



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΑΣ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΟΙ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΙΑΣ ΣΤΗ
ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

ΥΠΕΥΘΥΝΗ ΦΟΙΤΗΤΡΙΑ: ΓΕΡΟΥΤΗ ΟΛΓΑ

ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΚΟΥΤΣΟΓΙΑΝΝΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ

ΑΙΓΙΟ 2007-2008

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστώ πολύ την οικογένεια μου, τη κα Νούση Σοφία που με έμαθε να στηρίζω τις επιλογές μου διδάσκοντας μου το τρόπο και φυσικά το κ Κουτσογιάννη Κωνσταντίνο για τις πολύτιμες πληροφορίες του και την καθοδήγηση του για την άρτια διεκπαιρέωση της εργασίας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ηλεκτρομυογραφία είναι μια τεχνική καταγραφής του ηλεκτρικού δυναμικού του μυός, όταν διεγείρεται για συστολή. Η καταγραφή του ηλεκτρικού δυναμικού του μυός καλείται ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ). Χρησιμοποιείται ευρέως στο τομέα της έρευνας και της αποκατάστασης σε νευρολογικές και μυοσκελετικές παθήσεις, καθώς και σαν διαγνωστικό εργαλείο σε νευρομυϊκές ασθένειες.

Όσον αφορά το τομέα της έρευνας μεγάλη εφαρμογή βρίσκει στην ειδικότητα της ορθοπεδικής, στις χειρουργικές επεμβάσεις, στη λειτουργική νευρολογία, στην ανάλυση βηματισμού και στάσης, στην εμβιομηχανική και ανάλυση κίνησης στην ειδικότητα της αθλιατρικής.

Στο τομέα της αποκατάστασης είναι ιδιαίτερη η προσφορά της στην μετεγχειρητική περίοδο των ασθενών, στην ενίσχυση της φυσιοθεραπευτικής αποκατάστασης μέσω ενεργητικής άσκησης σε μυοσκελετικούς και νευρολογικούς ασθενείς. Επιπροσθέτως στην ειδικότητα της αθλιατρικής συνεισφέρει επίσης στην προώθηση της αποκατάστασης και την αύξηση της δύναμης των αθλητών.

Συμπερασματικά, η τεχνική έχει ευρεία εφαρμογή και ανάπτυξη με εντυπωσιακές βελτιώσεις τα τελευταία χρόνια.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Εισαγωγή	11
Κεφάλαιο 1 Γενικά περι ηλεκτρομυογραφίας	17
1.1 Λήψη και καταγραφή του ΗΜΓ σήματος	17
1.2 Τα ηλεκτρόδια	18
1.3 Ενίσχυση μυοηλεκτρικού σήματος	21
1.4 Καταγραφή ΗΜΓ σε υπολογιστή	22
1.5 Αρχικό ΗΜΓ σήμα	23
1.6 Πλήρως ανορθωμένο ΗΜΓ	23
1.7 Γραμμική ομαδοποίηση	24
1.8 Χρονική επεξεργασία σήματος	24
1.9 Μέσο ΗΜΓ	24
1.10 Ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας	25
1.11 ΗΜΓ με ηλεκτρική διέγερση	25
Κεφάλαιο 2 Η συμβολή από την ανάλυση του ηλεκτρομυογραφικού σήματος	27
2.1 Η αλληλεπίδραση μεταξύ της επιστράτευσης, του ποσοστού κωδικοποίησης και της δύναμης	27
2.2 Συγχρονισμός κινητικών μονάδων, συνενεργοποίηση	30
2.3 Καθημερινές – λειτουργικές ασκήσεις	31
2.4 sEMG και ο τραυματισμός των μυών	33
Κεφάλαιο 3 Ηλεκτρομυογραφική Βιολογική επανατροφοδότηση	35
3.1 Θεωρητική βάση EMG	35
3.2 Ηλεκτρόδια EMG BFB	35
3.3 Εφαρμογές EMG BFB	36
3.3.1 Χαλάρωση σπαστικών μυ	36
3.3.2 Ενεργοποίηση μυών με αδυναμία αποτελεσματικής σύσπασης	37
3.4 Εφαρμογή EMG BFB σε ημιπληγικούς ασθενείς	38

