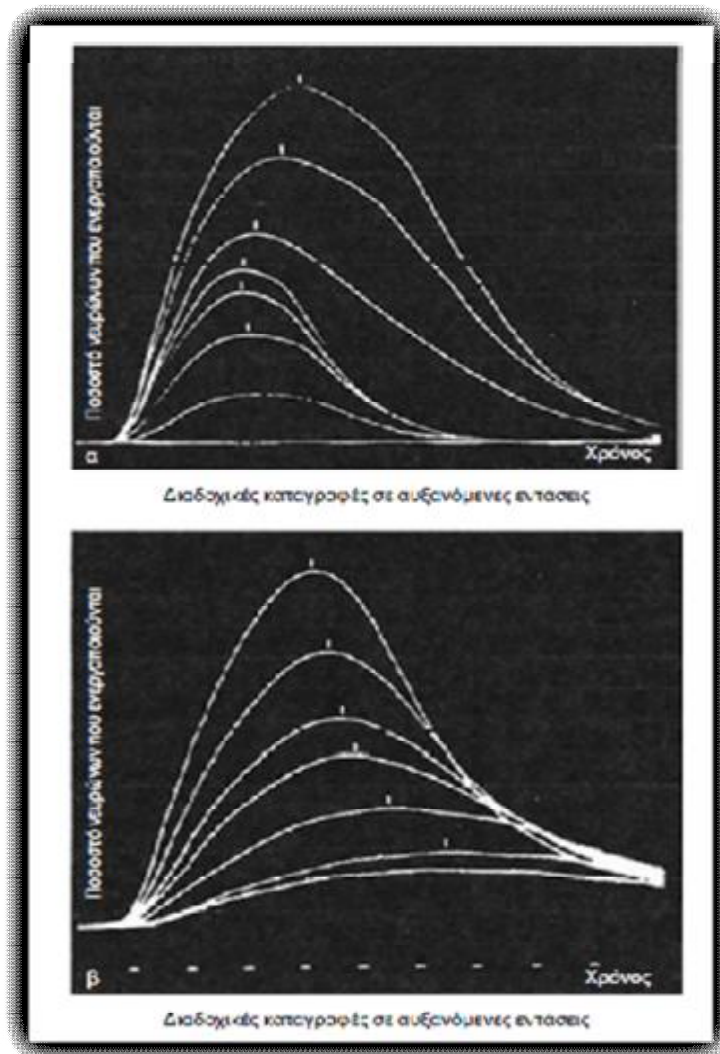
**Εικόνα 16:** (α) Καμπύλη έντασης - διάρκειας για ένα συγκεκριμένο ιστό, η οποία απεικονίζει τον απερίοριστο συνδυασμό εντάσεων-διάρκειας που επαρκούν για να προκαλέσουν μυϊκή συστολή. (β) Καμπύλες έντασης - διάρκειας για τρεις διαφορετικού τύπου περιφερικές νευρικές ίνες (α, β και δ) και απονευρωμένες μυϊκές ίνες (Μπούγλα, 2009)

Ο Henneman διατύπωσε την αρχή της επιστράτευσης των μυϊκών ινών σε σχέση με το μέγεθός τους κατά τη διάρκεια της εκούσιας άσκησης. Σύμφωνα με την αρχή αυτή, οι κινητικές μονάδες επιστρατεύονται διαδοχικά ακολουθώντας μια σειρά από τις μικρότερες, αργές κινητικές μονάδες προς τις μεγαλύτερες, γρήγορες κινητικές μονάδες ανάλογα με την παραγωγή δύναμης που απαιτείται (Εικόνα 17) (Cuenca & Lazar, 2008).



**Εικόνα 17:** Η αρχή μεγέθους του Henneman (Cuenca & Lazar, 2008)

Η πρόταση ότι η εφαρμογή του ηλεκτρικού ερεθισμού έχει ως αποτέλεσμα την αναστροφή της αρχής της κατά μέγεθος επιστράτευσης των κινητικών μονάδων (Εικόνα 18), επομένως επιστρατεύοντας πρώτα τις μεγαλύτερες, ταχύτερες, εύκολα κοπώμενες μυϊκές ίνες και ύστερα τις αργές, στηρίζεται σε δύο κοινά αποδεκτές παρατηρήσεις: (α) Οι άξονες των μεγαλύτερων κινητικών νευρώνων έχουν μικρότερη αντίσταση στο ηλεκτρικό ρεύμα και άγουν τα δυναμικά ενέργειας με ταχύτερους ρυθμούς από τους άξονες των μικρότερων κινητικών νευρώνων και (β) ο μυϊκός κάματος επέρχεται ταχύτερα κατά τη διάρκεια του ηλεκτρικού νευρομυϊκού ερεθισμού σε σχέση με την εκούσια συστολή ίδιας δύναμης (Μπούχλα, 2009).



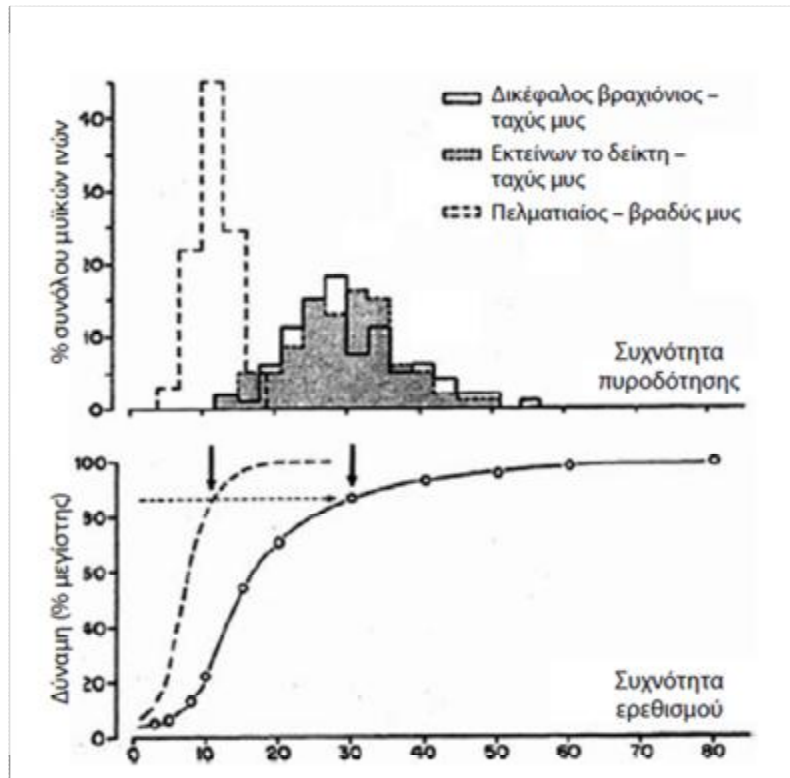
**Εικόνα 18:** Σχέση ηλεκτρομυϊκών καταγραφών-χρόνου σε (α) ηλεκτρικό ερεθισμό περιφερικού νεύρου με προοδευτικά αυξανόμενες εντάσεις και (β) απόσβεση αντανακλαστικού του ίδιου νεύρου από κατάσταση μέγιστης ισχύος (σημειώνεται ότι τα αντανακλαστικά ακολουθούν τον τρόπο επιστράτευσης των μυϊκών ινών που παρατηρείται στην εκούσια συστολή). Το ύψος των καταγραφών αντικατοπτρίζει το συνολικό αριθμό των νευρώνων που ενεργοποιούνται, ενώ ο χρόνος στον οποίο αντιστοιχεί η κορυφή της κάθε καταγραφής το ποσοστό των νευρικών ινών (ταχέων-μεγάλων ή βραδέων-μικρών) που διεγείρονται. Στην πρώτη περίπτωση, οι νευρικές ίνες διεγείρονται κατά σειρά από τις ταχύτερες προς τις βραδύτερες, ενώ στη δεύτερη οι ταχύτερες ίνες απενεργοποιούνται πιο πρώιμα από τις βραδείες. Τα μεσοδιαστήματα μεταξύ των καταγραφών είναι 10 sec. (Μπούχλα, 2009)

Επομένως, είναι πιθανόν ότι ο ηλεκτρικός ερεθισμός, εκλεκτικά, μπορεί να ενεργοποιήσει τις μεγάλες κινητικές μονάδες, που είναι δύσκολο να ενεργοποιηθούν κατά την εκούσια σύσπαση. Αυτή η αναστροφή της επιστράτευσης των μυϊκών ινών συνδυάζεται περαιτέρω με ένα κοινό ανατομικό χαρακτηριστικό του ανθρώπινου σκελετικού μυός, κατά το οποίο οι μεγαλύτεροι άξονες εντοπίζονται συχνά επιφανειακά στο μυ και επομένως εγγύτερα στην πηγή του ηλεκτρικού ερεθισμού.

Η διαδικασία της επιστράτευσης των μυϊκών ινών κατά τη διάρκεια του HNME *in vivo* φαίνεται ότι γίνεται κατά τρόπο μη εκλεκτικό, δηλαδή ενεργοποιούνται ταυτόχρονα τόσο οι ταχείες όσο και οι βραδείες μυϊκές ίνες ανάλογα με τη σχετική περιεκτικότητά τους στο σημείο του ερεθισμού. Είναι γνωστό από τη φυσιολογία ότι η κάθε κινητική νευρική ίνα που προέρχεται από τα πρόσθια κέρατα του νωτιαίου μυελού διακλαδίζεται πολλές φορές και διεγείρει πολλές μυϊκές ίνες μέσω της δημιουργίας νευρομυϊκών συνάψεων. Σε κάθε μυϊκή ίνα αντιστοιχεί μία μόνο νευρομυϊκή σύναψη. Όλες οι μυϊκές ίνες οι οποίες νευρώνονται από μία μόνο κινητική νευρική ίνα αποτελούν μια κινητική μονάδα. Οι μυϊκές ίνες διακρίνονται σε ίνες ταχείας και ίνες βραδείας συστολής (Μπούχλα, 2009).

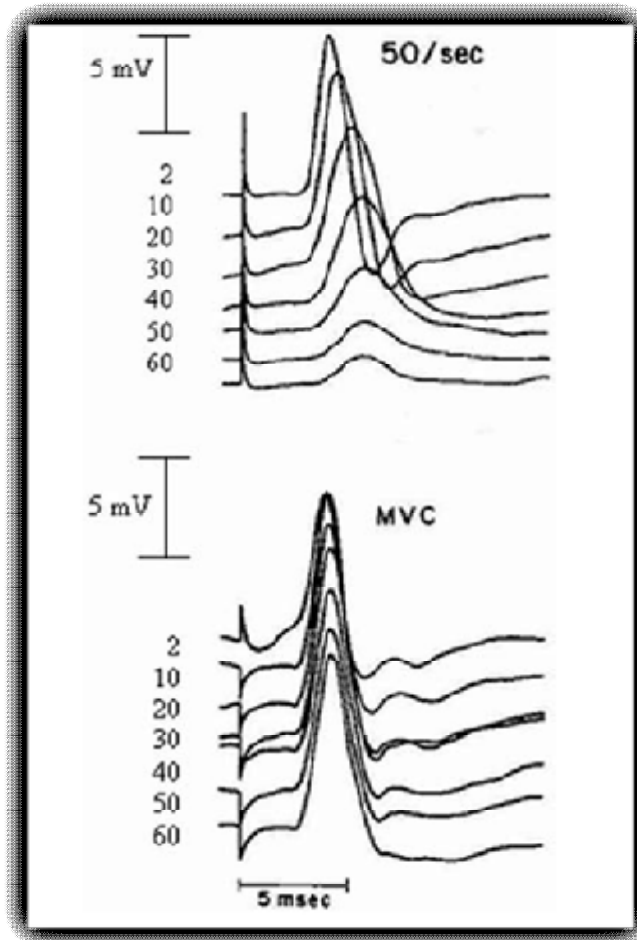
Θα πρέπει να σημειωθεί ότι στις μυϊκές ίνες ταχείας συστολής η τετανική σύσπαση επιτυγχάνεται σε μεγαλύτερες συχνότητες απ' ότι στις μυϊκές ίνες βραδείας συστολής. Οι μέσες συχνότητες πυροδότησης των αργών και ταχέων σκελετικών μυών, οι οποίες παράγουν τη μέγιστη δύναμη κατά τη διάρκεια της μέγιστης εκούσιας σύσπασης, κυμαίνονται κατά προσέγγιση από 10–30 Hz, αντίστοιχα. Η συγχρονισμένη διέγερση των μυών σε αυτές τις συχνότητες κατά τη διάρκεια του ηλεκτρικού νευρομυϊκού ερεθισμού θα ήταν ικανή να παράγει μόνο 85–90% της μέγιστης εκούσιας δύναμης του μυός. Για να επιτευχθεί η μέγιστη μυϊκή συστολή κατά τη διάρκεια του HNME, το ηλεκτρικό ρεύμα θα πρέπει να εφαρμόζεται με συχνότητες αρκετά υψηλότερες, όπως στην Εικόνα 19.





**Εικόνα 19:** Ιστογράμματα πυροδότησης για τρεις διαφορετικούς μυς κατά τη διάρκεια εκούσιας συστολής και σχέση δύναμης / συχνότητας ερεθισμού για τον απαγωγό του δείκτη (συνεχής γραμμή) και τον πελματιαίο μυ (διακεκομμένη γραμμή). Τα βέλη υποδεικνύουν το ποσοστό της μέγιστης δύναμης που θα παραγόταν από κάθε μυ εάν ερεθιζόταν συγχρονισμένα στη μέση συχνότητα πυροδότησής του, η οποία παρατηρείται κατά τη μέγιστη εκούσια συστολή. (Μπούγλα, 2009)

Αυτό το γεγονός καταδεικνύει ότι, κατά τη διάρκεια της εκούσιας μυϊκής συστολής, το εύρος των συχνοτήτων πυροδότησης για το σύνολο των κινητικών μονάδων περιορίζεται μόνο σε εκείνες που επαρκούν για την παραγωγή μέγιστης δύναμης σε καθεμιά κινητική μονάδα ξεχωριστά. Όπως προαναφέρθηκε, ο μυϊκός μεταβολισμός είναι πιο έντονος κατά την εφαρμογή του HNME σε σχέση με εκούσια μυϊκή σύσπαση ίδιας δύναμης. Σε αυτό φαίνεται να συντελεί η μεγαλύτερη επιστράτευση των τύπου II αναερόβιων μυϊκών ινών σε σχέση με την εκούσια σύσπαση. Επίσης, ο μυϊκός κάματος επέρχεται πιο γρήγορα κατά τον ηλεκτρικό ερεθισμό σε σχέση με εκούσια μυϊκή σύσπαση που παράγει ίδια δύναμη. Παράδειγμα δυναμικών ενεργείας κατά τη διάρκεια μιας μέγιστης εκούσιας σύσπασης και του HNME φαίνεται στην Εικόνα 20 (Μπούγλα, 2009).

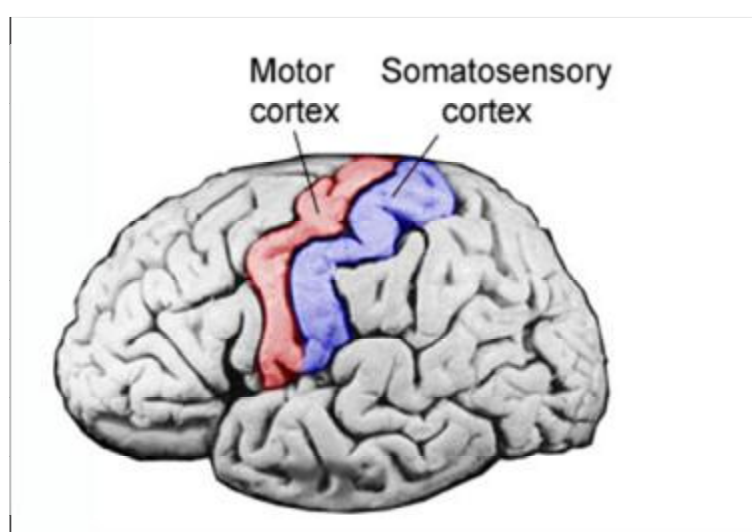


**Εικόνα 20:** Καταγραφή διαδοχικών δυναμικών ενεργείας από το μακρύ απαγωγό του δείκτη στον άνθρωπο, όταν ερεθίζεται διά του ωλένιου νεύρου. (α) Μυς ο οποίος ερεθίζεται στα 50 Hz. (β) Δυναμικά ενεργείας που καταγράφηκαν σε μια διατηρούμενη μέγιστη εκούσια συστολή. Οι αριθμοί στα αριστερά δείχνουν το χρόνο σε sec από την αρχή της συστολής. (Μπούγλα, 2009)

Για τον αυξημένο μυϊκό κάματο κατά την εφαρμογή ρεύματος προοδευτικά υψηλότερων συχνοτήτων, αποφασιστικής σημασίας φαίνεται να είναι η δυσκολία στη μετάδοση του δυναμικού ενεργείας κατά μήκος της μυϊκής ίνας, όπως αποδεικνύεται από *in vitro* και από *in vivo* μελέτες. Ένας πιθανός μηχανισμός μείωσης της διεγερτικότητας της μυϊκής ίνας με την αύξηση της συχνότητας του ερεθισμού φαίνεται να είναι η συσσώρευση ιόντων  $K^+$  μέσα στους  $\tau$  σωληνίσκους και τα διάκενα μεταξύ των μυϊκών ινών, καθώς δεν υπάρχει αρκετός χρόνος για την επανείσοδό τους στο κύτταρο και την αποκατάσταση του δυναμικού ηρεμίας (Μπούγλα, 2009).

Λαμβάνοντας υπόψη τις φυσικές αρχές του ηλεκτρικού νευρομυϊκού ερεθισμού, αρκετοί παράγοντες πρέπει να λαμβάνονται υπόψη όταν εφαρμόζεται ο ηλεκτρικός ερεθισμός. Κάποιοι από αυτούς απαριθμούνται και συνοψίζονται παρακάτω:

1. Η περιοχή που γεννά την κίνηση είναι η σπονδυλική στήλη ενώ η δραστηριότητα του εγκεφαλικού φλοιού είναι εξίσου σημαντική για τον έλεγχο της κίνησης (Εικόνα 21). Γι αυτό είναι πολύ βασικό να παρατηρείται η κίνηση που παράγεται.



**Εικόνα 21:** Το κέντρο κίνησης στον εγκεφαλικό φλοιό

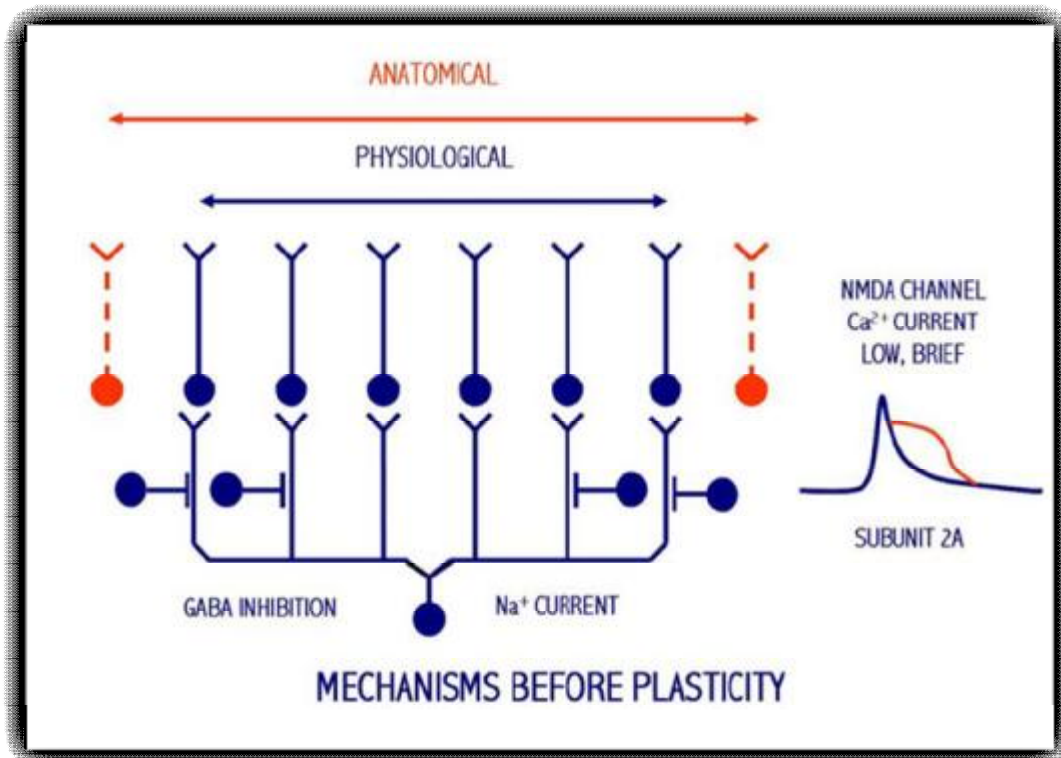
[http://mva.me/educational/brain\\_areas.html](http://mva.me/educational/brain_areas.html)

2. Η δραστηριότητα του εγκεφαλικού φλοιού, διαμέσου της συγκέντρωσης των ιόντων που ελέγχει, στοχεύει στην τελειοποίηση της απόδοσης του μυ. Γι αυτό είναι πολύ σημαντικό, να παρατηρείται το ερέθισμα και να γίνεται προσπάθεια να εκτελείται ακούσια η κίνηση που προάγει ο ηλεκτρικός ερεθισμός. Το ερέθισμα αναγνωρίζεται και πραγματοποιούνται οι κατάλληλες αλλαγές στο επίπεδο του φλοιού μέσω της συναπτογένεσης. Ο εγκεφαλικός ιστός στην φυσιολογική κατάσταση και στην περίπτωση της συναπτογένεσης φαίνεται στις Εικόνες 22 και 23. Στην κατεστραμμένη περιοχή, η εγκεφαλική νευροπλαστικότητα μπορεί να

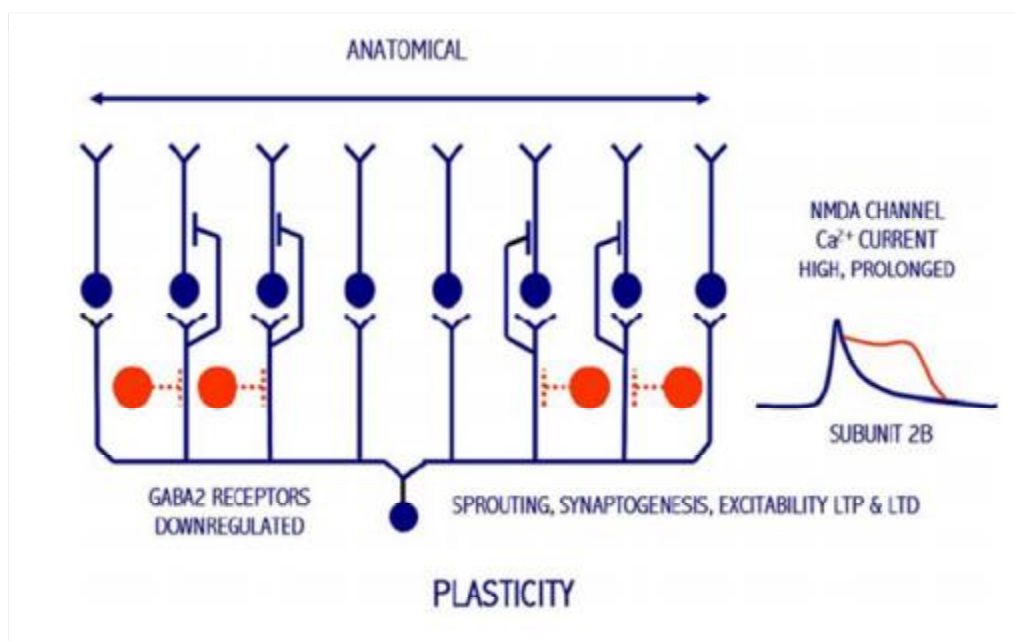
προκαλέσει πολύ ταχείες αλλαγές, με μια νευρωνική ανάπτυξη από 1 έως και 400 mm κάθε μέρα (Cuenca & Lazar, 2008).

Η νευροπλαστικότητα περιγράφει την δυνατότητα του ανθρώπινου εγκεφάλου ν' αλλάζει τις νοητικές του αναπαραστάσεις, τους τρόπους που διεγείρονται οι συνάψεις, να σχηματίζει νέες συνάψεις, νέους νευρώνες και να τροποποιεί τα προηγούμενα νευρωνικά κυκλώματα και δίκτυα. Να αλλάζει δηλ. τη δομή και τη λειτουργία του ως αποτέλεσμα νέων εμπειριών, εμπειριών που ενέχουν το στοιχείο του ξαφνιάσματος, της νέας πληροφορίας που διεγείρει την προσοχή και δημιουργεί την ανάγκη περαιτέρω εξερεύνησης.

Η νέα εμπειρία ενεργοποιεί γονίδια που παράγουν πρωτεΐνες, που με τη σειρά τους οδηγούν στη δημιουργία νέων συνάψεων (συναπτογένεση) και νευρώνων (νευρογένεση). Η νευροπλαστικότητα αποτελεί μία διεργασία που διατηρείται σ' όλη τη διάρκεια της ζωής του ανθρώπου, ακόμη και σε προχωρημένη ηλικία.



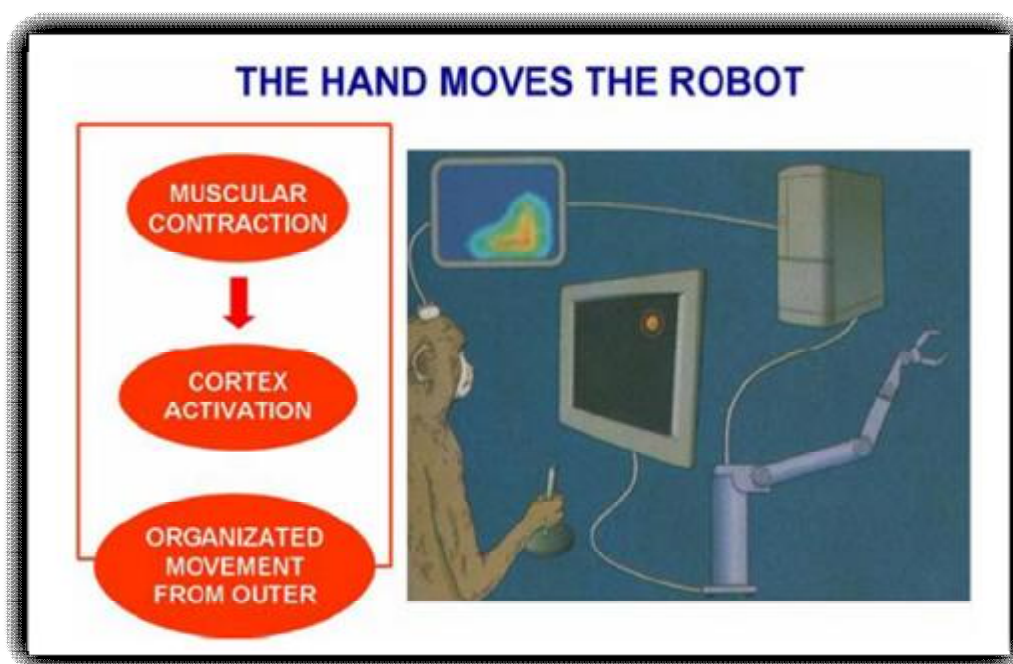
Εικόνα 22: Ο εγκεφαλικός ιστός σε φυσιολογική κατάσταση (Cuenca & Lazar, 2008)



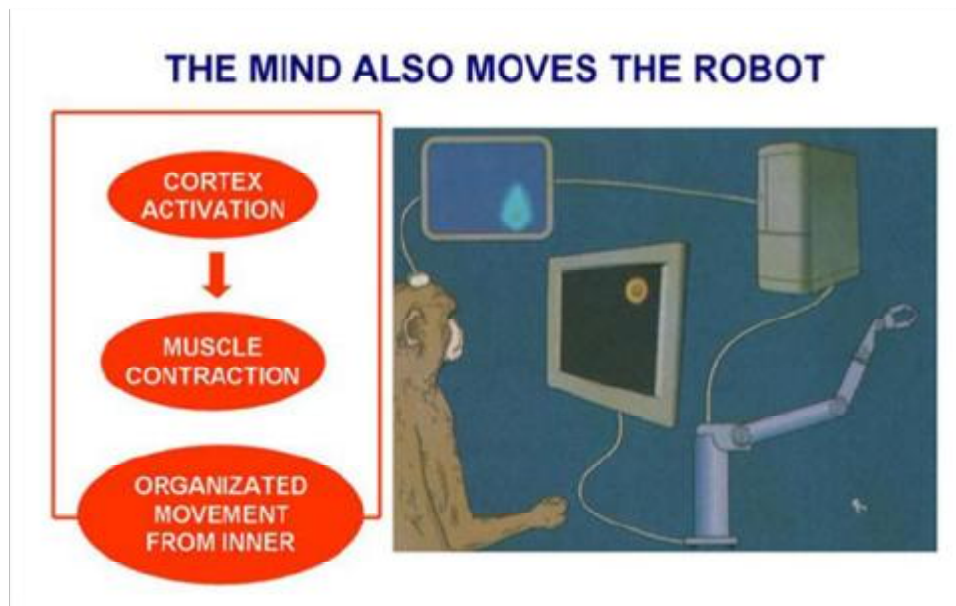
**Εικόνα 23:** Συναπτογένεση (Cuenca & Lazar, 2008)

Σε κάποιο βαθμό, η νοητική αναπαράσταση είναι τόσο σημαντική όσο και η εκτέλεση της κίνησης και χωρίς αυτήν η κίνηση θα ήταν παθολογική. Γι αυτό το λόγο είναι πολύ σημαντικό, κατά τη διάρκεια του ηλεκτρικού ερεθισμού, να ζητείται από τον ασθενή να νιώσει την κίνηση και να προσπαθήσει να την εκτελέσει. Ακόμη κι αν ο ασθενής δεν τα καταφέρει, η νοητική οπτικοποίηση της κίνησης προάγει την στρατολόγηση των κινητικών νευρώνων στο επίπεδο του εγκεφαλικού φλοιού και της σπονδυλικής στήλης. Ένα καλό παράδειγμα φαίνεται στις Εικόνες 24 και 25 (Cuenca & Lazar, 2008).

Η μέθοδος FES έχει αποδειχτεί ότι μπορεί να μεταβιβάσει αισθητικο-κινητικά ερεθίσματα στο κεντρικό νευρικό σύστημα και να προάγει νευροπλαστικές αντιδράσεις στο επίπεδο του εγκεφάλου σε ασθενείς μετά το εγκεφαλικό και ως εκ τούτου αναμένεται να χρησιμοποιηθεί σε νέες τεχνικές αποκατάστασης που θα βασίζονται τη λειτουργία τους στη νευροπλαστικότητα του ανθρώπινου εγκεφάλου (Weingarden & Ring 2006).



**Εικόνα 24:** Η μυϊκή συστολή ενεργοποιεί το κέντρο κίνησης στον εγκεφαλικό φλοιό (Cuenca & Lazar, 2008)

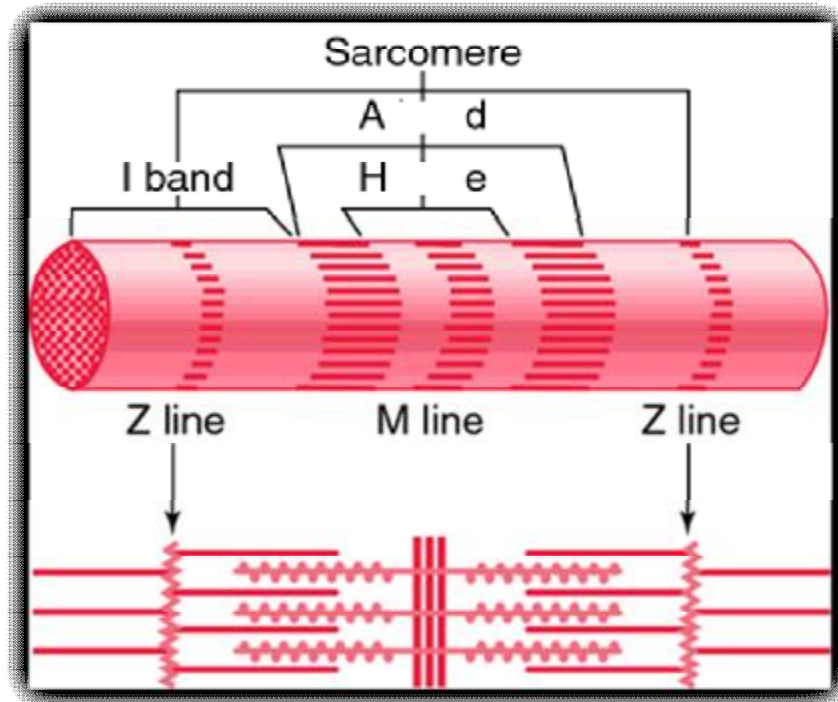


**Εικόνα 25:** Το κέντρο κίνησης στον εγκεφαλικό φλοιό πραγματοποιεί την κίνηση (Cuenca & Lazar, 2008)

3. Η εκούσια συστολή είναι ασύγχρονη (φαινόμενο της άθροισης συσπάσεων). Σε ένα γραμμωτό μυ οι διαφορετικές κινητικές μονάδες συστέλλονται ασύγχρονα και η ένταση της συστολής τους είναι ανάλογη με τον αριθμό των ενεργοποιημένων κινητικών μονάδων. Με άλλα λόγια, ο αριθμός των μυϊκών ινών που συμμετέχουν στην κίνηση καθορίζεται από την αρχή του μεγέθους και σύμφωνα με την επιθυμητή δύναμη. Η ηλεκτροδιέγερση είναι σύγχρονη, που σημαίνει ότι ένας παλμός προκαλεί ταυτόχρονη συστολή όλων των μυϊκών ινών (100% συμμετοχή). Η ηλεκτρική διέγερση δεν είναι μια φυσιολογική διαδικασία, γι αυτό πρέπει να συνδυάζεται πάντα με την εκούσια συστολή (Cuenca & Lazar, 2008).

4. Η εκούσια συστολή προκαλεί μεγαλύτερη κόπωση από τον ηλεκτρικό ερεθισμό και στο καρδιαγγειακό και στο νευρικό επίπεδο. Αυτό το χαρακτηριστικό είναι σημαντικό καθώς οι ασθενείς με εγκεφαλικό συνήθως υποφέρουν από καρδιαγγειακά νοσήματα. Ο ηλεκτρικός ερεθισμός σε σύγκριση με την εκούσια συστολή προκαλεί μεγαλύτερη κόπωση μόνο στο επίπεδο της ενεργειακής κατανάλωσης (χρήση ATP). Η μυϊκή συστολή απαιτεί ενέργεια και οι μύες μετατρέπουν τη χημική ενέργεια σε μηχανικό έργο. Κύρια πηγή ενέργειας είναι η υδρολυτική διάσπαση του ATP σε ADP + Pi. Επειδή, όμως, τα αποθέματα του μύος σε ATP είναι σχετικά μικρά απαιτείται επανασύνθεση του ATP μέσα από ειδικές βιοσυνθετικές οδούς (Cuenca & Lazar, 2008).
  
5. Η εκούσια συστολή είναι μεγαλύτερης έντασης από τη συστολή που προκαλείται από ηλεκτρικό ερεθισμό (αντιστοιχεί μόνο στο 20-30% της μέγιστης δύναμης εκούσιας συστολής). Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι κατά την εκούσια συστολή δεν ενεργοποιείται μόνο ένας μυς, αλλά μια ολόκληρη μυϊκή αλυσίδα. Επιπλέον, παράγεται σύνθετη νευρική δραστηριότητα. Ο ηλεκτρικός ερεθισμός προκαλεί μονάχα υπερτροφία στο επίπεδο των σαρκομεριδίων (δομική εκπαίδευση - structural training), αλλά δεν επηρεάζει τη διαδικασία του συγχρονισμού (λειτουργική εκπαίδευση - functional training). Η δομή του σαρκομεριδίου φαίνεται στη Εικόνα 26 (Cuenca & Lazar, 2008).



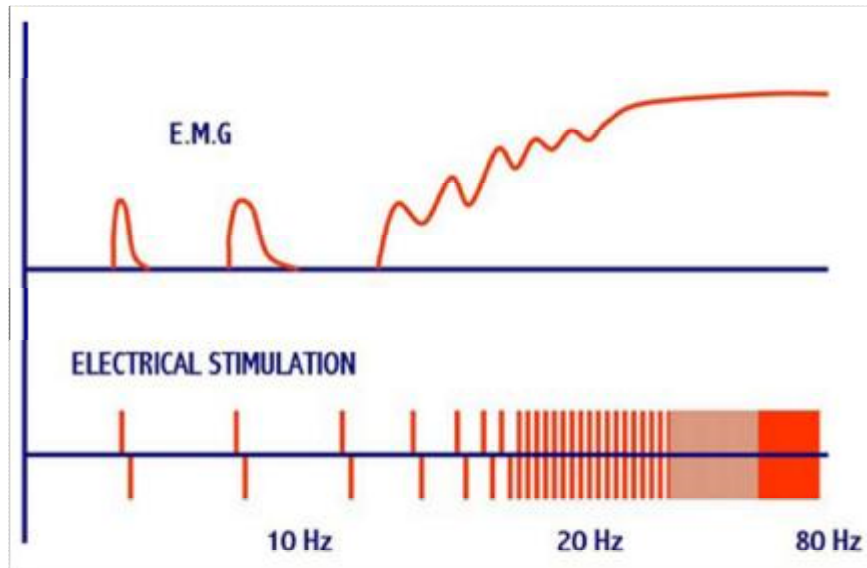


**Εικόνα 26:** Τα σαρκομέρια αποτελούν τη δομική μονάδα του μύος και αποτελούνται από ινίδια ακτίνης και μυοσίνης

<http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/sarcomere>

Συνεπώς, είναι πολύ σημαντικό ο ασθενής να προσπαθεί να συστέλλει το μυ τη στιγμή που ο μυς διεγείρεται ηλεκτρικά και επιπλέον, να πραγματοποιεί δραστηριότητες της καθημερινότητας του που αφορούν τους εν λόγω μύες για περίπου 10 λεπτά μετά την ηλεκτρική διέγερση (γνωσιακή εκπαίδευση - cognitive training).

6. Σε συχνότητα 33 Hz (ή μεταξύ 30 και 35 Hz) προκαλείται μυϊκός τέτανος. Καθώς η συχνότητα αυξάνεται, περισσότερες μυϊκές ίνες επιστρατεύονται και η δύναμη της συστολής αυξάνεται επίσης προκαλώντας όμως κόπωση (Εικόνα 27). Σαν αποτέλεσμα ο μυς κουράζεται (Cuenca & Lazar, 2008).



**Εικόνα 27:** Η απόκριση του μυ στην ηλεκτρική διέγερση (Cuenca & Lazar, 2008)

Η διάρκεια της διεγέρσεως των μυϊκών ινών (1-5 msec) είναι μικρότερη από εκείνη της συστολής τους (μέχρι και 100 msec) και συνεπώς κατά την διάρκεια μιας συστολής οι μυϊκές ίνες μπορούν να διεγερθούν αρκετές φορές. Εάν σε ένα μυ χορηγηθούν αλληπάλλληλα ερεθίσματα υψηλής συχνότητας, τότε κάθε νέα συστολή θα αρχίζει πριν ο μυς προλάβει να χαλαρώσει, με αποτέλεσμα την προοδευτική σύγχρονη άθροιση συσπάσεως που εκδηλώνεται με μία ισχυρή συστολή. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται μυϊκός τέτανος (τετανική συστολή) (Cuenca & Lazar, 2008).

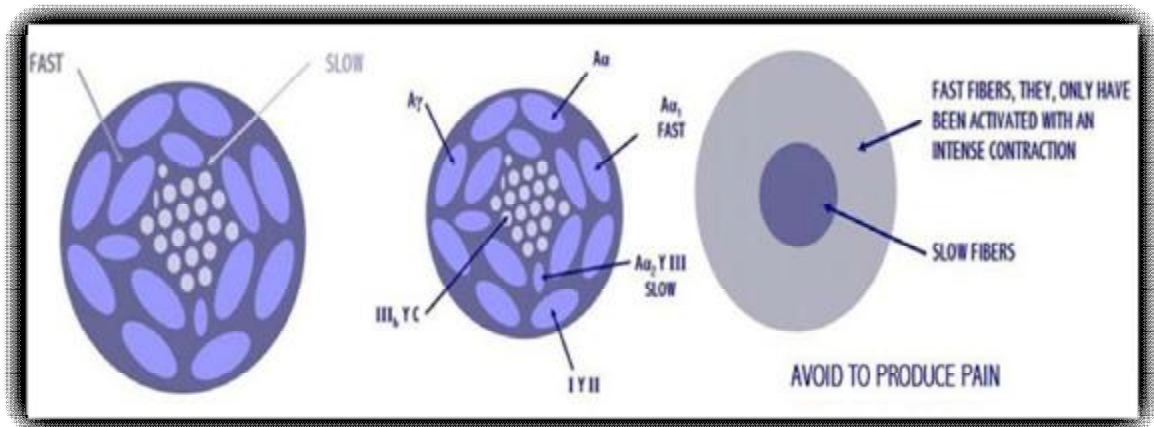
Όταν μεταξύ των ερεθισμάτων δεν παρεμβάλλεται περίοδος χαλάρωσης ο μυς βρίσκεται συνεχώς σε έντονη σύσπαση (οροπέδιο, plateau) και τότε ο τέτανος ονομάζεται τέλειος τέτανος. Όταν μεταξύ των ερεθισμάτων παρεμβάλλεται περίοδος χαλάρωσης (έστω και ατελής) τότε ο τέτανος ονομάζεται ατελής.