Κεφάλαιο 4 Ο ρόλος της ηλεκτρομυογραφίας στις βιομηχανικές μελέτες	43
4.1 Επίπεδο 1: Είναι ο μυς ενεργός;	45
4.2 Επίπεδο 2: Είναι ο μυς λίγο ή πολύ ενεργός;	46
4.3 Επίπεδο 3: Είναι ο μυς σε σύσπαση ή χαλάρωση;	47
4.4 Επίπεδο 4: Πόσο ενεργός είναι ο μυς;	48
4.5 Επίπεδο 5: Ο μυς κουράζεται;	48
4.6 Παράγοντας που επηρεάζουν μια δοκιμή άσκησης	50
4.7 Το κινησιολογικό EMG χρειάζεται μια ώθηση στη κίνηση	52
Κεφάλαιο 5 Ηλεκτρομυογραφία και έρευνα	53
5.1 Ανάλυση βηματισμού και στάσης	53
5.2 Βιομηχανικές μελέτες	54
5.3 Μυοσκελετικές παθήσεις και κακώσεις	56
Κεφάλαιο 6 Κλινικές εφαρμογές της EMG επιφάνειας υψηλής πυκνότητας	59
6.1 Κλινική εφαρμογή: το EMG σαν διαγνωστικό εργαλείο	59
6.2 EMG επιφάνειας υψηλής πυκνότητας	61
6.3 Η κόπωση στις νευρομυϊκές διαταραχές και τα σύνδρομα χρόνιας κόπωσης	61
6.4 Συνδυασμός μελετών των ασθενειών κινητικών νευρώνων, των νευροπαθειών και μυοπαθειών	62
Κεφάλαιο 7 Ηλεκτρομυογραφία - θεραπεία και αποκατάσταση	66
7.1 Αποκατάσταση με χρήση ΗΜΓ επανατροφοδότησης	66
7.2 Αποκατάσταση σε δυσλειτουργίες του άνω άκρου	68
7.3 Αποκατάσταση - κάτω άκρο	70
7.4 Θεραπεία με έγχυση αλλαντικής τοξίνης	71
Κεφάλαιο 8 Οι εφαρμογές της ΗΜΓ στο γεννητικό και κατώτερο πεπτικό σύστημα	74
8.1 Η συμβολή της ΗΜΓ στις σεξουαλικές διαταραχές λόγω πόνου	74
8.2 Η συμβολή της ηλεκτρομυογραφίας στη θεραπεία της νευρογενούς κύστης	76
8.3 Ορθοπρωκτικές λειτουργίες	79

8.3.1 Αντανακλαστικοί Μηχανισμοί της Ορθοπρωκτικής Περιοχής	82
8.3.2 Ηλεκτρομυϊκή Δραστηριότητα του Ορθού	82

Συμπεράσματα	84
Ευρετήριο	85
Αρθρογραφία	88

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ, ΕΙΚΟΝΩΝ ΚΑΙ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Εικόνα 1 Διαφορετικά επίπεδα σταθεροποίησης εξαρτώμενων από τις γενικές συνθήκες δοκιμασιών (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Πίνακας 1 Χαρακτηριστικά παθολογικά νευροφυσιολογικά ευρήματα μετά την εφαρμογή ηλεκτρομυογραφίας (τροποποιημένο από Fuller, 2000)

Εικόνα 2 Εφαρμογή ηλεκτρομυογραφίας και καταγραφή των αποτελεσμάτων (τροποποιημένο από American College of Physicians)

Εικόνα 1.1 Διαδικασία λήψης και καταγραφής του ΗΜΓ σήματος

Εικόνα 1.2 Ανατομικές θέσεις των επιλεγμένων τμημάτων τοποθετήσεις των ηλεκτροδίων – πρόσθια άποψη Η αριστερή πλευρά υποδεικνύει τους εν τω βάθει μύες και τις θέσεις για μια εφαρμογή με πολύ λεπτές βελόνες και ηλεκτρόδια, η δεξιά πλευρά για τους επιφανειακούς μύς και ηλεκτρόδια (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 1.3 Ανατομικές θέσεις των επιλεγμένων τμημάτων τοποθετήσεις των ηλεκτροδίων – οπίσθια άποψη. Η αριστερή πλευρά υποδεικνύει τους εν τω βάθει μύες και τις θέσεις για μια εφαρμογή με πολύ λεπτές βελόνες και ηλεκτρόδια, η δεξιά πλευρά για τους επιφανειακούς μύς και ηλεκτρόδια (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 1.4 Μια καταγραφή αρχικού ηλεκτρομυογραφικού σήματος από εκρήξεις τριών συσπάσεων του δικέφαλου βραχιονίου μυός. (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 2.1 Η σχέση μεταξύ της πλήρους στρατολόγησης των κινητικών μονάδων (FMUR, αριστερός άξονας, μαύροι κύκλοι) ένα ποσοστό ισομετρικής αύξησης της δύναμης. Οι τιμές αναφέρονται ως μεση και SD. FMUR μετατοπίζεται προς τα υψηλότερα ποσοστά MVC για τη ταχύτερη φάση ανόδου. Η CV αλλοιώνει την τιμή εκτιμώντας σε σταθερή κατάσταση 100% MVC φάση η οποία ακολουθείται από τη φάση ανόδου (τροποποιημένο από Sbriccoli et al., 2003)

Εικόνα 2.2 sEMG και αποσπάσματα σήματος δύναμης σε διαφορετικά δευτερόλεπτα της φάσης σταθερής δύναμης σε ένα άτομο (60%MVC). Κάθε τμήμα έχει .5 s διάρκεια για να αυξήσει την έκρηξη του sEMG. (τροποποιημένο από Felici et al., 2001)

Εικόνα 3.1 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας στην άνω μοίρα του τραπεζοειδή μυός (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.2 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας στη μέση μοίρα του δελτοειδή (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.3 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας στη πρόσθια μοίρα του δελτοειδή (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.4 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας του δικέφαλου βραχιονίου μυός. (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.5 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας των καμπτήρων μυών καρπού και δακτύλων. (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.6 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας των εκτεινόντων μυών καρπού και δακτύλων. (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.7 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για ταυτόχρονη καταγραφή EMG δραστηριότητας των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών καρπού και δακτύλων. (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.8 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας του μακρού εκτείνοντα του μεγάλου δακτύλου(τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.9 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας των μυών του θέναρος. (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.10 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας του πρόσθιου κνημιαίου. (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 3.11 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για ταυτόχρονη καταγραφή EMG δραστηριότητας του πρόσθιου κνημιαίου και περονιαίων μυών (τροποποιημένο από Γιόκαρη)

Εικόνα 4.1 Οι τέσσερις σημαντικότερες περιοχές των μεθόδων βιομηχανικών μετρήσεων (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 4.2 Το βιολογικό υποσύστημα που δρα σε εξάρτηση με κάθε άλλο (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 4.3 EMG ανοιχτή / κλειστή ανάλυση μιας φυσιολογικής όρθιας στάσης (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 4.4 Υπόδειγμα ενεργού/ανενεργού συγχρονισμού δέκα μυών των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια του κύκλου βάρδισης. Οι μπλε μπάρες δείχνουν πότε ο μυς είναι ενεργός. (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 4.5 Έναρξη EMG ανάλυσης σε μια πλατφόρμα συγχρονισμού. Το αντανακλαστικό προκαλεί την έναρξη των σταθεροποιών του αστραγάλου σε απρόβλεπτη κλίση (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 4.6 Σχεδιάγραμμα μυϊκής εννεύρωσης οχτώ μυών του ισχίου και του ποδιού στην οριζόντια κίνηση της άρσης των ποδιών προς το στέρνο. Τα στοιχεία δείχνουν την MVC να

ομαλοποιείται στο μέσο EMG σε έξι περιόδους κάμψης έκτασης μετρώντας μια ομάδα 10 ατόμων στο 40% των ατόμων με μια μέγιστη επανάληψη (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 4.7 Σχηματική επεξήγηση της μετατόπισης της συχνότητας προς τις χαμηλότερες συχνότητες στις υποστηριζόμενες συστολές και υπολογισμός του δείκτη μυϊκής κόπωσης (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

εικόνα 4.8 Ίση κατανομή βάρους χρησιμοποιώντας δυο ζυγαριές ή πλατφόρμες κλίσης (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