Η ένταση της τετανικής συστολής είναι η μέγιστη ένταση, που μπορεί να αναπτύξει ένας μυς. Η συχνότητα των χορηγούμενων ερεθισμάτων που απαιτείται για να επέλθει τέτανος δεν είναι η ίδια για όλους τους μυς, αλλά εξαρτάται από τον τύπο των μυών, π.χ. οι ταχείς μύες απαιτούν υψηλότερη συχνότητα από τους βραδείς.

Τέλος, η τετανική συστολή οφείλεται στην υψηλή ενδοκυττάρια συγκέντρωση ιόντων  $Ca^{2+}$  εξαιτίας της αφίξεως αλληπάλληλων ώσεων υψηλής συχνότητας.

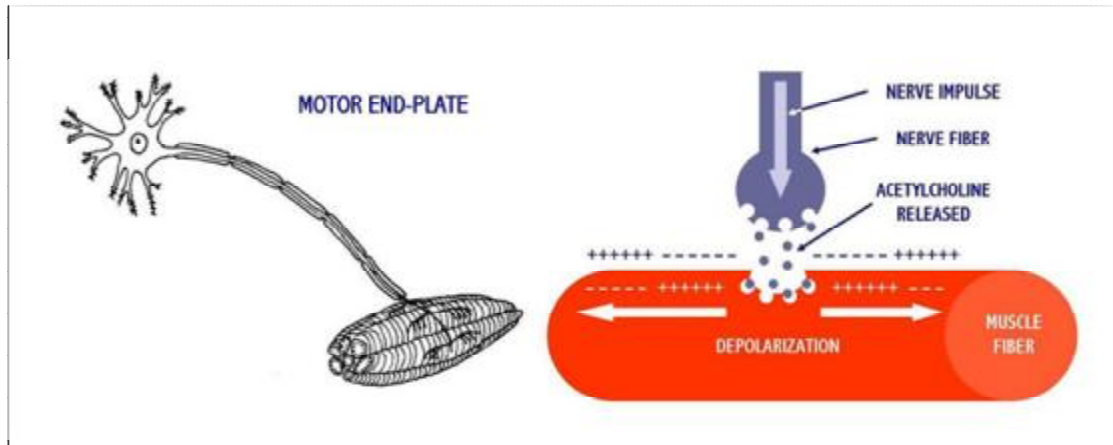
7. Όταν το ηλεκτρικό ερέθισμα φτάνει στο νεύρο, πρώτα διεισδύει τις πιο επιφανειακές ταχείας συστολής μυϊκές ίνες, και καθώς η ένταση αυξάνεται, οι βαθύτερες και πιο αργές ίνες ενεργοποιούνται. Έτσι, ο ηλεκτρικός ερεθισμός προκαλεί την ενεργοποίηση πρώτα των ταχέων μυϊκών ινών και μετέπειτα των βραδέων ινών. Αυτή η διαδοχή αντιστοιχεί στο αντίστροφο της φυσιολογικής λειτουργίας: κανονικά ενεργοποιούνται πρώτα οι βραδείας συστολής μυϊκές ίνες και μετά στρατολογούνται προοδευτικά οι ταχείας συστολής ίνες. Με άλλα λόγια, η εκούσια συστολή προάγει την ενεργοποίηση των μυϊκών ινών (μυϊκών μονάδων) από το μικρότερο στο μεγαλύτερο (αρχή του μεγέθους του Henneman). Κατά τη διάρκεια της συστολής, πρώτα ενεργοποιούνται οι αργές και μικρές  $\alpha_2$  μονάδες και μετά οι γρήγορες  $\alpha_1$  ίνες για πολύ έντονη συστολή. Υπό φυσιολογικές συνθήκες, το σώμα μας πρωτίστως χρησιμοποιεί τις βραδείας συστολής ίνες και μόνο σε περίπτωση πολύ έντονης συστολής ενεργοποιούνται οι ταχείας συστολής ίνες (Εικόνα 28). Ο ηλεκτρικός ερεθισμός επιτρέπει την στρατολόγηση των ταχέων μυϊκών ινών, κάτι που φυσιολογικά το σώμα μας δεν επιτρέπει.

Αυτό το χαρακτηριστικό του ηλεκτρικού ερεθισμού προκαλεί μεγάλη ένταση στον συνδετικό ιστό του μυ και προωθεί το μεταβολισμό (Cuenca & Lazar, 2008).



**Εικόνα 28:** Η δράση του ηλεκτρικού ερεθίσματος στις μυϊκές ίνες (Cuenca & Lazar, 2008)

8. Τα ηλεκτρόδια τυπικά τοποθετούνται στα κινητικά σημεία. Το κινητικό σημείο είναι ένα μακροσκοπικό σημείο και βρίσκεται ένα σε κάθε «κοιλιά» του μυ, δηλαδή στα σημεία όπου ο μυς προσφύεται στο κόκκαλο μέσω του τένοντα. Το κινητικό σημείο είναι αυτό όπου το νεύρο διασχίζει κάθετα το μυ για να τον χωρίσει σε εκατομμύρια νευράξονες που καταλήγουν στη δική τους τελική κινητική πλάκα (Εικόνα 29). Αυτό το σημείο συνήθως εντοπίζεται στο κέντρο της «κοιλιάς» του μυ και συμπίπτει με το πιο προεξέχον σημείο του μυ. Στους ασθενείς με εγκεφαλικό αυτό το σημείο μπορεί να αναγνωρισθεί μετακινώντας το ηλεκτρόδιο πάνω από την περιοχή που πιστεύουμε ότι βρίσκεται το κινητικό σημείο, μέχρι να διαπιστώσουμε μια οπτική σύσπαση (Cuenca & Lazar, 2008).

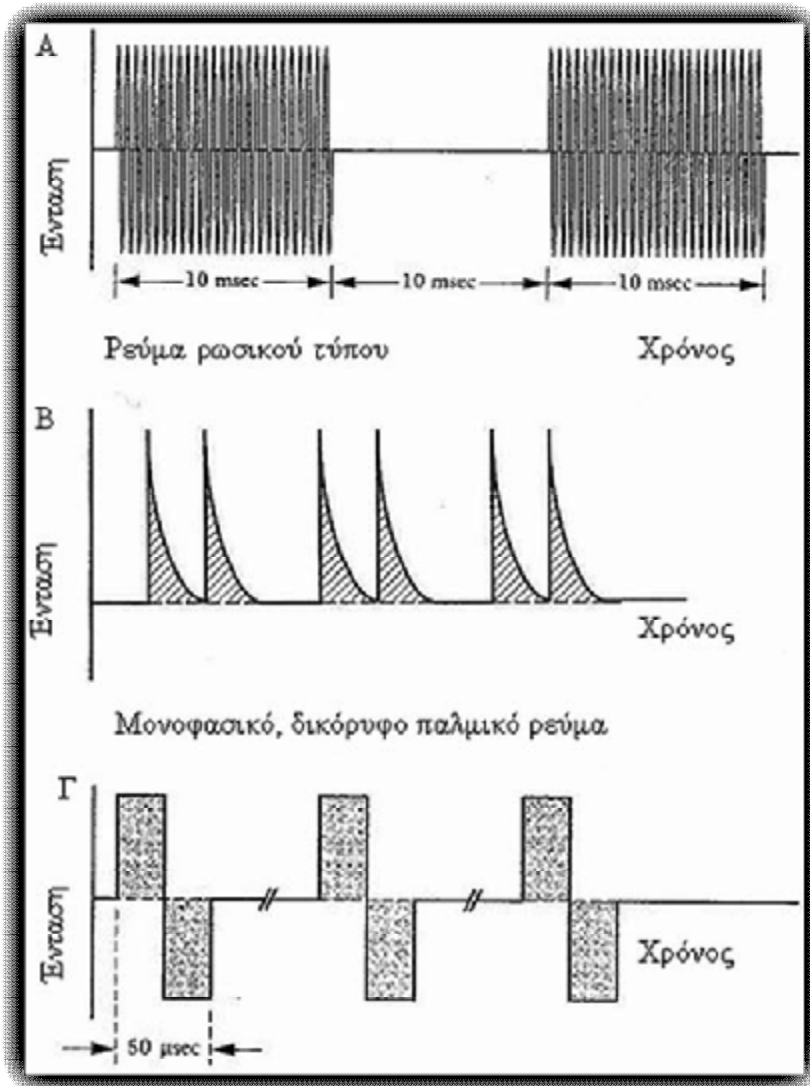


**Εικόνα 29:** Τα κινητικά νεύρα απολήγουν σε κάθε μυϊκή ίνα με ένα ειδικό σχηματισμό, την τελική κινητική πλάκα (Cuenca & Lazar, 2008)

9. Ο συσχετισμός της εκούσιας συστολής και της επαγόμενης με ηλεκτρικό ερεθισμό συστολής με μια αυξημένη αίσθηση μυϊκής έντασης αλλά με μειωμένη αίσθηση ρεύματος, επιτρέπει μεγαλύτερη ένταση συστολής και περισσότερη άνεση (ή πιο σωστά λιγότερη δυσφορία) (Cuenca & Lazar, 2008).
  
10. Πρέπει να αποφεύγεται η ηλεκτρική διέγερση ενός συσταλμένου μυ καθώς είναι πιο επώδυνο και δεν επιτρέπει στο περιτόναιο να αυξηθεί σε όγκο καθώς παράγει την συστολή. Γι αυτό γενικώς προτιμάται, να τοποθετείται η ένωση σε μια θέση όπου ο συμμετέχων μυς είναι ελαφρώς τεντωμένος (Cuenca & Lazar, 2008).

### 3.8 Παράμετροι εφαρμογής του ηλεκτρικού ερεθισμού

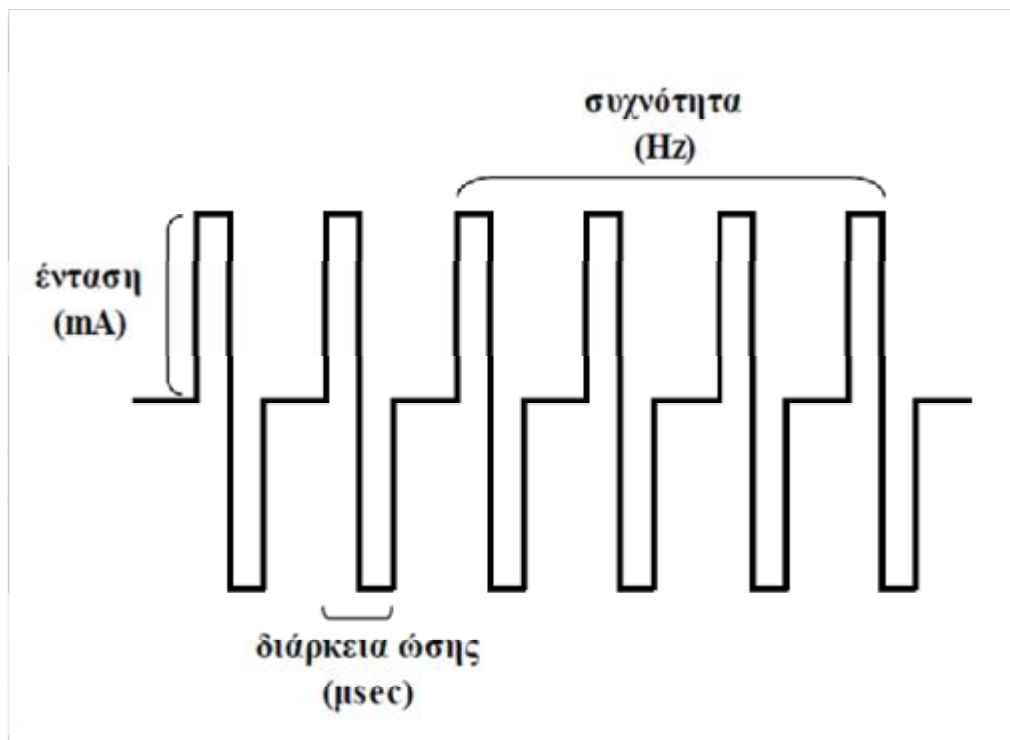
Οι συσκευές ηλεκτρικού νευρομυϊκού ερεθισμού που διατίθενται στο εμπόριο χαρακτηρίζονται από τη μορφή του ηλεκτρικού ρεύματος που παρέχουν. Χρησιμοποιούνται τόσο εναλλασσόμενα, όσο και παλμικά ρεύματα. Τα παλμικά ρεύματα είναι είτε μονοφασικά είτε διφασικά, ανάλογα με τη φορά τους. Τα παλμικά, δικόρυφα, διφασικά ρεύματα, όπου το συνολικό άθροισμα των ηλεκτρικών φορτίων σε κάθε περίοδο είναι μηδέν, χαρακτηρίζονται ως συμμετρικά, ενώ τα μονοφασικά παλμικά ρεύματα είναι εξ ορισμού ασύμμετρα. Τέλος, τα παλμικά ρεύματα έχουν ποικίλο σχήμα, π.χ. ορθογώνιο, τριγωνικό ή με αιχμές. Στον ΗΝΜΕ, κατά κύριο λόγο έχουν χρησιμοποιηθεί τρεις μορφές ηλεκτρικών ρευμάτων (από τις οποίες οι δύο πρώτες χρησιμοποιούνταν στο παρελθόν, (Εικόνα 30): (α) Εναλλασσόμενο ρεύμα υψηλής συχνότητας, το οποίο διοχετεύεται κατά ώσεις υποδεκαπλάσιας συχνότητας με μεσοδιαστήματα ηρεμίας μεταξύ των ώσεων. Αυτός ο τρόπος ηλεκτρικού ερεθισμού εισήχθη από το Σοβιετικό Kotz. (β) Μονοφασικό παλμικό ρεύμα, συχνά με δύο κορυφές. Μειονέκτημά του είναι ότι προκαλεί συσσώρευση ηλεκτρικών φορτίων, με αποτέλεσμα βλάβη των ιστών. (γ) Διφασικό παλμικό ρεύμα, το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως πλέον στις φορητές συσκευές λειτουργικού ερεθισμού (Μπούγλα, 2009).



**Εικόνα 30:** Παραδείγματα ρευμάτων που χρησιμοποιούνται με τις εμπορικά διαθέσιμες συσκευές ηλεκτρικού νευρομυϊκού ερεθισμού (Μπούχλα, 2009)

### Παράμετροι ηλεκτρικού ρεύματος

Αναλυτικότερα, παράμετροι του ηλεκτρικού ρεύματος, που είναι δυνατόν να ρυθμιστούν κατά την εφαρμογή ηλεκτρικού ερεθισμού αποτελούν η μορφή, η διάρκεια, η συχνότητα, το μέγεθος ώσης, η ένταση, ο χρόνος ανύψωσης και μείωσης της έντασης και ο κύκλος λειτουργίας (Εικόνα 31).



**Εικόνα 31:** Βασικά χαρακτηριστικά ηλεκτρικού ερεθισμού σε διφασικά, συμμετρικά ρεύματα (Μπούγλα, 2009)

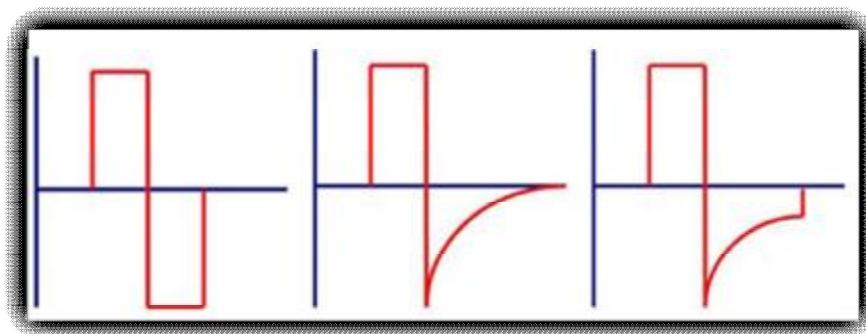
Η **μορφή** του ρεύματος (κυματο μορφή) καθορίζεται από διάφορους παράγοντες. Είναι δυνατόν να υπάρχει σταθερή ροή ηλεκτρονίων προς μια κατεύθυνση δηλαδή η πολικότητα να παραμένει σταθερή (συνεχές ρεύμα), ή η κατεύθυνση της ροής να αλλάζει, οπότε υπάρχει αναστροφή της πολικότητας των ηλεκτροδίων (εναλλασσόμενο ρεύμα).

Το ρεύμα μπορεί να εφαρμόζεται συνεχώς ή κατά παλμούς, διακοπτόμενο περιοδικά (παλμικό). Τα παλμικά ρεύματα μπορεί να είναι μονοφασικά (μονής κατεύθυνσης) ή διφασικά (διπλής κατεύθυνσης) και έχουν ποικίλο σχήμα, π.χ. ορθογώνιο ή τριγωνικό. Το ρεύμα μπορεί επίσης να είναι συμμετρικό (όταν το άθροισμα των ηλεκτρικών φορτίων σε κάθε περίοδο είναι μηδέν) ή ασύμμετρο.

Το ερέθισμα δεν πρέπει ποτέ να είναι επώδυνο, γι αυτό χρησιμοποιείται συμμετρικός ή ασύμμετρος διφασικός ορθογώνιος παλμός (Εικόνα 32). Οι διφασικές ηλεκτρικές ώσεις, σε αντίθεση με τις μονοφασικές, χρησιμοποιούνται για να μειωθεί ο κίνδυνος



χημικών εγκαυμάτων στην περιοχή των ηλεκτροδίων, επιτρέποντας ταυτόχρονα μεγαλύτερη ένταση συστολής και μακρύτερο χρόνο εφαρμογής (Μπούχλα, 2009).

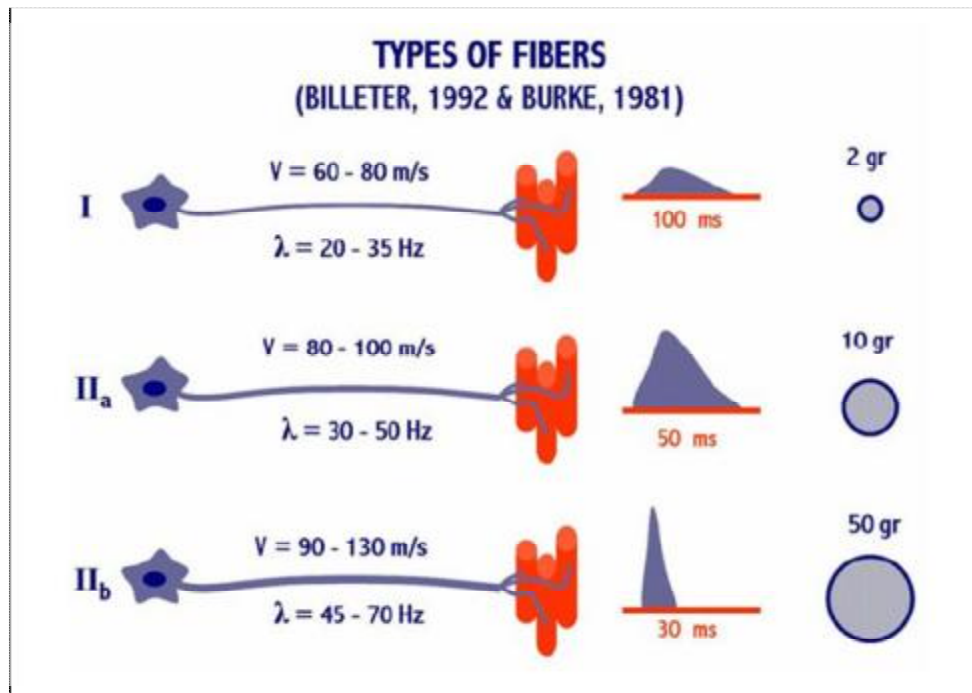


**Εικόνα 32:** Οι διάφοροι τύποι παλμών που χρησιμοποιούνται (Cuenca & Lazar, 2008)

Η **συχνότητα** αναφέρεται στο πόσες φορές επαναλαμβάνεται η ροή ρεύματος στη μονάδα του χρόνου (1 sec). Συνήθως εκφράζεται σε «Hz». Σε γενικές γραμμές, συχνότητες 1 – 5 Hz προκαλούν συσπάσεις διακριτές μεταξύ τους. Καθώς η συχνότητα αυξάνεται, εμφανίζεται μια ομαλή συνολική σύσπαση, την οποία διαδέχονται τετανικές συστολές σε συχνότητες άνω των 25 – 30 Hz. Όπως συμβαίνει και με τις εκούσιες συσπάσεις, η παραγόμενη μυϊκή ισχύς μεγαλώνει αυξανόμενης της συχνότητας διέγερσης των κινητικών μονάδων. Στις μυϊκές ίνες ταχείας συστολής, η τετανική σύσπαση επιτυγχάνεται σε μεγαλύτερες συχνότητες από ότι στις μυϊκές ίνες βραδείας συστολής (Μπούχλα, 2009).

Η συχνότητα διέγερσης που χρησιμοποιείται είναι 33 Hz (ή κάπου μεταξύ 30 και 35 Hz) για την ενεργοποίηση των τύπου I ή βραδείας συστολής μύες (μικροί και κόκκινοι), που επιστρατεύονται στην αεροβική και αργή εξάσκηση. Τα 33 Hz μειώνουν την ατροφία του μυ, καθώς οι βραδείας συστολής μυϊκές ίνες είναι οι πρώτες που ατροφούν εξαιτίας της ανάγκης τους να είναι διαρκώς ενεργές. Η

συχνότητα διέγερσης διαφόρων τύπων μυϊκών ινών φαίνεται στην Εικόνα 33 (Cuenca & Lazar, 2008).



Εικόνα 33: Η συχνότητα διέγερσης διαφόρων τύπων μυϊκών ινών (Cuenca & Lazar, 2008)

Η **διάρκεια** αντιπροσωπεύει το χρόνο που υπάρχει ροή ρεύματος μέσα σε κάθε ξεχωριστή ώση. Εκφράζεται σε « $\mu$ s» (10<sup>-6</sup> s, microsec) ή ms (10<sup>-3</sup> s, millisec). Ρυθμιζόμενη κατάλληλα, σε συνδυασμό με την ένταση του ρεύματος σύμφωνα με τη καμπύλη έντασης – διάρκειας, μπορεί το ρεύμα να διεγείρει εκλεκτικά συγκεκριμένες νευρικές ή μυϊκές ίνες. Όταν αυξάνεται η διάρκεια, αυξάνεται και η παραγόμενη ισχύς διότι ενεργοποιούνται περισσότερες κινητικές μονάδες στην ίδια περιοχή (Μπούγλα, 2009).

Επιλέγεται η μεγαλύτερη δυνατή διάρκεια παλμού (μεταξύ 350 και 450  $\mu\text{s}$ , ανάλογα με τις δυνατότητες της συσκευής που χρησιμοποιείται) έτσι ώστε μόνο οι παραλυμένες ίνες να συσπώνται αλλά εξασφαλίζοντας ότι δεν έχουν αρκετό χρόνο για να προσαρμοστούν στο ερέθισμα (Cuenca & Lazar, 2008).

Η ένταση είναι το μέγεθος της ροής του ρεύματος. Εκφράζεται σε mA. Συνήθεις συσκευές HNME παρέχουν ρεύμα έντασης 0 - 120 mA. Όταν αυξάνεται η ένταση του ρεύματος σε ένα  $\mu\text{m}$ , αυξάνεται και η παραγόμενη ισχύς γιατί ενεργοποιούνται κινητικές μονάδες που βρίσκονται μακρύτερα από τα ηλεκτρόδια ερεθισμού. Η ένταση του ρεύματος περιορίζεται γενικά από την ανεκτικότητα του ασκούμενου (Μπούχλα, 2009).

Ο χρόνος ανύψωσης και μείωσης της έντασης αναφέρεται στον τρόπο που αυξάνεται και μειώνεται η ένταση του ρεύματος. Είναι δυνατόν η ένταση του ρεύματος να μεταβάλλεται απότομα ή πιο αργά. Έτσι π.χ. χρόνος ανύψωσης 0,6 s θεωρείται γρήγορος, ενώ 1,5 s αργός. Κατ' αυτόν τον τρόπο προκύπτουν ρεύματα με σχήμα π.χ. ορθογώνιο (απότομη μεταβολή) ή τραπεζοειδές (παρατεταμένοι χρόνοι). Ενόστε επιλέγονται παρατεταμένοι χρόνοι ανύψωσης και μείωσης της έντασης του ρεύματος για να αντιμετωπιστεί η δυσανεξία του ασκούμενου.

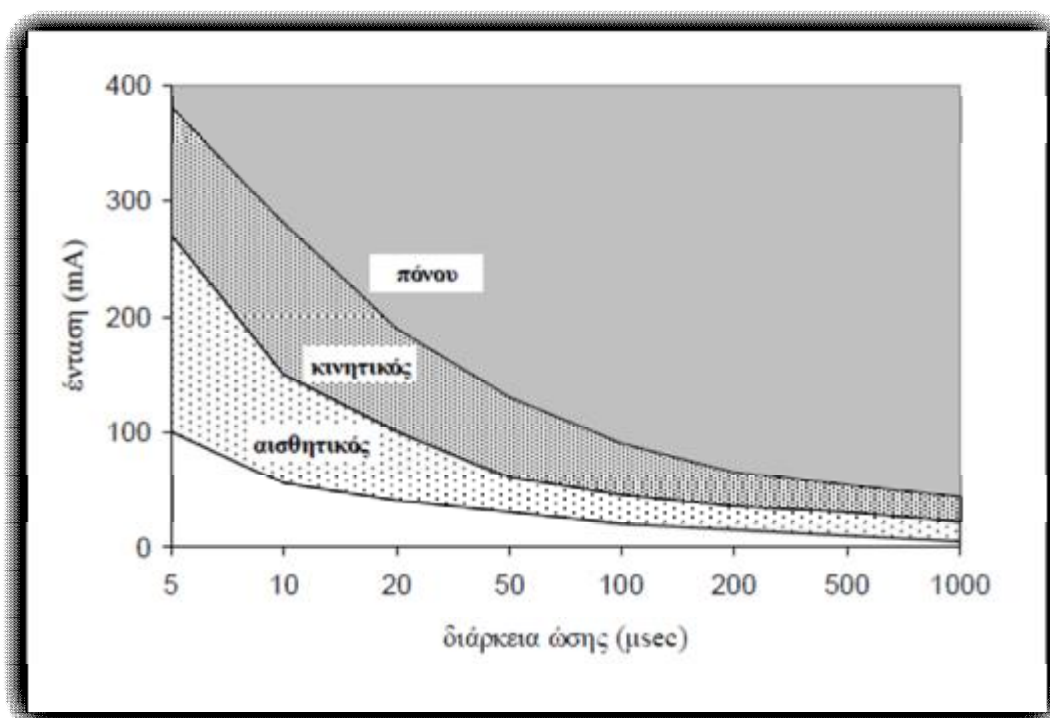
Ο κύκλος λειτουργίας είναι η σχέση που υπάρχει ανάμεσα στο χρόνο ροής ρεύματος και στο χρόνο παύσης, και μπορεί να εκφραστεί και σε ποσοστό (%). Έτσι π.χ. σε μια σχέση λειτουργίας – παύσης 5 s – 10 s, ο κύκλος λειτουργίας είναι 33%. Με την εναλλαγή φάσεων λειτουργίας και παύσης εξασφαλίζονται μεσοδιαστήματα χάλασης του μυός και μειώνεται ο κάματος.

Η δύναμη της μυϊκής συστολής κατά την εφαρμογή ηλεκτρικού ερεθισμού καθορίζεται, όπως και στις εκούσιες συστολές, από δύο κυρίως παράγοντες α) τον αριθμό των μυϊκών ινών που επιστρατεύονται, και ο οποίος εξαρτάται από την ένταση και τη διάρκεια του ερεθίσματος και β) τη συχνότητα διέγερσης των μυϊκών ινών. Καθένας από τους τρεις αυτούς παράγοντες έχει τη δική του βαρύτητα στην παραγόμενη μυϊκή ισχύ (Μπούχλα, 2009).

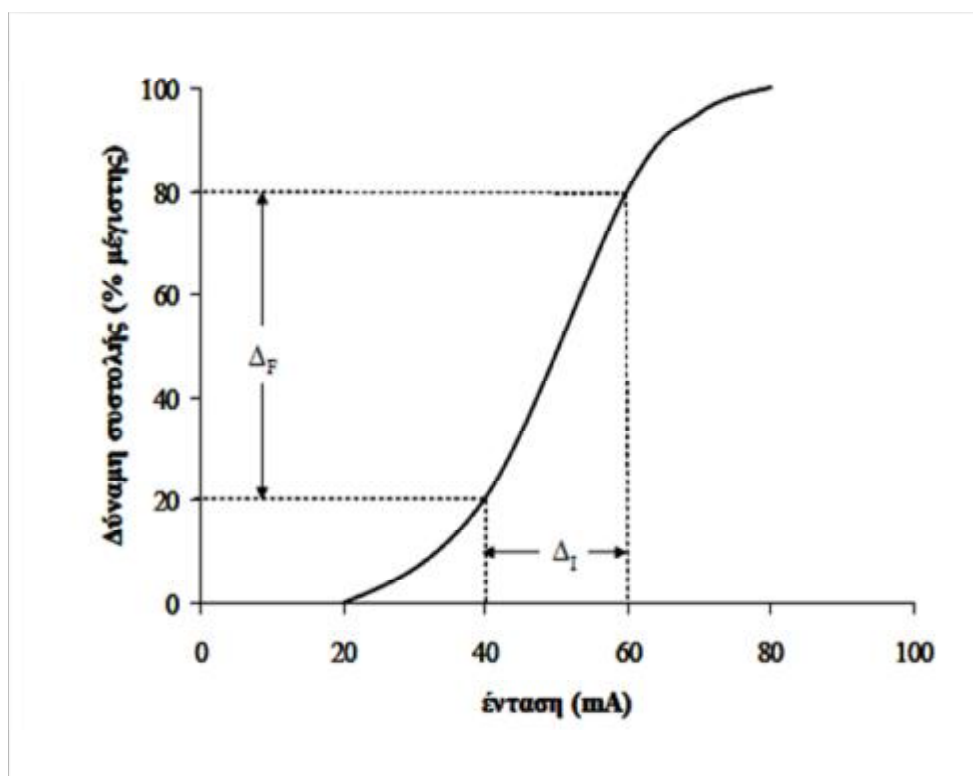
Η ένταση του ρεύματος και η ισχύς συνδέονται μεταξύ τους γραμμικά. Η μεταβολή της διάρκειας έχει περισσότερο ποιοτικό χαρακτήρα, αφού αυξανόμενης της

διάρκειας μπορούν να ενεργοποιηθούν περισσότερες ίνες ταχείας συστολής. Αύξηση της συχνότητας του ρεύματος έχει ως αποτέλεσμα και αύξηση της συχνότητας διέγερσης των κινητικών μονάδων και άθροιση των μεμονωμένων απαντήσεων. Ο ηλεκτρικός ερεθισμός μπορεί τελικά να προκαλέσει ισομετρικές ή ισοτονικές συστολές. Οι ισομετρικές συστολές λαμβάνουν χώρα όταν εμποδίζεται η κίνηση της άρθρωσης ή όταν τα χαρακτηριστικά του ερεθισμού δεν είναι αρκετά για να προκαλέσουν κίνηση.

Θα πρέπει να γίνει διάκριση ανάμεσα στον αισθητικό και τον κινητικό ουδό ενός ηλεκτρικού ερεθίσματος, καθώς και τον ουδό πόνου, όσον αφορά την ένταση του ρεύματος (Εικόνα 34). Με δεδομένα τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά, ο πρώτος σχετίζεται με την ένταση στην οποία αρχίζει να γίνεται αντιληπτή η δίοδος του ρεύματος μέσα από τον μυ, διεγείροντας τους αισθητικούς υποδοχείς, ενώ ο δεύτερος με την ένταση που προκαλεί συσπάσεις. Αυξάνοντας την ένταση πάνω από τον κινητικό ουδό αυξάνεται και η ένταση της συστολής (Εικόνα 35). Στην πλειονότητα των περιπτώσεων η ένταση θα πρέπει να τοποθετηθεί σε υψηλότερα επίπεδα και από τον κινητικό ουδό, για να υπάρξει βελτίωση σε κάποια παράμετρο. Εάν η ένταση του ρεύματος αυξηθεί ακόμα περισσότερο, διεγείρονται οι υποδοχείς πόνου (Μπούχλα, 2009).



**Εικόνα 34:** Ουδός αισθητικός, κινητικός και πόνου και καμπύλες έντασης - διάρκειας ρεύματος. (Μπούχλα, 2009)



**Εικόνα 35:** Σχέση ανάμεσα στην ένταση του ρεύματος και την δύναμη της μυϊκής σύσπασης. Όταν ο ερεθισμός φτάσει το επίπεδο του κινητικού ουδού, πολύ μικρές αυξήσεις στην ένταση είναι αρκετές για να προκαλέσουν σχετικά μεγάλες αυξήσεις στην επιστράτευση των κινητικών μονάδων και την παραγόμενη μυϊκή ισχύ. (Μπούχλα, 2009)

Οι συνήθειες συσκευές HNME παρέχουν ρεύμα έντασης 0–120 mA. Στον υγιή μυ, η διάρκεια της ηλεκτρικής ώσης πρέπει να είναι τόσο σύντομη ώστε να αποφευχθεί το φαινόμενο της εξοικείωσης της μεμβράνης και η δυσανεξία του ασθενούς, αλλά αρκετά παρατεταμένη ώστε να προκαλέσει ορατές συσπάσεις. Είναι γενικά αποδεκτό ότι μια ηλεκτρική ώση συνεχούς ρεύματος, διάρκειας από 0,1–1,0 msec, πυροδοτεί τη μέγιστη σύσπαση που μπορεί να γίνει ανεκτή. Συχνά, επίσης, η αύξηση και η μείωση της έντασης του ερεθίσματος (ramp) επιλέγεται να γίνεται αργά, ώστε να αντιμετωπιστεί η δυσανεξία του ασθενούς. Τέλος, για την αποφυγή του μυϊκού κάματος εφαρμόζεται ένας κύκλος λειτουργίας “on-off”, ώστε να εξασφαλιστούν μεσοδιαστήματα χάλασης. Κατά τη φάση “on”, μια σειρά ερεθισμάτων διοχετεύεται

στο μυ, ενώ η φάση “off” είναι η χρονική περίοδος μεταξύ δύο “on” φάσεων (Μπούχλα, 2009).

### **Τοποθέτηση και μέγεθος των ηλεκτροδίων**

Το σημείο όπου 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. Η συγκέντρωση μεγάλης ποσότητας υποδόριου λίπους στο σημείο εφαρμογής των ηλεκτροδίων είναι πιθανό να μειώνει τη δυνατότητα μετάδοσης του ηλεκτρικού ρεύματος, γι’ αυτό πρέπει να λαμβάνεται υπόψη το φύλο και η ποσότητα της λιπώδους μάζας του ασθενούς. Επιπλέον, εφόσον ο ΗΝΜΕ προκαλεί μια ασυνήθιστη αίσθηση στο διεγερόμενο άκρο, φαίνεται να περιλαμβάνει κάποιες μεγάλες κεντρομόλες μυϊκές ίνες και πολλούς αισθητικούς υποδοχείς, περιλαμβανομένων και εκείνων που αναγνωρίζουν τα δερματικά ερεθίσματα. Στις περισσότερες περιπτώσεις ΗΝΜΕ, τοποθετούνται ηλεκτρόδια επιφανειακά στο μυ.

Έμμεσος παράγοντας που επηρεάζει την παραγόμενη μυϊκή ισχύ κατά την εφαρμογή ρεύματος θα μπορούσε να θεωρηθεί και το μέγεθος των ηλεκτροδίων, ανάλογα βέβαια με τη μυϊκή ομάδα. Η μέγιστη απόλυτη και σχετική ροπή στον ορθό μηριαίο, για παράδειγμα, έχει παρατηρηθεί με μεγάλα ηλεκτρόδια ( $8 \times 10 \text{ cm}^2$ ).

Γενικά, ισχύει ότι το μέγεθος των ηλεκτροδίων πρέπει να αναλογεί στο μυ όπου εφαρμόζονται. Πολύ μικρά ηλεκτρόδια προκαλούν δίοδο μεγάλης ποσότητας ηλεκτρικού ρεύματος μέσα από αυτά και δυσανεξία του ασθενούς, ενώ πολύ μεγάλα ηλεκτρόδια μπορούν να προκαλέσουν διέγερση των ανταγωνιστών μυών (Μπούχλα, 2009).

### **Προτεινόμενοι παράμετροι εφαρμογής FES**

Συνοψίζοντας όλα τα παραπάνω, ένα προτεινόμενο σχήμα εφαρμογής της μεθόδου FES με στόχο την μέγιστη απόδοση αλλά και αποφυγή δυσφορίας του ασθενή περιλαμβάνει τις εξής παραμέτρους:

Μορφή ρεύματος: συνεχές ρεύμα, παλμικό, διφασικό, ορθογώνιο, συμμετρικό ή ασύμμετρο

Συχνότητα: 33 Hz (ή μεταξύ 30-35 Hz)

Ένταση: έως 120 mA αναλόγως με τη συσκευή που χρησιμοποιείται ή βέλτιστα ηλεκτρικό δυναμικό μεταξύ 60 και 150 V.

Διάρκεια: 0,1 έως 1,0 msec

Χρόνος ανύψωσης: μέτριος ~1 sec

Κύκλος λειτουργίας-παύσης: στο 33%

## **Διαφορές μεταξύ εκούσιων συστολών και συστολών προκαλούμενων από ηλεκτρικό ερεθισμό**

Μία διαφορά μεταξύ αυτών των δύο τύπων συστολών αναφέρεται στην ενεργοποίηση των κινητικών μονάδων. Κατά την εκούσια μυϊκή σύσπαση και σε προοδευτική αύξηση της παραγόμενης ροπής, οι κινητικές μονάδες στην πλειονότητα των περιπτώσεων επιστρατεύονται διαδοχικά ακολουθώντας μια σειρά από τις μικρότερες, πιο αργές μονάδες προς τις μεγαλύτερες και πιο γρήγορες. Κάποια δεδομένα φαίνεται να υποστηρίζουν ότι η εφαρμογή HNME έχει ως αποτέλεσμα την αναστροφή της αρχής της κατά μέγεθος επιστράτευσης των κινητικών μονάδων, ενεργοποιώντας επομένως πρώτα τις μεγαλύτερες, ταχύτερες, εύκολα κοπώμενες μυϊκές ίνες και ύστερα τις μικρότερες.

Άλλα όμως στοιχεία δεν δείχνουν να υπάρχουν διαφορές στη σειρά ενεργοποίησης των κινητικών μονάδων μεταξύ εκούσιων συστολών και συστολών προκαλούμενων με HNME. Τα αντιφατικά αποτελέσματα μεταξύ των διαφόρων μελετών θα μπορούσαν να εξηγηθούν μέσω των διαφορετικών χαρακτηριστικών HNME, πρωτοκόλλων και μυϊκών ομάδων που μελετήθηκαν.

Άλλοι παράγοντες θα μπορούσαν να είναι η βαθύτερη ή πιο επιφανειακή διαδρομή των μεγαλύτερης διαμέτρου κινητικών αξόνων και η απόστασή τους από τα ηλεκτρόδια όπως επίσης και ο ακριβής τρόπος που οργανώνονται μορφολογικά τα νευρικά ινίδια σε ένα συγκεκριμένο μυ. Είναι πιθανό λοιπόν η επιστράτευση των κινητικών μονάδων κατά την εφαρμογή HNME να είναι τυχαία και όχι επιλεκτική και οι μυϊκές ίνες να ενεργοποιούνται με σειρά που δεν σχετίζεται με τον τύπο τους. Θα μπορούσε επίσης να θεωρηθεί ότι ο HNME, σε κάθε δίοδο ρεύματος, διεγείρει τις ίδιες ακριβώς κινητικές μονάδες με συγχρονισμένο χρονικά τρόπο χωρίς να υπάρχει κάποια εναλλαγή, όπως συμβαίνει στις εκούσιες συστολές (Μπούχλα, 2009).