εικόνα 4.9 Σταθεροποίηση ROM με τη χρήση καθρέπτη με δικτυωτό κάθετων γραμμών (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 4.10 Τυποποιημένο εύρος τροχιάς (ROM), θέση σώματος και φόρτιση από το μηχάνημα (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Εικόνα 5.1 Μέσοι όροι και τυπικές αποκλίσεις της έναρξης και διάρκειας ενεργοποίησης έξι μυών του κάτω άκρου – ομαλοποιημένες τιμές κατά χρόνο – σε υγιή άτομα, που εγείρονται με την ταχύτητα επιλογής τους. [όπου ΠΚ: πρόσθιος κνημιαίος, ΟΜ: ορθός μηριαίος, ΔΜ: Δικέφαλος μηριαίος, ΕΠ: έξω πλατύς, ΓΑ: γαστροκνήμιος, ΥΠ: υποκνημίδιος. Ορίζοντας το 0 αρχή της κίνησης, το 31 την ώρα που σηκώνονται οι μηροί από το κάθισμα και το 100 το τέλος της κίνησης](τροποποιημένο από Khelmani και συνεργάτες 1995)

Εικόνα 5.2 δονητής προσαρτημένος στο χέρι του ασθενούς, ταυτόχρονα γίνεται ηλεκτρομυογραφική καταγραφή (τροποποιημένο από Jin Luo και συνεργάτες, 2005)

Εικόνα 6.1 Το εύρος των ποικίλων τεχνικών EMG

Εικόνα 7.1 ΗΜΓ επανατροφοδότηση μέσω παρακολούθησης της δραστηριότητας

Εικόνα 8.1 Περινεϊκή και οπίσθια προσέγγιση: σημάδια αναφοράς που λαμβάνονται με St. Mark's ηλεκτρόδια και σημάδια που λαμβάνονται με καθοδήγηση στη σωστή θέση.(τροποποιημένο από Spinelli και συνεργάτες, 2005)

Εικόνα 8.2 Οπίσθια προσέγγιση για εύκολη πρόσβαση στο ισχίο και στο νεύρο των έξω γεννητικών οργάνων (τροποποιημένο από Spinelli και συνεργάτες 2005)

Εικόνα 8.3 Αλγόριθμος του χρόνιου νευρικού ερεθισμού των έξω γεννητικών οργάνων (CPNS) (τροποποιημένο από Spinelli και συνεργάτες, 2005)

Διάγραμμα 8.1. Μανομετρική καταγραφή πίεσης ηρεμίας (H) και συγκράτησης του πρωκτού (Σ)

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

AEE: αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο

ALS: amyotrophic lateral sclerosis: αμυοτροφική πλάγια σκλήρυνση

CFS: chronic fatigue syndrome: σύνδρομο χρόνιας κόπωσης
CMAP: ενιαία λανθάνουσα μυϊκή δράση
CTS : σύνδρομο καρπιαίου σωλήνα
CV : ταχύτητα συστολής
CVA : εγκεφαλοαγγειακά περιστατικά
ΔKM= Δυναμικό κινητικής μονάδας
DET %: ποσοστό της εκφύλισης
DMD: μυϊκή δυστροφία Duchenne
EAS : ο εξωτερικός πρωκτικός σφιγκτήρας μυς
EMG BFB : Ηλεκτρομυογραφική βιολογική επανατροφοδότηση
EMG: ΗΜΓ: ηλεκτρομυογράφημα
EXT: σε θέση έκτασης
FLX: σε θέση κάμψης
FMUR: Full motor unit recruitment: πλήρης επιστράτευση των κινητικών μονάδων GBS: σύνδρομο Guillain- Barre
IPG : εμφυτεύσιμη γεννήτρια σφυγμού
ΚΝΣ: Κεντρικό Νευρικό Σύστημα
MAP : muscle fibre action potential ή motor action potential: δυναμικό δράσης της μυϊκής ίνας
MDF : μέση συχνότητα
MF: μέση συχνότητα
MFCV: ταχύτητα σύσπασης της μυϊκής ίνας
MNCV: μέση ταχύτητα νεύρο-συστολής
MND: ασθένειες κινητικών νευρώνων
MU: κινητική μονάδα
MUAP : motor unit active potential: δυναμικό δράσης κινητικής μονάδας
MVC: μέγιστη ενεργητική συστολή
PFM: μυς πύελου
RFD: rate of force development: ποσοστό ανάπτυξης δύναμης
RMC : Recessive myotonia congenita: συγγενής εκφυλιστική μυοτονία
RMS: Root mean square: η τετραγωνική ρίζα του ολοκληρώματος του τετραγώνου του δυναμικού του ΗΜΓ ως προς το χρόνο
HD- sEMG: ηλεκτρομυογραφία επιφάνειας υψηλής πυκνότητας
ROM: εύρος τροχιάς