Η μέγιστη μυϊκή δύναμη και ροπή είναι μεγαλύτερη κατά την εκούσια σύσπαση σε σχέση με αυτή που παράγεται με την εφαρμογή ηλεκτρικού ρεύματος. Τα διαθέσιμα στοιχεία δείχνουν ότι η μέγιστη ισομετρική σύσπαση κατά τον HNME αποτελεί το 25-90% της μέγιστης εκούσιας συστολής. Το γεγονός αυτό σχετίζεται με την



δυσκολία να κινητοποιηθούν όλες οι κινητικές μονάδες κατά τον ΗΝΜΕ, εξαιτίας της δυσανεξίας που προκαλεί ο ηλεκτρικός ερεθισμός. Κατά δεύτερο λόγο, ο ΗΝΜΕ διεγείρει μόνο συγκεκριμένες μυϊκές ομάδες, αυτές στις οποίες εφαρμόζονται τα ηλεκτρόδια. Αντίθετα, κατά τις εκούσιες συσπάσεις ενεργοποιούνται επιπρόσθετα και μυϊκές ομάδες που δρουν συνεργατικά ή σταθεροποιητικά.

Μια άλλη διαφορά μεταξύ των δύο τύπων συστολών εντοπίζεται στο ενεργειακό κόστος και τις μεταβολικές απαιτήσεις. Διάφορες μελέτες έχουν δείξει μεγαλύτερη κατανάλωση σε ATP, φωσφοκρεατίνη και άλλα ενεργειακά υποστρώματα, μεγαλύτερη συγκέντρωση γαλακτικού και υψηλότερο αναπνευστικό πηλίκο σε συστολές προκαλούμενες από ηλεκτρικό ερεθισμό σε σχέση με εκούσιες συστολές ίδιου έργου. Για συστολές προκαλούμενες από ΗΝΜΕ έχουν παρατηρηθεί επίσης υψηλότερες καρδιοαναπνευστικές απαιτήσεις, ήτοι υψηλότερη κατανάλωση οξυγόνου, καρδιακή συχνότητα και αερισμός.

Συνακόλουθα, ο ηλεκτρικός νευρομυϊκός ερεθισμός επιφέρει διαφορετικές απαιτήσεις στη μικροκυκλοφορία και την ιστική οξυγόνωση, όπως μεγαλύτερο αποκορεσμό της μυοσφαιρίνης, μεγαλύτερη κατανάλωση οξυγόνου τοπικά στον ασκούμενο μυ, χαμηλότερη ιστική οξυγόνωση και παρόμοια μείωση στον όγκο αίματος και τη συνολική αιμοσφαιρίνη. Κατά τη φάση αποκατάστασης, έχει παρατηρηθεί μεγαλύτερη οξυγόνωση και όγκος αίματος σε συστολές προκαλούμενες από ΗΝΜΕ (Μπούχλα, 2009).

Οι διαφορές μεταξύ των δύο τύπων συστολών, αναφορικά με την ιστική οξυγόνωση σε υπομέγιστο έργο, φαίνεται να εκμηδενίζονται σε μέγιστες έργο. Διαφορές εντοπίζονται επίσης και στην αιματική ροή στο ασκούμενο μέλος, με την παράμετρο αυτή να αυξάνει περισσότερο σε συστολές ΗΝΜΕ. Οι υψηλότερες αερόβιες και, ιδιαίτερα, οι αναερόβιες μεταβολικές απαιτήσεις κατά τις μυϊκή συστολή προκαλούμενη από ηλεκτρικό ερεθισμό σε σχέση με την εκούσια σύσπαση μπορούν να επιφέρουν μεγαλύτερο άμεσο μυϊκό κάματο, ο οποίος συνήθως αξιολογείται με τη μέγιστη εκούσια ισομετρική σύσπαση (ΜΕΣ).

Οι διαφορές είναι δυνατόν να υφίστανται και κατά τη φάση της αποκατάστασης. Η άσκηση, και ειδικότερα η πλειομετρική, είναι δυνατό να οδηγήσει σε τραυματισμό των ασκούμενων μυϊκών ομάδων, ο οποίος συνήθως εκδηλώνεται με κάποια

καθυστέρηση. Ο τραυματισμός αυτός συνοδεύεται από απώλειες στη δύναμη, την καθυστερημένη εμφάνιση μυϊκού άλγους και την αύξηση των επιπέδων συγκέντρωσης πρωτεϊνών σχετικών με τη μυϊκή λειτουργία, όπως η κρεατοκινάση (Μπούχλα, 2009).

Διαφορές μεταξύ των δύο τύπων συστολών έχουν εντοπισθεί σε άμεσους και έμμεσους δείκτες μυϊκού τραυματισμού. Οι Jubeau et al. (2008) παρατήρησαν διαφορές ενδεικτικές μεγαλύτερης έκτασης μυϊκού τραυματισμού μετά την εφαρμογή ηλεκτρικού ερεθισμού. Μυϊκό άλγος μετά τις συστολές HNME εμφανίστηκε αμέσως μετά την ολοκλήρωση του προγράμματος και συνέχισε να αυξάνεται μέχρι 48 ώρες αργότερα, ενώ οι διαφορές ήταν έκδηλες και 72 ώρες μετά. Η κρεατοκινάση έφτασε τη μέγιστη διαφορά 72 ώρες μετά την εφαρμογή HNME.

Μεγαλύτερης έκτασης τραυματισμός έχει παρατηρηθεί και μετά από πλειομετρικές συστολές ηλεκτρικού νευρομυϊκού ερεθισμού σε σχέση με αντίστοιχες εκούσιες, όπως τεκμαίρεται όχι μόνο από έμμεσους δείκτες, αλλά και άμεσους. Οι τελευταίοι περιλαμβάνουν μεταβολές σε επίπεδο πρωτεϊνών των μυϊκών κυττάρων και ενεργοποίηση δορυφόρων κυττάρων για την αποκατάσταση, οι οποίες ήταν μεγαλύτερες μετά τις συστολές HNME.

Οι διαφορές μεταξύ συστολών προκαλούμενων από ηλεκτρικό ερεθισμό και εκούσιων συστολών όσον αφορά τις ενεργειακές απαιτήσεις, την ιστική οξυγόνωση, τον μυϊκό κάματο και τον μυϊκό τραυματισμό θα μπορούσαν να εξηγηθούν, μερικώς τουλάχιστον, με βάση τον μη επιλεκτικό και συγχρονισμένο χρονικά τρόπο που διεγείρονται οι ίδιες ακριβώς μυϊκές ίνες σε κάθε δίοδο ρεύματος. Άλλη αιτία θα μπορούσε να αποτελέσει και η μεγαλύτερη επιστράτευση μυϊκών ινών τύπου II, σε περιπτώσεις που αυτές βρίσκονται πιο επιφανειακά στο μυ και ανάλογα με τα χαρακτηριστικά του ερεθισμού που χρησιμοποιούνται (Μπούχλα, 2009).

### 3.9 Αποτελέσματα από τη χρήση FES

Κλινικές μελέτες έχουν καταγράψει ποικίλα αποτελέσματα σε ασθενείς που χρησιμοποιούν τη μέθοδο FES. Κάποια από αυτά συνοψίζονται παρακάτω:

- Επανενεργοποίηση μυών που ήταν αδύναμοι ή παράλυτοι.
- Ελάττωση της σπαστικότητας.
- Βελτίωση της λειτουργικότητας του μέλους.
- Βελτίωση της κυκλοφορίας.
- Αύξηση της κινητικότητας των αρθρώσεων.
- Επανεκπαίδευση του εγκεφάλου στις καινούργιες κινήσεις.
- Αύξηση αυτοπεποίθησης και ανεξαρτησίας, ελάττωση άγχους.
- Μείωση της προσπάθειας κατά τη βάρδιση, συνεπώς οι ασθενείς είναι δυνατό να φθάνουν μακρύτερα και γρηγορότερα
- Μείωση της ανάγκης για χρησιμοποίηση αντισταθμιστικών αντιδράσεων
- Αποφυγή της αχρήστευσης του μυ λόγω αχρησίας.
- Μείωση των πτώσεων και καλύτερο περπάτημα σε ανισόπεδες επιφάνειες.
- Διακριτική μέθοδος ως προς τη χρήση και δεν χρειάζεται ειδικά παπούτσια (σε αντίθεση με τους νάρθηκες).
- Δεν προστίθεται επιπλέον βάρος στο ήδη αδύναμο μέλος (σε αντίθεση με τους νάρθηκες).

### **3.10 Μελέτες για την αποτελεσματικότητα της μεθόδου FES**

Οι Sheffler, Hennessey, Naples και Chae (2006) μελέτησαν την αποτελεσματικότητα της Odstock FES συσκευής λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού (ODFS) σε σύγκριση με μια ορθωτική συσκευή αστραγάλου (AFO) στην βελτίωση της λειτουργίας της βάρδισης σε επιβιώσαντες από εγκεφαλικό ασθενείς.

Στη μελέτη συμμετείχαν 14 ασθενείς με πτώση άκρου ποδός. Οι ασθενείς εκπαιδεύτηκαν στη βάρδιση κάτω από τρεις διαφορετικές συνθήκες 1) με τη χρήση ODFS, 2) με AFO, 3) χωρίς καμία συσκευή υποβοήθησης. Κάθε συμμετέχον αξιολογήθηκε με τη χρήση του τροποποιημένου Λειτουργικού Προφίλ Βάρδισης του Emory (Emory Functional Ambulation Profile) και για τις τρεις υπό εξέταση συνθήκες. Όλοι οι ασθενείς αξιολογήθηκαν με μια έρευνα μετα-αξιολόγησης ώστε να αποφευχθούν τυχόν προτιμήσεις σε συσκευές.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η λειτουργία της βάρδισης βελτιώθηκε στατιστικώς σημαντικά με τη χρήση της ορθωτικής συσκευής σε σχέση τη μη χρήση οποιασδήποτε συσκευής σε διάφορες δοκιμές: στο έδαφος, στο χαλί, στο τεστ «όρθιοι και φύγαμε» («up and go» test) και λιγότερο σημαντικά στις δοκιμές με εμπόδια και σκαλιά. Επίσης, η λειτουργία της βάρδισης εμφάνισε βελτίωση με την συσκευή FES σε σύγκριση με τη μη χρήση οποιασδήποτε συσκευής με στατιστική σημασία στη δοκιμή με το χαλί και αντίστοιχη βελτίωση αλλά μικρότερης στατιστικής σημασίας στις δοκιμές βάρδισης στο έδαφος, με εμπόδια και σε σκαλιά.

Επιπρόσθετα, οι Sheffler και συνεργάτες αναφέρουν ότι κατέγραψαν παρόμοια αποτελέσματα στην αποκατάσταση της βάρδισης σε ασθενείς που χρησιμοποίησαν τη μέθοδο FES και σε ασθενείς που χρησιμοποίησαν ορθωτική συσκευή (AFO). Ωστόσο, αν έπρεπε να επιλέξουν μεταξύ των AFO και ODFS συσκευών για μακρόχρονη αποκατάσταση της πτώσης πέλματος, οι συμμετέχοντες προτιμούσαν την συσκευή λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού.

Με σκοπό να αξιολογήσουν την αποτελεσματικότητα του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού στην αποκατάσταση της ημιπληγίας μετά το εγκεφαλικό, ο Glanz και οι συνεργάτες του πραγματοποίησαν μια μετα-ανάλυση εφαρμόζοντας τις μεθόδους ανάλυσης Glass και DerSimonian-Laird Random Effects στα δεδομένα από τέσσερις άλλες μελέτες που δημοσιεύτηκαν μεταξύ του 1978 και 1992. Στις συμπεριλαμβανόμενες μελέτες οι ασθενείς βρίσκονταν σε πρόγραμμα αποκατάστασης μετά από εγκεφαλικό που είχε συμβεί από 1,5 έως και 29,2 μήνες πριν. Η συσκευή FES εφαρμοζόταν στον μυ ή το αντίστοιχο νεύρο στην ημιπληγική περιοχή. Στη μελέτη συγκρίθηκαν η δύναμη συστολής του παραλυμένου μυ μετά την εφαρμογή της συσκευής FES και χωρίς τη συσκευή. Τα αποτελέσματα έδειξαν ξεκάθαρα την υπεροχή στη δύναμη του μυ χρησιμοποιώντας τη συσκευή FES, υποδεικνύοντας πως η χρήση του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού μπορεί να προωθήσει την ανάρρωση του μυ, ενδυναμώνοντας τον, μετά το εγκεφαλικό.

Επιπλέον μελέτες μετα-ανάλυσης απέδειξαν ότι η μέθοδος FES προκαλεί αύξηση στην ταχύτητα της βάρδισης σε ασθενείς με ημιπληγία μετά από εγκεφαλικό (Kottink, 2004 & Robbins, 2006).

Η λειτουργία της ισορροπίας θεωρήθηκε εξίσου σημαντικό να αξιολογηθεί επειδή είναι μία από τις κύριες αιτίες που οι ασθενείς με εγκεφαλικό πέφτουν πιο συχνά απ' ό,τι άτομα στο γενικό πληθυσμό. Στην πραγματικότητα, έρευνες που μελέτησαν τις αιτίες πτώσεων σε ηλικιωμένους ανθρώπους και σε ανθρώπους που υπέστησαν εγκεφαλικό κατέληξαν στις εξής αιτίες κατά σειρά συχνότητας εμφάνισης: (1) σύρσιμο του ποδιού κατά το περπάτημα και στρίψιμο, (2) όταν το πόδι κολλάει, (3) όταν σκοντάφτουν. Το σύστημα FES βελτιώνει την κάμψη του ποδιού και συνεπώς το σήκωμα του ποδιού από το έδαφος, άρα πιθανότατα μειώνει και τον κίνδυνο πτώσης.

Επιπλέον, η επίπτωση της μεθόδου στην αυτοπεποίθηση της ισορροπίας θεωρείται ακόμη ένας παράγοντας που αξίζει να διερευνηθεί. Οι βλάβες στην ισορροπία συνήθως μειώνουν την αυτοπεποίθηση των ασθενών στην κίνηση τους και περιορίζουν έτσι τη συμμετοχή τους σε δραστηριότητες. Χαμηλή αυτοπεποίθηση ή ο φόβος της πτώσης μπορούν κατά συνέπεια να οδηγήσουν σε ένα καθιστικό τρόπο

ζωής και σε αυξημένη αναπηρία. Η μέθοδος FES μπορεί να μειώσει την πιθανότητα να κολλάει το πόδι στο έδαφος, μειώνοντας έτσι τα προβλήματα στη βάδιση, αυξάνοντας την κινητικότητα και τελικά ενισχύοντας την αυτοπεποίθηση του ασθενή όσο αφορά στην ισορροπία του.

Για όλους τους παραπάνω λόγους, οι Robertson, Eng και Hung (2010) αποφάσισαν να αξιολογήσουν τις αλλαγές στη λειτουργία της ισορροπίας και στην αυτοπεποίθηση της ισορροπίας σε ενήλικους ασθενείς με χρόνια ημιπληγία προερχόμενη από εγκεφαλικό οι οποίοι ξεκινούν ένα πρόγραμμα επανεκπαίδευσης στη βάδιση με τη χρήση λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού.

Η μελέτη είχε ένα πριν-μετά σχέδιο δράσης. Δεκαπέντε ενήλικες, μέλη της κοινότητας, με χρόνιο εγκεφαλικό συμπλήρωσαν ένα πρόγραμμα από τέσσερις εβδομαδιαίες συνεδρίες (2ωρες) ισορροπίας και εκπαίδευσης στη βάδιση με τη μέθοδο FES εφαρμοσμένη στους καμπτήρες μύες του αστραγάλου κατά τη διάρκεια της φάσης αώρησης. Μετά από αυτή την περίοδο εξοικείωσης με τη μέθοδο, οι συμμετέχοντες αξιολογήθηκαν για την ισορροπία τους και την κίνηση τους με και χωρίς τη χρήση της μεθόδου του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού. Η αυτοπεποίθηση στην ισορροπία αξιολογήθηκε πριν και μετά την περίοδο εξοικείωση χρησιμοποιώντας την κλίμακα ιδιαίτερων δραστηριοτήτων για την αυτοπεποίθηση της ισορροπίας (Activities-specific Balance Confidence scale ή ABC scale).

Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν μικρή αλλά στατιστικά σημαντική βελτίωση στο σήκωμα του ποδιού από το έδαφος και στη λειτουργία της ισορροπίας με τη χρήση της συσκευής FES αλλά δεν παρατηρήθηκε καμία αλλαγή στην ταχύτητα της βάδισης. Επιπλέον, περισσότεροι από τους μισούς συμμετέχοντες ανέφεραν ότι ένοιωθαν μειωμένη αυτοπεποίθηση ισορροπίας με τη συσκευή FES και το ένα τρίτο από τους συμμετέχοντες έδειξε μεγάλη μείωση (>11 βαθμούς στην κλίμακα ABC) στην αυτοπεποίθηση ισορροπίας.

Παρόλο που η μέθοδος FES, όπως αποδείχτηκε, βελτιώνει την λειτουργία της βάδισης, εξαναγκάζοντας το πόδι να σηκωθεί από το έδαφος, αυτό το ίδιο το γεγονός είναι πιθανόν να αυξάνει το αίσθημα φόβου πτώσης, καθώς το ημιπληγικό πόδι αιωρείται πάνω από το έδαφος, μειώνοντας κατά συνέπεια το αίσθημα αυτοπεποίθησης ισορροπίας του ασθενή. Ίσως, η χρήση του λειτουργικού ηλεκτρικού

ερεθισμού για μακρύτερο χρονικό διάστημα πριν την αξιολόγηση να κατέληγε σε διαφορετικά αποτελέσματα όσον αφορά στην αυτοπεποίθηση ισορροπίας.

Οι Stanic και συνεργάτες (1978) απέδειξαν ότι η εφαρμογή του δικάναλου διεγέρτη ηλεκτρικού ερεθισμού, για 10-60 λεπτά, 3 φορές τη βδομάδα για 1 μήνα βελτίωσε την απόδοση στη βάδιση ημιπληγικών ασθενών.

Ο Bogataj και οι συνεργάτες του (1989) χρησιμοποίησαν το δικάναλο διεγέρτη FES για να ενεργοποιήσουν τους κνημιαίους μυς σε χρόνια ημιπληγικούς ασθενείς. Μετά από καθημερινή θεραπεία για 5 μέρες τη βδομάδα και για 1 έως 3 εβδομάδες, τα πειραματικά δεδομένα και οι παρατηρήσεις της βάδισης των ασθενών υπέδειξαν ότι ο δικάναλος διεγέρτης FES μπορεί να αποτελέσει την κατάλληλη θεραπεία για την αποκατάσταση της βάδισης.

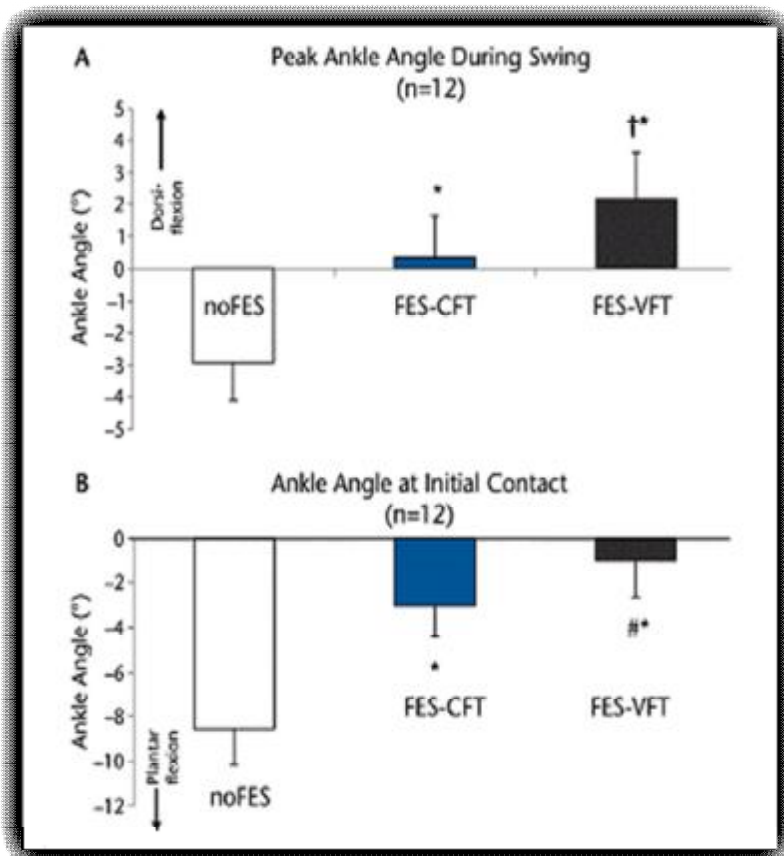
### **3.11 Νέα ευρήματα για πιθανές βελτιώσεις στη λειτουργία της μεθόδου FES**

Ο Kesar και οι συνεργάτες (Kesar *et al.* 2010) του διεξήγαγαν εκτεταμένες έρευνες με σκοπό να συγκρίνουν την κινηματική του αστραγάλου και γονάτου κατά τη φάση της αιώρησης στην βάδιση όταν ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός (FES) εφαρμόζεται στους καμπήρες μύες του αστραγάλου χρησιμοποιώντας συνεχής συχνότητας ηλεκτρικό δυναμικό ή εναλλασσόμενης συχνότητας ηλεκτρικό δυναμικό που σύμφωνα με καινοτόμες έρευνες έχει δειχθεί να ενισχύει την απόδοση ισομετρικών και μη ισομετρικών μυών.

Στην έρευνα συμμετείχαν 13 ασθενείς με ημιπάρεση που προήλθε από εγκεφαλικό επεισόδιο: 9 άνδρες και 4 γυναίκες ηλικίας από 46 έως 72 ετών. Οι συμμετέχοντες περπάτησαν για 20 και 40 δευτερόλεπτα με το δικό τους προσωπικό ρυθμό με 3 διαφορετικές συνθήκες βάδισης, χωρίς FES, με FES εφαρμοσμένο στους καμπήρες μύες χρησιμοποιώντας συνεχές ρεύμα ή εναλλασσόμενο.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός χρησιμοποιώντας είτε συνεχές, είτε εναλλασσόμενο ηλεκτρικό δυναμικό βελτίωσαν τις γωνίες ανύψωσης του αστραγάλου κατά τη φάση αιώρησης της βάδισης σε σύγκριση με τη μη εφαρμογή του ερεθισμού (Εικόνα 36). Επιπλέον, από τα ευρήματα έγινε φανερό ότι μεγαλύτερη ανύψωση του αστραγάλου προκλήθηκε με τη χρήση εναλλασσόμενου ηλεκτρικού δυναμικού, υποδεικνύοντας έτσι ότι η χρήση του εναλλασσόμενου αντί του συνεχούς ρεύματος που χρησιμοποιείται παραδοσιακά για τον ηλεκτρικό ερεθισμό μπορεί να επιφέρει ενισχυμένα αποτελέσματα στην διόρθωση της πτώσης πέλματος.





**Εικόνα 36:** Τα γραφήματα απεικονίζουν τη μέση τιμή της γωνίας του αστραγάλου κατά τη ραχιαία κάμψη στην φάση αιώρησης (A) και κατά τη ραχιαία έκταση στην φάση αρχικής επαφής (B) για το σύνολο των συμμετεχόντων στην έρευνα ασθενών υπό 3 διαφορετικές συνθήκες: χωρίς Λειτουργικό Ηλεκτρικό Ερεθισμό (noFES), με Λειτουργικό Ηλεκτρικό Ερεθισμό που χρησιμοποιεί συνεχές ρεύμα (FES-CFT) και με τον αντίστοιχο που χρησιμοποιεί εναλλασσόμενο ρεύμα (FES-VFT). (Kesar *et al.* 2010)

### **3.12 Υποβοήθηση ποδηλασίας με FES (FES cycling)**

Τα ηλεκτρικά ποδήλατα κινησιοθεραπείας αποτελούν ένα δημοφιλές και αποτελεσματικό μέσο άσκησης και χρησιμοποιούνται συχνά στα προγράμματα αντιμετώπισης της παράλυσης άνω και κάτω άκρων. Στόχος είναι η διατήρηση ή βελτίωση του εύρους κίνησης, η ενεργοποίηση του σκελετικού συστήματος, καθώς και η πρόληψη πολλών από τις μακροπρόθεσμες επιπτώσεις στην υγεία του ασθενούς λόγω της έλλειψης κίνησης.

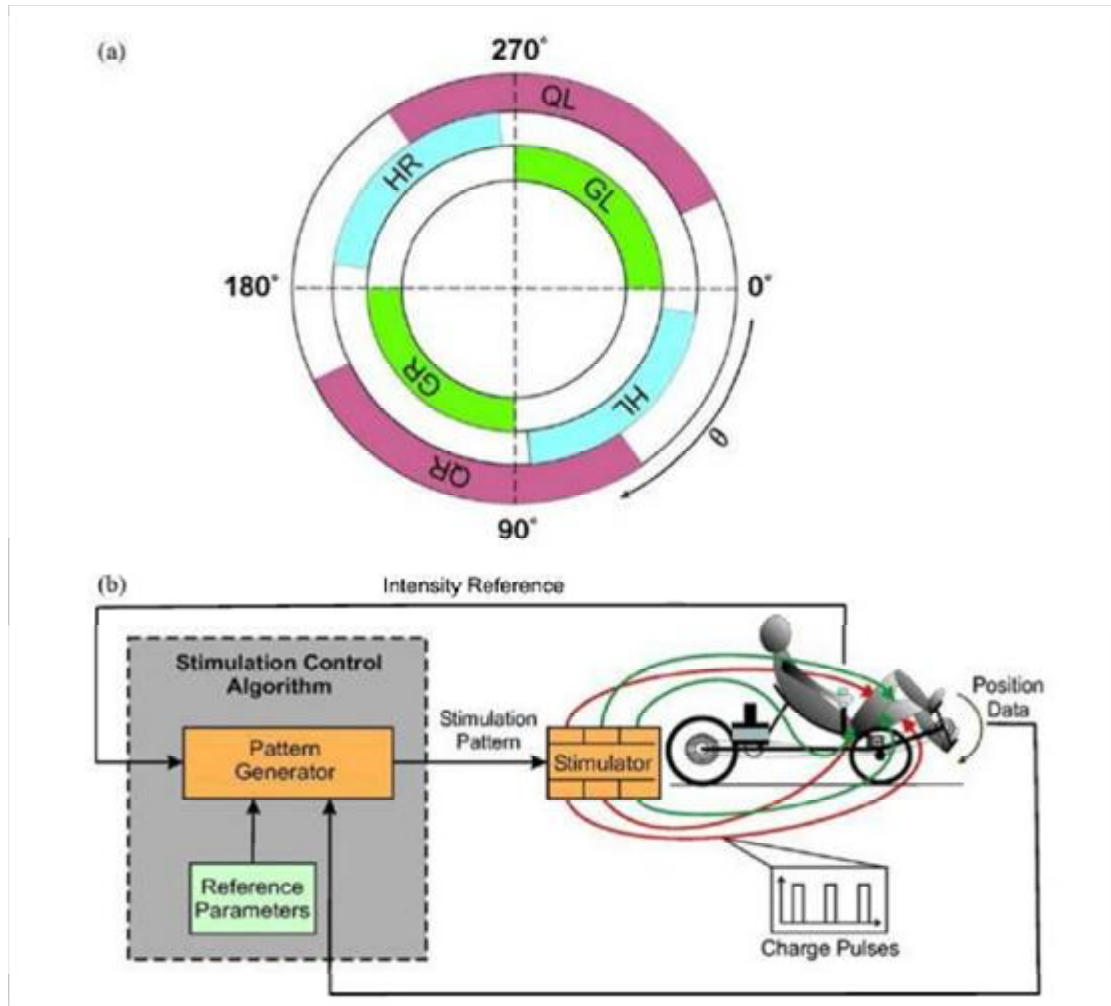
Στα πλαίσια της κινησιοθεραπείας δημιουργήθηκαν πρωτότυπα συστήματα στατικής και ελεύθερης ποδηλασίας που ενσωματώνουν τη μέθοδο του Λειτουργικού Ηλεκτρικού Ερεθισμού. Με τα συστήματα αυτά επιτυγχάνεται η συντονισμένη ηλεκτρική διέγερση πολλαπλών μυών κατά τη διάρκεια της ποδηλασίας ώστε οι μύες να συσπώνται κατά τρόπο λειτουργικό χωρίς να προϋποτίθεται η εκούσια κίνηση των μελών του σώματος (Alon *et al*, 2010).

Οι νεότερες εφαρμογές του FES, όπως η υποβοήθηση της ποδηλασίας και κωπηλασίας, αναπτύχθηκαν στη Μεγάλη Βρετανία και Γερμανία και είναι ιδιαίτερα δημοφιλείς. Μάλιστα τα τελευταία χρόνια έχουν οργανωθεί εκδηλώσεις και συνέδρια όπου προωθούνται τα αντίστοιχα αθλήματα (FES sports).

Η τεχνολογική πρόκληση της ενσωμάτωσης FES σε ποδήλατο είναι ο συγχρονισμός της διέγερσης σε σχέση με την κίνηση που εκτελείται. Πιο συγκεκριμένα, ο διεγέρτης πρέπει να ενσωματώνει κατάλληλους αλγορίθμους ελέγχου σε ένα σύστημα κλειστού βρόγχου (closed-loop control) οι οποίοι να λαμβάνουν την απαιτούμενη πληροφορία κίνησης από το ποδήλατο έτσι ώστε να διεγείρονται κάθε στιγμή μόνο οι συμμετέχοντες στην κίνηση μύες.

Ο έλεγχος κλειστού βρόγχου επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας ένα προηγμένο διεγέρτη ο οποίος συνδέεται με το ποδήλατο καταγράφοντας συνεχώς την ταχύτητα κίνησης και τη γωνία των πεντάλ και, βάσει ενσωματωμένων αλγορίθμων, ελέγχει τη διέγερση πολλών μυών παράλληλα (Εικόνα 37). Αυτός ο μηχανισμός ελέγχου

κλειστού βρόχου είναι ιδιαίτερα πιο απαιτητικός στην περίπτωση της ελεύθερης ποδηλασίας όπου οι συνθήκες μεταβάλλονται απότομα.



**Εικόνα 37:** Μηχανισμός ελέγχου διέγερσης FES σε κλειστό βρόγχο. (α) Σχηματικό διάγραμμα χρονισμού διέγερσης των μυών (QR = τετρακέφαλος δεξιά, QL = τετρακέφαλος αριστερά, HR= οπίσθιος μηριαίος δεξιά, HL = οπίσθιος μηριαίος αριστερά, GR= γλουτός δεξιά, GL = γλουτός αριστερά). (β) Διάταξη καταγραφής κίνησης ποδηλάτου, εισόδου σε αλγόριθμους ελέγχου και δημιουργίας χρονοσειράς διέγερσης. <http://www.medreha.com/2011/02/leitourgikos-ilektrikos-erethismos-s/>

Η υποβοήθηση ποδηλασίας με τη χρήση FES ενδείκνυται σε: α) πλήρεις και ατελείς κακώσεις νωτιαίου μυελού, β) αγγειακά εγκεφαλικά επεισόδια, γ) εγκεφαλικές κακώσεις, δ) σκλήρυνση κατά πλάκας και άλλες κινητικές διαταραχές.

Στη βιβλιογραφία αναφέρονται πολλαπλά οφέλη από την άσκηση που επιτυγχάνεται από την ποδηλασία με χρήση FES:

- Αύξηση μυϊκής μάζας και δύναμης (Baldi *et al.* 1998, Ferrante *et al.* 2008)
- Διατήρηση ή βελτίωση εύρους κίνησης
- Αύξηση οστικής πυκνότητας (Newham & Donaldson 2007)
- Ενεργοποίηση μεταβολισμού (Griffin *et al.* 2009)
- Βελτίωση καρδιοαναπνευστικής και καρδιαγγειακής λειτουργίας (Berry *et al.* 2008)
- Λειτουργία εντέρου και ουροδόχου κύστης
- Μείωση σπαστικότητας των μυών (Krause *et al.* 2008, Ratchford *et al.* 2010)
- Αύξηση αιματικής ροής τοπικά
- Βελτίωση ποιότητας δέρματος και μείωση κινδύνου πιεστικών ελκών
- Βελτίωση στην απόκριση ινσουλίνης
- Βελτίωση νευρομυϊκού συντονισμού
- Επανεκπαίδευση σύνθετων προτύπων κίνησης (Ferrante 2008, Gualdy 2009)

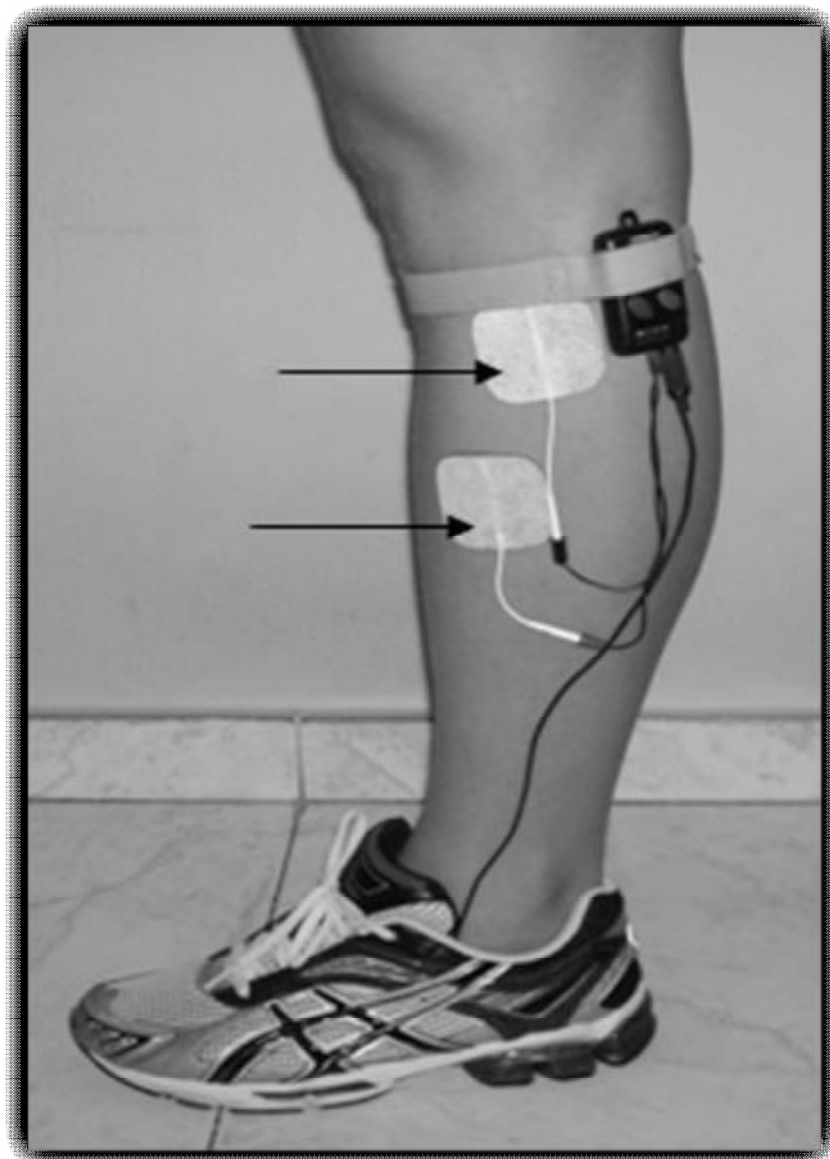
### 3.13 Διάδρομος με FES

Η προσθήκη του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού στην εξάσκηση ασθενών μετά το εγκεφαλικό στο διάδρομο με χρήση μερικής υποστήριξης βάρους σώματος (body weight support ή BWS) μελετήθηκε στην εργασία των Prado-Medeiros και συνεργατών του (Prado-Medeiros *et al.*, 2011). Σκοπός τους ήταν να αξιολογήσουν την προσθήκη FES στη βάδιση σε έδαφος με BWS, μια στρατηγική που είχε προταθεί να βελτιώνει τη βάδιση σε ημιπληγικά άτομα μετά το εγκεφαλικό αλλά ποτέ πριν δεν είχε αποδειχθεί.

Στην έρευνα συμμετείχαν 12 άτομα με χρόνια ημιπάρεση. Ο σχεδιασμός ήταν τύπου A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub>. Τα A<sub>1</sub> και A<sub>2</sub> αντιστοιχούσαν στην προπόνηση των ασθενών στο διάδρομο σε επίπεδο έδαφος με τη χρήση BWS ενώ το B αντιστοιχούσε στο ίδιο πρότυπο προπόνησης με επιπλέον προσθήκη της μεθόδου FES. Για την αξιολόγηση επιστρατεύτηκαν διάφορες τεχνικές: Modified Ashworth Scale (MAS), Functional Ambulation Category (FAC), Rivermead Motor Assessment (RMA) και κινηματογράφηση.

Ένας φορητός νευρομυϊκός διεγέρτης χρησιμοποιήθηκε για να ερεθίσει το περνιαίο νεύρο του παρετικού άκρου. Οι παράμετροι FES που χρησιμοποιήθηκαν ήταν: συμμετρικό διφασικό τετράγωνο ρεύμα, με 150 μικροδευτερόλεπτα διάρκεια, συχνότητα ίση με 25 Hz και ένταση από 60 έως 150 V. Η ένταση του παλμού ρυθμιζόταν σύμφωνα με την αντοχή του κάθε συμμετέχον και το επίπεδο διέγερσης που απαιτούνταν για να επιτευχθεί αποτελεσματική συστολή του μυ.

Ο φορητός διεγέρτης αποτελείται από ένα ζεύγος αυτοκόλλητων ηλεκτροδίων που τοποθετήθηκε στο κινητικό σημείο του περνιαίου νεύρου και στον πρόσθιο κνημιαίο μυ του παρετικού άκρου. Ένας αισθητήρας συνδεδεμένος με τον διεγέρτη τοποθετήθηκε στη φτέρνα του εν λόγω ποδιού και μια ζώνη διατηρούσε το διεγέρτη ακουμπισμένο πάνω στο πόδι όπως φαίνεται στην Εικόνα 38. Ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός ενεργοποιούνταν στη φάση αιώρησης κάθε φορά που το άτομο προσπαθούσε να κάνει βήμα και σταματούσε όταν ακουμπούσε το πόδι στο έδαφος, αποφεύγοντας έτσι την κόπωση του μυ.



**Εικόνα 38:** (A) Ηλεκτρονικός διεγέρτης. (B) Ηλεκτρόδιο διέγερσης τοποθετημένο στο κινητικό σημείο του κοινού περονιαίου νεύρου στην περιοχή μεταξύ του ιγνυακού βόθρου και της κεφαλής του κνημιαίου μυ (C ) Ηλεκτρόδιο τοποθετημένο στην κοιλότητα του πρόσθιου κνημιαίου μυ. (D) Αισθητήρας τοποθετημένος στη φτέρνα του επηρεαζόμενου ποδιού, μέσα στο παπούτσι. (Prado-Medeiros *et al.*, 2011)

Οι μεταβλητές που αναλύθηκαν στην κινηματική ήταν: μέση ταχύτητα κίνησης στο περπάτημα, μήκος βήματος, μήκος διασκελισμού, ταχύτητα και διάρκεια, αρχική και τελική διάρκεια διπλής στήριξης, διάρκεια στήριξης στο ένα άκρο, περίοδος αιώρησης, εύρος κίνησης (range of motion ή ROM), μέγιστη και ελάχιστη γωνία ποδιού, μηρού και γοφού.

Δυστυχώς, η έρευνα δεν απέδωσε θετικά αποτελέσματα στην προσθήκη FES. Για όλες τις παραμέτρους που μετρήθηκαν και με όλες τις μεθόδους αξιολόγησης που χρησιμοποιήθηκαν, αποδείχτηκε πως η χρήση του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού στην προπόνηση βάρδιας στο διάδρομο με BWS δεν παρείχε επιπρόσθετα οφέλη.

### 3.14 Σύστημα BCI-FES (Brain Computer Interface-Functional Electrical Stimulation)

Πολλές νευρολογικές καταστάσεις, όπως εγκεφαλικό, τραυματισμός της σπονδυλικής στήλης, εγκεφαλικός τραυματισμός, μπορεί να επιφέρουν στο πληγέν άτομο σοβαρή ή και ολική παράλυση. Προς το παρόν, δεν υπάρχουν βιοϊατρικές θεραπείες διαθέσιμες που να μπορούν να αντιστρέψουν την απώλεια της κινητικής λειτουργίας μετά από νευρολογικό τραυματισμό, και η φυσιοθεραπεία που χρησιμοποιείται τυπικά παρέχει ανάρρωση στον ελάχιστο όμως βαθμό. Η μέθοδος BCI είναι μια σχετικά νέα τεχνολογία που στοχεύει στην αποκατάσταση, αντικατάσταση ή και ενίσχυση των χαμένων κινητικών συμπεριφορών σε ασθενείς με νευρολογικές παθήσεις.

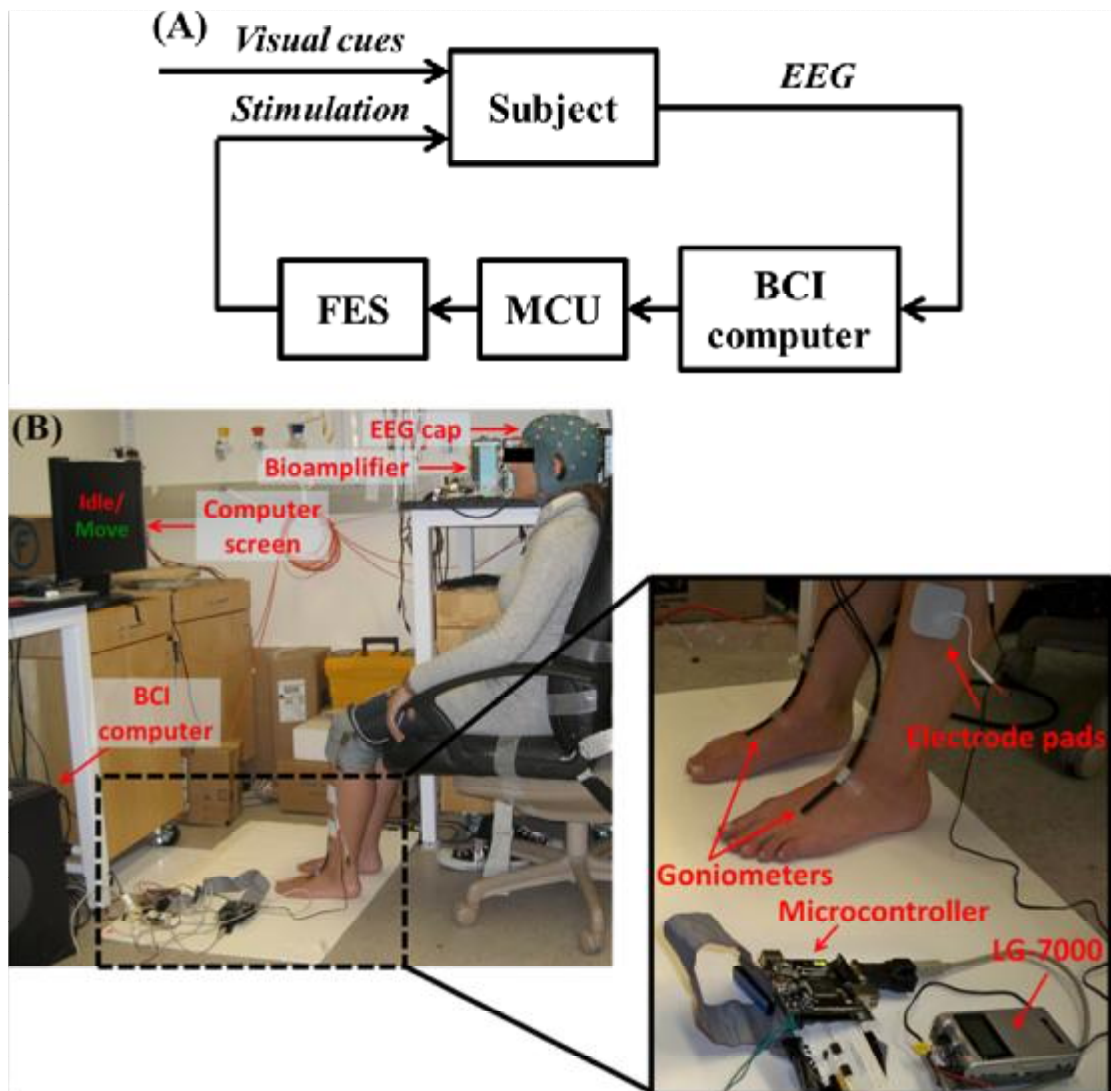
Στο άρθρο του Do και των συνεργατών του (Do *et al.*, 2011) περιγράφονται τα πρώτα θετικά αποτελέσματα από την δημιουργία ενός συστήματος που περιλαμβάνει ένα μη-διδυμικό BCI βασισμένο σε ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) και μια μη-διδυμική συσκευή ηλεκτρικού ερεθισμού (FES) που στο συνδυασμό τους επιτρέπουν τον απευθείας έλεγχο της κάμψης του ποδιού μέσω του εγκεφάλου σε αρτιμελή άτομα. Η σχηματική διάταξη του πειράματος φαίνεται στην Εικόνα 39.

Πέντε αρτιμελή άτομα πραγματοποίησαν 10 εναλλαγές χαλαρής και επαναλαμβανόμενης κάμψης ποδιού για να ενεργοποιήσουν την επαγόμενη από το σύστημα BCI-FES κάμψη του άλλου ποδιού. Οι χρόνοι της επαγόμενης από τη BCI-FES συσκευή ραχιαίας κάμψης σχετίζονται με τους χρόνους της εθελοντικής ραχιαίας κάμψης με ένα συντελεστή συσχέτισης που κυμαίνεται μεταξύ 0,59 έως 0,77 και λανθάνοντες χρόνους με εύρος από 1,4 έως 3,1 δευτερόλεπτα. Επιπλέον, όλα τα άτομα πέτυχαν σε ένα ποσοστό 100% την BCI-FES απόκριση (χωρίς παραλείψεις) και ένα άτομο είχε ένα «ψεύτικο συναγερμό».

Τα αποτελέσματα αυτά αποδεικνύουν ότι ο συνδυασμός ενός μη-διδυμικού BCI με ένα σύστημα FES είναι εφικτός. Με επιπλέον τροποποιήσεις, το προτεινόμενο BCI-FES σύστημα ίσως αποτελέσει ένα καινοτόμο και αποτελεσματικό εργαλείο στη



νευρο-αποκατάσταση των ατόμων με παράλυση των κάτω άκρων λόγω νευρολογικών τραυματισμών.

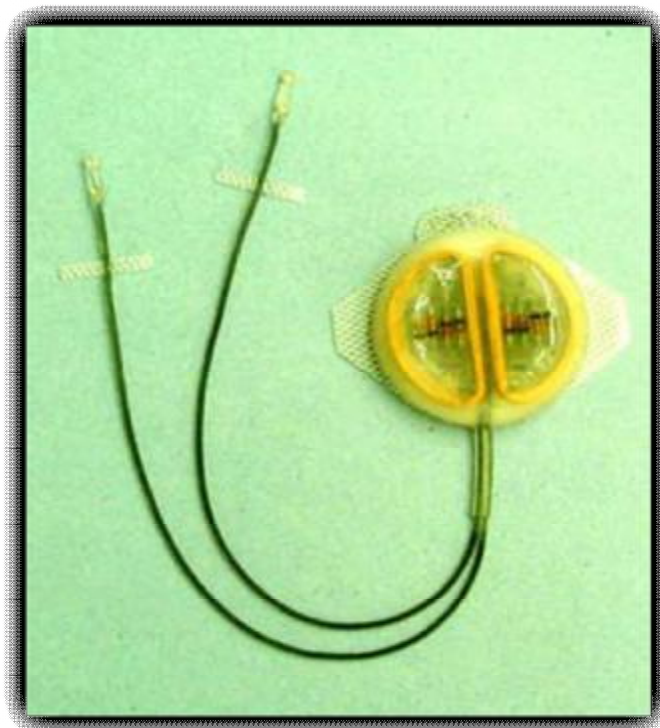


**Εικόνα 39:** BCI-FES σύστημα. (A) Διάγραμμα του συστήματος BCI-FES. Σε απόκριση οπτικών ερεθισμάτων, το άτομο πραγματοποιεί κινήσεις (χαλάρωση ή κάμψη του ποδιού), τα προκύπτοντα δεδομένα του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος αναλύονται από έναν BCI υπολογιστή, και οι οδηγίες στέλνονται σε μια μονάδα μικροελέγχου (microcontroller unit ή MCU). Η μονάδα MCU ελέγχει ένα σύστημα FES που με τη σειρά του ενεργοποιεί ηλεκτρική διέγερση στο άτομο. (B) Η διάταξη του πειράματος δείχνει ένα άτομο που πραγματοποιεί κάμψη του δεξιού ποδιού σαν απάντηση οπτικών ερεθισμάτων που κατοπτρίζονται στην οθόνη του υπολογιστή. Τα εγκεφαλικά σήματα που διέπουν αυτή τη δραστηριότητα καταγράφονται μέσω του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και στέλνονται στον βιοενισχυτή και κατόπιν στον υπολογιστή BCI για ανάλυση. Ο υπολογιστής στέλνει διαταγές σε ένα FDA

εγκεκριμένο σύστημα FES μέσω της μονάδας MCU. Η συσκευή FES ερεθίζει τους ΤΑ μυς του ποδιού, προκαλώντας έτσι ραχιαίου κάμψη του άλλου ποδιού. (Do *et al.*, 2011)

### **3.15 Μοντέλο εμφυτεύσιμου FES**

Νέες πιλοτικές έρευνες περιγράφουν τη δημιουργία ενός εμφυτεύσιμου μοντέλου διεγέρτη άκρου ποδός για την αποκατάσταση της πτώσης πέλματος. Ο διεγέρτης αποτελείται από ένα πομπό που εφαρμόζεται εξωτερικά και έναν εμφυτευμένο δέκτη στο κάτω άκρο, πάνω και πλευρικά από το γόνατο. Ο δέκτης συνδέεται με ηλεκτρόδια που τοποθετούνται κάτω από το επινεύριο των βαθύτερων και επιφανειακών περονιαίων νεύρων. Στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 40) φαίνεται ένα μοντέλο εμφυτεύσιμου διεγέρτη. Ο ερεθισμός πυροδοτείται στην ανύψωση της φτέρνας και τερματίζεται όταν η φτέρνα προσγειωθεί πάλι στο έδαφος κατά ένα τρόπο παρόμοιο με αυτόν που δρουν τα ανάλογα συστήματα FES εξωτερικής εφαρμογής. Ασθενείς που χρησιμοποίησαν τον διεγέρτη σε μόνιμη βάση διαπίστωσαν αύξηση στην ταχύτητα βάρδισης κατά 10 έως 44% σε σύγκριση με προηγούμενες μετρήσεις (Kenney *et al.*, 2002). Ισομετρικές δοκιμές επιβεβαίωσαν ότι ο διεγέρτης προάγει επιλέξιμο και επαναλαμβανόμενο ερεθισμό των μυών της άρθρωσης του αστραγάλου.



**Εικόνα 40:** Δικάναλος εμφυτεύσιμος διεγέρτης άκρου ποδός (Kenney *et al.*, 2002)

### **3.16 Εφαρμογή FES σε δύο τύπους μυών**

Παρόλο που το εγκεφαλικό προκαλεί πολλαπλά ελλείμματα στην διαδικασία της βάρδισης, ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός, χρησιμοποιείται συνήθως για τη διόρθωση της πτώσης πέλματος στην φάση αιώρησης. Ωστόσο, οι εκτείνοντες μύες του αστραγάλου διαδραματίζουν έναν εξίσου σημαντικό ρόλο στη διαδικασία της βάρδισης. Οι Kesar και συνεργάτες (2009) μελέτησαν τα άμεσα αποτελέσματα από την εφαρμογή λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού και στους εκτείνοντες και στους καμπτήρες μύες του αστραγάλου σε ασθενείς με προβλήματα βάρδισης μετά από εγκεφαλικό.

Πραγματοποιήθηκε ανάλυση της βάρδισης σε 13 άτομα με χρόνια μετα-εγκεφαλική ημιπληγία καθώς τα άτομα περπατούσαν με τους δικούς τους προσωπικούς ρυθμούς με και χωρίς την χρήση FES.

Σε σύγκριση με τη χρήση FES μόνο στους καμπτήρες μύες του αστραγάλου κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης, η εφαρμογή FES στους παρετικούς εκτεινόντες μύες του αστραγάλου κατά τη στάση και στους ραχιαίους καμπτήρες κατά την αιώρηση παρείχε το πλεονέκτημα καλύτερης κάμψης του γονάτου κατά τη φάση αιώρησης, μεγαλύτερης γωνίας έκτασης του αστραγάλου και μεγαλύτερης επιτάχυνσης. Παρόλο που η εφαρμογή FES και στους καμπτήρες και στους εκτεινόντες μύες βελτίωσε την κάμψη του αστραγάλου στη φάση αιώρησης σε σύγκριση με τη μη χρήση ερεθισμού, η βελτίωση που παρατηρήθηκε ήταν μικρότερη από την αντίστοιχη που παρουσιάστηκε όταν η συσκευή FES εφαρμοζόταν μόνο στους καμπτήρες μύες, υποδεικνύοντας την ανάγκη για περαιτέρω έρευνα των παραμέτρων και του χρόνου διέγερσης των εκτεινόντων μυών κατά τη βάρδιση.

Συνεπώς η εφαρμογή του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού και στους εκτεινόντες και στους καμπτήρες μύες μπορεί να προάγει την αποκατάσταση της βάρδισης μετά το εγκεφαλικό σε πολλαπλά σημεία με ελλείμματα (αστράγαλος και γόνατο) κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης αλλά και της φάσης στάσης.

### **3.17 Μύες που διεγείρονται κατά τον FES - αποσαφηνίσεις**

Αναφέρθηκε νωρίτερα στην παρούσα εργασία πως ο μυς που συνήθως διεγείρεται κατά τον λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό είναι ο πρόσθιος κνημιαίος. Ο πρόσθιος κνημιαίος μυς εκφύεται από το άνω ημιμόριο της έξω επιφάνειας της κνήμης και καταφύεται στα οστά του ταρσού και στη βάση του πρώτου μεταταρσίου. Είναι υπεύθυνος για την κίνηση της ραχιαίας κάμψης του ποδιού (η κίνηση όπου τα δάχτυλα έρχονται προς τα πάνω). Ακόμη, συμβάλλει στη συγκράτηση της ποδικής καμάρας. Στην προσπάθεια βελτίωσης της βάρδισης ημιπληγικών ασθενών με πτώση άκρου ποδός μετά από αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο, ο πρόσθιος κνημιαίος είναι ο μυς που διεγείρεται συνήθως επειδή το πρόβλημα της πτώσης πέλματος συνδέεται με πάρεση του πρόσθιου κνημιαίου μυ.

Ωστόσο, η ημιπληγία που επέρχεται μετά το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο είναι δυνατόν να προκαλεί πάρεση σε πολλούς μυς στο πόδι επηρεάζοντας τη λειτουργία της βάδισης στους ασθενείς. Στη βιβλιογραφία αναφέρεται (Knutsson & Richards, 1979) πως η συντονισμένη δράση κάποιων μυϊκών ομάδων αποδιοργανώνεται εντελώς προκαλώντας κυρίως δυσκολία για προώθηση του σώματος προς τα εμπρός. Οι μύες που επηρεάζονται είναι οι ορθός μηριαίος, δικέφαλος μηριαίος και κνημιαίοι μυς (δικέφαλος γαστροκνήμιος, υποκνημίδιος και μακρός πελματικός μυς). Ακόμη, αδυναμία των μυών στην πίσω ή μπροστινή πλευρά του μηρού οδηγεί σε ανεπαρκή σταθερότητα του γονάτου. Για παράδειγμα, μείωση στη δραστηριότητα του τρικέφαλου γαστροκνήμιου μυ και του πρόσθιου κνημιαίου μυ οδηγεί σε υπερέκταση του γονάτου κατά τη φάση στάσης. Τέλος, αδυναμία των καμπτήρων μυών του γονάτου (ισchioκνημιαίοι μύες) οδηγεί σε ανεπαρκή κάμψη του γόνατος. Η μέθοδος FES δίνει τη δυνατότητα διέγερσης διαφόρων μυών με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο κατάλληλο σημείο. Όλοι οι μύες που αναφέρονται παραπάνω είναι δυνατόν να διεγερθούν στην αποκατάσταση της βάδισης με το FES. Εξάλλου, η αξία της εφαρμογής ηλεκτρικού ερεθισμού σε πολλαπλά σημεία στην αποκατάσταση της βάδισης επιβεβαιώνεται στην έρευνα των Kesar και συνεργατών (2009) που αναλύεται στην προηγούμενη ενότητα.

Σ' αυτό το σημείο κρίνεται σκόπιμο να γίνει μια αποσαφήνιση σχετικά με τη φύση της διέγερσης στον λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό. Όπως αναφέρεται και νωρίτερα στην παρούσα εργασία, όταν ο μυς διεγείρεται με ηλεκτρικό ερεθισμό, η ενεργοποίηση των μυϊκών μονάδων είναι διαφορετική από αυτή που παρατηρείται κατά τη φυσιολογική εκούσια ενεργοποίηση. Ενώ τα ηλεκτρόδια είναι τοποθετημένα διαδερμικά πάνω από την επιφάνεια του μύος, η ενεργοποίηση του μύος αυτού καθαυτού οφείλεται στη διέγερση των ενδομυϊκών κλάδων του νεύρου και όχι στην απευθείας διέγερση των μυϊκών ινών (με την προϋπόθεση, βέβαια, ότι η νευρική οδός είναι ανέπαφη). Αυτό προκύπτει από μελέτες της επίδρασης του ηλεκτρικού ερεθισμού σε χειρουργικούς ασθενείς, στους οποίους αποκλείστηκε η τελική κινητική πλάκα με κουράριο (Μπούχλα, 2009).

Στην πραγματικότητα λοιπόν, ο λειτουργικός ηλεκτρικός ερεθισμός είναι ηλεκτρικός νευρομυϊκός ερεθισμός (HNME ή Neuromuscular Electrical Stimulation-NMES) και όχι απλός μυϊκός ερεθισμός (Μπούχλα, 2009). Έτσι, στην περίπτωση διέγερσης του

πρόσθιου κνημιαίου μυ, το αντίστοιχο νεύρο που διεγείρεται είναι το κοινό περονιαίο νεύρο. Το περονιαίο νεύρο αποτελεί την μία από τις δύο βασικές διακλαδώσεις του ισχιακού νεύρου στα κάτω άκρα και βρίσκεται στην περιοχή της κνήμης. Το κοινό περονιαίο νεύρο, ξεκινάει από το ύψος της άνω γωνίας της ιγνυακής χώρας και διέρχεται κατά μήκος του έσω χείλους του δικεφάλου μηριαίου μύος και καταλήγει στην κεφαλή της περόνης. Εκεί διαιρείται σε δύο κλάδους: στο επιπολής περονιαίο νεύρο και στο εν τω βάθει περονιαίο νεύρο. Κλάδοι του περονιαίου νεύρου νευρώνουν τον πρόσθιο κνημιαίο μυ. Άλλοι μύες που νευρώνονται από το περονιαίο νεύρο είναι ο μακρός και βραχύς περονιαίος μύς, ο κοινός εκτείνοντας τους δακτύλους και ο εκτείνοντας το μεγάλο δάκτυλο μύς.

### **3.18 Η διάρκεια επίδρασης της μεθόδου FES**

Η έρευνα πάνω στην αποτελεσματικότητα της μεθόδου FES όταν εφαρμόζεται στο περονιαίο νεύρο έχει επικεντρωθεί στην ταχύτητα της βάρδισης και την δαπανώμενη ενέργεια κατά τη διάρκεια μιας σύντομης διαδρομής (συνήθως μιας διαδρομής 10 μέτρων) σε επίπεδη επιφάνεια και έχει αποδείξει ότι η μέθοδος του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού αυξάνει την ταχύτητα της βάρδισης μειώνοντας παράλληλα το ενεργειακό κόστος (BurrIDGE *et al.*, 2007, Kottink *et al.*, 2004).

Ωστόσο, το περπάτημα μιας μικρής απόστασης σε συνθήκες εργαστηρίου δεν προσομοιάζει πραγματικά τις συνθήκες βάδισης με ηλεκτρικό ερεθισμό. Λίγες μελέτες, κυρίως την περασμένη δεκαετία, αξιολόγησαν άλλες παραμέτρους της λειτουργίας της βάδισης, όπως την ταχύτητα της βάδισης σε ανισόπεδες επιφάνειες και γύρω από εμπόδια και την αντοχή του ασθενή στη βάδιση (Kottink *et al.*, 2007) επιδεικνύοντας παρόμοια θετικά αποτελέσματα.

Επιπλέον, παρά το γεγονός ότι στη βιβλιογραφία αναφέρεται η μακρόχρονη χρήση της μεθόδου FES, η οποία αναμένεται να αυξηθεί περαιτέρω με την εξέλιξη της τεχνολογίας, οι περισσότερες έρευνες δεν εκτείνουν την αξιολόγηση τους πέραν των έξι μηνών χρήσης FES (Lyons *et al.*, 2002).

Το ανθρώπινο αισθητικο-κινητικό σύστημα διακρίνεται από αυξημένη πλαστικότητα. Πρόσφατες μελέτες σε υγιείς εθελοντές δείχνουν ότι βραχύχρονος (πχ. 30 λεπτών) αισθητικο-κινητικός ηλεκτρικός ερεθισμός, όμοιος με αυτόν που εφαρμόζεται στο FES, μπορεί να προάγει την ευερεθιστότητα του εγκεφαλικού φλοιού και των συνδέσεων του με τη σπονδυλική στήλη (Hamdy *et al.*, 1998). Τέτοιες αντιδράσεις, μπορεί να επιφέρουν θεραπευτικές επιπτώσεις, και πλέον επαναλαμβανόμενη διέγερση μπορεί να επηρεάσει την απόδοση στην κίνηση μετά από προσβολή του κεντρικού νευρικού συστήματος.

Η θεραπευτική ιδιότητα της μεθόδου FES στη δράση του κοινού περνιαίου νεύρου, δηλαδή μια συνεχιζόμενη θετική επίπτωση στην απόδοση της βάδισης που εμφανίζεται και μετά την περίοδο ερεθισμού, είχε προταθεί ήδη από τις αρχές της δεκαετίας του 1960. Ο Liberson και οι συνεργάτες του (Liberson *et al.*, 1961) ανέφεραν ότι μετά τον λειτουργικό ηλεκτρικό ερεθισμό, κάποιοι χρήστες εμφάνισαν αυθόρμητη και μεταβατική ραχιαία κάμψη.

Ωστόσο, μόνο λίγες έρευνες μελέτησαν το θέμα αυτό σε ημιπληγικούς ασθενείς και τα αποτελέσματα ήταν αντικρουόμενα. Για παράδειγμα, παρόλο που οι Granat και συνεργάτες (Granat *et al.*, 1996) απέδειξαν πως δεν υπήρχε συνεχιζόμενο αποτέλεσμα 11 εβδομάδες μετά την εφαρμογή FES, οι Taylor και συνεργάτες (Taylor *et al.*, 1999) έδειξαν πως άτομα μετά από εγκεφαλικό που χρησιμοποιούσαν το FES καθημερινά για 4,5 μήνες και αξιολογήθηκαν σε περπάτημα μιας απόστασης 10 μέτρων χωρίς εφαρμογή ερεθισμού αύξησαν την ταχύτητα βάδισης τους κατά 14% και επιπλέον

μείωσαν το ενεργειακό κόστος κατά 19%. Συνεπώς κρίνεται σκόπιμο να πραγματοποιηθούν περαιτέρω μελέτες που να διερευνούν τις μακροπρόθεσμες επιπτώσεις στην απόδοση της βάδισης.

Οι Laufer et al. (2009) απέδειξαν πως η χρήση FES σε χρόνια ημιπληγικούς ασθενείς έχει μακροπρόθεσμα οφέλη όσον αφορά την αποκατάσταση της βάδισης. Δεκαέξι άτομα ηλικίας από 28 έως 76 ετών συμμετείχαν σε αυτή την μελέτη. Από αυτούς οι 13 (81%) παρουσίασαν πτώση άκρου ποδός ως επίπτωση αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου.

Οι κύριοι στόχοι αυτής της μελέτης ήταν: (1) να συγκριθούν τα βραχυπρόθεσμα και μακροπρόθεσμα οφέλη στην επιδιόρθωση της πτώσης πέλματος από την καθημερινή χρήση FES για δύο μήνες και ένα χρόνο και (2) να καθοριστεί εάν υπάρχει μόνιμο όφελος μετά τη χρησιμοποίηση του FES για ένα χρόνο και όταν η βάδιση αξιολογείται χωρίς την εφαρμογή ερεθισμού.

Οι παράμετροι εφαρμογής του λειτουργικού ηλεκτρικού ερεθισμού που χρησιμοποιήθηκε ήταν: διφασικό συμμετρικό παλμικό ρεύμα, διάρκεια 200 msec, συχνότητα παλμού ίση με 30 Hz και ένταση μεταξύ 30 και 35 mA.

Η μελέτη των Laufer και συνεργατών απέδειξε πως η προσθήκη FES έχει μακροπρόθεσμη επίπτωση στην ταχύτητα της βάδισης, και σε λοιπές παραμέτρους της βάδισης, οδηγώντας έτσι σε ένα περισσότερο συμμετρικό και λιγότερο ποικιλότροπο πρότυπο βάδισης. Αυτές οι παρατηρήσεις συμφωνούν με αντίστοιχες από προηγούμενες έρευνες που διερεύνησαν τις επιπτώσεις της χρήσης FES (με εφαρμογή στο περνιαίο νεύρο) στη κανονική βάδιση, στο έδαφος, ατόμων με βλάβη στους ανώτερους κινητικούς νευρώνες και επεκτείνουν τα ευρήματα δείχνοντας τα θετικά αποτελέσματα στην ταχύτητα βάδισης κάτω από διάφορες λειτουργικές συνθήκες.

Επιπλέον, τα ευρήματα της έρευνας δείχνουν ότι σε άτομα με χρόνια ημιπάρεση, τα βραχυπρόθεσμα οφέλη όχι μόνο διατηρούνται στη μακρόχρονη χρήση του FES αλλά επίσης και η ταχύτητα βάδισης στα 10 μέτρα βελτιώνεται περαιτέρω με την πάροδο του χρόνου και πως οι βελτιώσεις που αφορούν την ταχύτητα της βάδισης και το χρόνο στήριξης στο ένα πόδι παραμένουν και χωρίς τη χρήση της συσκευής.



Στην έρευνα αυτή, η αρχική αύξηση στην ταχύτητα της βάρδισης για τη δοκιμή βάρδισης 10 μέτρων ήταν 29% μετά από 2 μήνες χρήσης FES, ενώ η αντίστοιχη συνολική αύξηση της ταχύτητας μετά από ένα χρόνο ήταν 52%.

Δεδομένου ότι η απόδοση των ατόμων με χρόνια ημιπάρεση στη βάρδιση αναμένεται γενικώς είτε να παραμένει σταθερή ή να μειώνεται με την πάροδο του χρόνου στην απουσία οποιασδήποτε παρέμβασης, αυτά τα μη αναμενόμενα ευρήματα που καταγράφηκαν υποδεικνύουν πως η παρατεταμένη χρήση του FES ίσως έχει θεραπευτικές ιδιότητες (πχ. εκπαίδευση μυών) πέραν του φαινομένου των συνεχιζόμενων θετικών επιδράσεων (Laufer *et al.*, 2009).

### **3.19 Αντιλογίες**

Ενώ μπορεί στη θεωρία να είναι εφικτό να παρέχεις ένα εντελώς φυσιολογικό περπάτημα σε ένα παραπληγικό άνθρωπο, ερεθίζοντας πολυάριθμους μυς και χρησιμοποιώντας ένα πολύπλοκο σύστημα από αισθητήρες και έλεγχο ανατροφοδότησης, στην πράξη είναι μάλλον απίθανο (Pedotti, Ferrarin, 1992). Η απλούστερη διαμόρφωση που θα παρέχει ένα ικανοποιητικό σύστημα θα

συμπεριλαμβάνει τη χρήση ενός ζεύγους από πατερίτσες, νάρθηκα για τον έλεγχο του αστραγάλου και τη μέθοδο FES για να επιτύχεις τα ακόλουθα:

- Έκταση του ισχίου κατά τη φάση στάσης
- Κάμψη του ισχίου κατά τη φάση αιώρησης
- Απαγωγή του ισχίου κατά τη φάση στάσης και αιώρησης
- Κάμψη του γονάτου κατά τη φάση αιώρησης

Στη βιβλιογραφία αναφέρεται πως υπάρχουν ισχυρές ενδείξεις ότι η μέθοδος FES σε συνδυασμό με άλλες στρατηγικές αποκατάστασης της βάδισης προάγουν την καλύτερη αντιμετώπιση της ημιπληγικής βάδισης, μια πιο γρήγορη διαδικασία αποκατάστασης και ενίσχυση της αντοχής του ασθενή (Belda Lois *et al.*, 2011)

## **Επίλογος**

Η χρήση του Λειτουργικού Ηλεκτρικού Ερεθισμού από το 1961 που ανακαλύφθηκε μέχρι σήμερα συνεχώς αυξάνεται. Διάφορες μελέτες και μετα-αναλύσεις αποδεικνύουν πως η μέθοδος FES μπορεί να επιφέρει θετικά αποτελέσματα στην αποκατάσταση της βάδισης σε άτομα που υπέστησαν εγκεφαλικό. Επιπλέον, πληθώρα ερευνών διεξάγεται για την βελτιστοποίηση της μεθόδου και την εισαγωγή νέων προηγμένων τεχνολογιών στην ιδέα του ηλεκτρικού ερεθισμού.

Ωστόσο, υπάρχουν επιστήμονες που αντιμετωπίζουν με σκεπτικισμό την ολοένα και αυξανόμενη χρήση του FES και την αποδοτικότητα του ως προς τα μακροπρόθεσμα οφέλη που παρέχει σε ένα ημιπληγικό ασθενή. Ακόμη, κάποιοι κλινικοί πιστεύουν πως ένας συνδυασμός μεθόδων και εργαλείων (όπως νάρθηκες, πατερίτσες κλπ) θα βοηθούσε περισσότερο ανθρώπους με τέτοια προβλήματα βάδισης.

Στην Ελλάδα, η μέθοδος δεν είναι και τόσο διαδεδομένη όσο στο εξωτερικό. Ίσως επειδή υπάρχει ελλιπής ενημέρωση σχετικά με τις δυνατότητες που προσφέρει, ίσως επειδή το κόστος αγοράς και συντήρησης της συσκευής είναι απαγορευτικό για τον Έλληνα ημιπληγικό ασθενή και τέλος, ίσως επειδή στην Ελλάδα η αποκατάσταση των ημιπληγικών ασθενών και ανθρώπων που χτυπήθηκαν από το εγκεφαλικό δεν αποτελεί προτεραιότητα του συστήματος υγείας της χώρας.

## Βιβλιογραφία

### Άρθρα

Alberts MJ, (2002) Secondary prevention of stroke and the expanding role of the neurologist, *Cerebrovasc Dis* 13(1): 12-6

Alon G, et. al. (2010) Intensive training of subjects with chronic hemiparesis on a motorized cycle combined with functional electrical stimulation (FES): a feasibility and safety study. *Physiother Res Int.* doi: 10.1002/pri.475.

Baldi JC, et.al. (1998) Muscle atrophy is prevented in patients with acute spinal cord injury using functional electrical stimulation. *Spinal Cord*, 36(7):463-9

Belda-Lois *et al.* (2011) Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8:66

Berry HR, et.al. (2008) Cardio-respiratory and power adaptations to stimulated cycle training in paraplegia. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(0), 1573-1580

Bogataj U. *et al.*, (1989) Restoration of gait during two to three weeks of therapy with multichannel electrical stimulation. *Physical Therapy*, 69:319

Bonita R., Beaglehole R. (1998), Modification of Rankin Scale: Recovery of motor function after stroke, *Stroke* Vol. 12 pp. 1497-1500

BurrIDGE JH, Haugland M, Larsen B, et al. (2007) Phase II trial to evaluate the ActiGait implanted drop-foot stimulator in established hemiplegia. *J Rehabil Med.* 39:212-218.

Buurke JH. (2005) Walking after stroke. Co-ordination patterns and functional recovery. University of Twente, NL. ISBN: 90-365-2140-8

Cuenca J.N. and Lazar E. (2008) Functional Electrical Stimulation (F.E.S.) in Stroke. *NOT published yet*, referred to as a *Protocol*, supplied by *Verity Medical Ltd*, to find the citation follow the link below:

[http://veritymedical.co.uk/files/protocols/Cuenca\\_Lazar\\_FES-STROKE.pdf](http://veritymedical.co.uk/files/protocols/Cuenca_Lazar_FES-STROKE.pdf)

Do *et al.* (2011) Brain-Computer Interface Controlled Functional Electrical Stimulation for Ankle Movement *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 8:49

Ferrante S, et. al. (2008) Cycling induced by functional electrical stimulation improves the muscular strength and the motor control of individuals with post-acute stroke. Europa Medicophysica-SIMFER 2007 Award Winner. *Eur J Phys Rehabil Med*, 44(2):159-67

Glanz M., *et al* (1996) Functional Electrostimulation in Poststroke Rehabilitation: A Meta-Analysis of the Randomized Controlled Trials, *Arch Phys Med Rehabil* Vol 77

Granat MH, Maxwell DJ, Ferguson AC, et al. (1996) Peroneal stimulator; evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 77:19-24

Griffin L, et.al. (2009). Functional electrical stimulation cycling improves body composition, metabolic and neural factors in persons with spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol*. 19(4):614-22

Gualdi S., et al. (2009) Cycling induced by functional electrical stimulation (FES cycling) in children affected by cerebral palsy: A pilot study. *Gait & Posture*, 30S, 26–S74

Hamdy S, Rothwell JC, Aziz Q, et al. (1998) Long-term reorganization of human motor cortex driven by short-term sensory stimulation. *Nat Neurosci.* 1:64-68

Hantson L. et al., (1994), The European Stroke Scale. *Stroke* Vol. 25 pp. 2215-2219

Kenney L. et al. (2002) An implantable two channel drop foot stimulator: initial clinical results. *Artificial Organs*, Vol. 26 pp. 267-270

Kesar T.M et al. (2009) Functional electrical stimulation of ankle plantar- and dorsi-flexor muscles: effects on post-stroke gait *Stroke* 40(12):3821-3827

Kesar T.M et al. (2010) Novel Patterns of Functional Electrical Stimulation Have an Immediate Effect on Dorsiflexor Muscle Function During Gait for People Poststroke *Physical Therapy* Vol 90, No 1: 55-66

Knutsson E., Richards C. (1979) Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain* Vol. 102 pp. 405-430

Kottink Al et al. (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(6):577-86

Kottink AI, Hermens HJ, Nene AV, et al. (2007) A randomized controlled trial of an implantable 2-channel peroneal nerve stimulator on walking speed and activity in poststroke hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 88:971-978

Krause P, et.al. (2008) Changes in spastic muscle tone increase in patients with spinal cord injury using functional electrical stimulation and passive leg movements. *Clinical Rehabil*, 22(7), 627-34

Laufer et al. (2009) Gait in individuals with chronic hemiparesis: one-year follow up of the effects of a neuroprosthesis that ameliorates foot drop. *Journal of Neurologic Physical Therapy* Vol. 33 ( 2) pp. 104-110

Lamontagne A *et al.*, (2002), Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait and Posture* Vol. 15 pp. 244-255

Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, et al. (1961) Functional electrotherapy: Stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 42:101-105.

Lo H-C *et al.* (2010) Comparison of energy costs leg-cycling with or without functional electrical stimulation and manual wheelchairs for patients after stroke. *J Rehabil Med.* 42(7):645-9

Lyons GM, Sinkjaer T, Burridge JH, et al. (2002) A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 10:260-279

Meinzer M. *et al.* (2011) recent developments in functional and structural imaging of aphasia recovery after stroke *Aphasiology* 25(3):271-290

Newham D. J., Donaldson N. de N. (2007) FES cycling *Acta Neurochir Suppl*, 97(1), 395–402

Olney SJ, Richards C. (1996) Hemiparetic gait following stroke. Part 1: Characteristics, *Gait and Posture* Vol. 4 pp 136-148

Pollock A, Baer G, Pomeroy VM, Langhorne P (2007), Psysiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke, 21:395-410

Prado-Medeiros et al. (2011) Effects of the addition of functional electrical stimulation to ground level gait training with body weight support after chronic stroke *Rev Bras Fisioter.* 15(6): 436-44

Ratchford JN, et. al. (2010). A pilot study of functional electrical stimulation cycling in progressive multiple sclerosis. *NeuroRehabilitation*, 1;27(2),121-8

Richards CL, Olney SJ., (1996) Hemiparetic gait following stroke. Part 2: Recovery and physical therapy. *Gait and Posture* Vol. 4 pp. 149-162

Robbins SM, Houghton PE, Woodbury MG, Brown JL (2006), The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on omproving gait speed in stroke patients: a meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 87(6):853-9

Robertson A.J *et al.* The Effect of Functional Electrical Stimulation on Balance Function and Balance Confidence *Physiotherapy Canada*, Vol 62, No 2: 114-119

Robertson JA, Eng JJ, Hung C (2010), The effect of functional electrical stimulation on balance function and balance confidence in community-dwelling individuals with stroke. *Physiother Can.*, 62(2): 114-9



Sheffler LR., Hennessey MT., Naples GG, Chae J. (2006) Peroneal nerve stimulation versus an ankle foot orthosis for correction of footdrop in stroke: impact on functional ambulation, *Neurorehabil Neural Repair*, 20(3):355-60

Stanic U, *et al.*, (1978) Multichannel electrical stimulation for correction of hemiplegic gait. Methodology and preliminary results. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 10: 75-92

Taylor PN, Burridge JH, Dunkerley AL, *et al.* (1999) Clinical use of the Odstock dropped foot stimulator: Its effect on the speed and effort of walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 80:1577-1583

Trevisi E. *et al.* (2011) Cycling induced by functional electrical stimulation in children affected by cerebral palsy: case report *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* Vol. 47: 1-11

Weingarden H. & Ring H. (2006) Functional electrical stimulation- induced neural changes and recovery after stroke *Eura Medicophys* 42:87-90

Yeom H., Chang Y-H (2010) Autogenic EMG-Controlled Functional Electrical Stimulation for Ankle Dorsiflexion Control, *J Neurosci Methods* 30;193(1): 118-125

Μπούγλα Α., Καρατζάνος Ε., Γεροβασίλη Β., Ζέρβα Ε. Νανάς Σ. (2009). Ηλεκτρικός νευρομυικός ερεθισμός ως εναλλακτική μορφή άσκησης σε βαρέως πάσχοντες. *Αρχεία Ελληνικής Ιατρικής*, 26, 759-777

Πολυκανδριώτη Μ., Κυρίτση Ε. (2005) Αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο. Παράγοντες κινδύνου. *Το βήμα του Ασκληπιού* 4(3):109-118.

Χατζητόλιος Α.Ι, Ρούντολφ Γ, Ζαφειρόπουλος Α, Σαββόπουλος Χ.Γ (2007)  
Διαχείριση των αγγειακών εγκεφαλικών επεισοδίων *Ιατρικό Βήμα*

### ***Βιβλία***

American Stroke Association, Position Statement: Risk Factors Of Stroke 2002

Braunwald E., Fauci A., Kasper D., Hauser St., Longo D., Jameson L.  
Principles of Internal Medicine. Harrison's 15th edition. 2001

Caplan L. Caplan's Stroke: A clinical Approach. Ed. Butterworth Heineman.  
2000.

Pedotti A., Ferrarin M. Restoration of walking for paraplegics Recent  
Advancements and Trends, IOS Press, 1992

Plum F, P.J. Αγγειακές Παθήσεις του Εγκεφάλου: Ισχαιμικό Εγκεφαλικό  
Επεισόδιο. Cecil Παθολογία, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας (2<sup>ος</sup> τόμος) 2000

Sandin K., Mason K. Manual of stroke rehabilitation. Ed. Butterworth  
Heinemann. 1996

Καρδιόλης Ν. Παθήσεις του Νευρικού Συστήματος. Εκδ. Ζήτα. Αθήνα, 1999

Μυλωνάς Ι., Λογοθέτης Ι. Νευρολογία. Εκδ. University Press Αθήνα, 1996

Παπαγεωργίου Κ. Νευρολογία. Εκδ. Παρισιάνου, Αθήνα, 1993

*Διαδοκτιακές πηγές*

[www.stroke.gr](http://www.stroke.gr)

[www.cerebrovascular.gr](http://www.cerebrovascular.gr)

[www.mstrust.org.uk](http://www.mstrust.org.uk)

[www.ifess.org](http://www.ifess.org)

[www.medreha.com](http://www.medreha.com)

[www.fes.gr](http://www.fes.gr)

[www.salisburyfes.com](http://www.salisburyfes.com)

<http://www.medreha.com/2011/02/leitourgikos-ilektrikos-erethismos-s/>