RQA: ανάλυση προσδιορισμού της ποσότητας επανάληψης

sEMG: ηλεκτρομυογράφημα επιφάνειας

SMA: σπονδυλική μυϊκή ατροφία

SD: δυσλειτουργία του ώμου (κεφάλαιο 7)

SD: σταθερή απόκλιση

SNR: απόδοση σήματος σε αναλογία με τον θόρυβο

VVS : πρόδρομο συνδρόμου των έξω γεννητικών οργάνων

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ηλεκτρομυογραφία είναι η μελέτη της λειτουργίας των μυών μέσω της έρευνας του ηλεκτρικού σήματος που εκπέμπουν οι μύες. Είναι μια πειραματική τεχνική που σχετίζεται με την ανάπτυξη, καταγραφή και ανάλυση των μυοηλεκτρικών σημάτων. Τα μυοηλεκτρικά σήματα διαμορφώνονται από τις αποκλίσεις από την φυσιολογική κατάσταση ισορροπίας των μεμβρανών των μυϊκών ινών (Konrad, 2005).

Οι μυϊκές ίνες είναι οι βασικές μονάδες που απαρτίζουν το μυ. Κάθε μία αποτελεί μια χωριστή κυψελίδα που απαρτίζεται από πολλές εκατοντάδες πυρήνες. Ο επίπεδος πυρήνας των μυϊκών ινών διαιρείται σε νέες ίνες, διαμέτρου που ονομάζονται μυο-ινίδια. Κάθε μυο-ινίδιο αποτελείται από σύνολο μυονημάτων. Δύο τύποι μυονημάτων διακρίνονται σε κάθε σαρκομερίδιο: λεπτά μυονήματα διαμέτρου 5nm που ονομάζονται μόρια ακτίνης και μυονήματα διαμέτρου 12nm που ονομάζονται μόρια μυοσίνης. Η διάταξη και η αλληλοσυσχέτιση των νημάτων ακτίνης και μυοσίνης επηρεάζουν τη μεταβολή του μήκους του μυός, όταν αυτός υπόκειται στην εφαρμογή ερεθίσματος.

Νευρική ώση ή διέγερση ονομάζεται η ηλεκτροχημική διαταραχή που δημιουργείται σε ένα νευρικό κύτταρο από ηλεκτρικά, χημικά ή μηχανικά ερεθίσματα και μεταφέρεται κατά μήκος του νευροάξονα. Η διαταραχή αυτή αντιστοιχεί στις μεταβολές που παρατηρούνται στην πόλωση της κυτταρικής μεμβράνης, ως αποτέλεσμα των μεταβολών της διαπερατότητας της στο Na^+ (νάτριο) και στο K^+ (κάλιο).

Το δυναμικό της μεμβράνης χρησιμοποιείται από τις νευρικές και τις μυϊκές ίνες για τη μεταβίβαση των νευρικών ή των μυϊκών ώσεων αντίστοιχα. Η νευρική ώση μεταδίδεται από το κεντρικό σύστημα με το νευροάξονα του κινητικού νευρικού κυττάρου στην τελική κινητική πλάκα που αποτελεί τη νευρομυϊκή σύνδεση.

Όταν η νευρική ώση φθάσει στην τελική κινητική πλάκα, εκπολώνεται η νευρική ίνα και απελευθερώνει ακετυλοχολίνη μέσω των συναπτικών κυστιδίων. Η ακετυλοχολίνη, που είναι ένας χημικός μεταβιβαστής, διαχέεται στην εξωκυτταρική συναπτική σχισμή μεταξύ νευρικής και μυϊκής μεμβράνης και ενώνεται τελικά με τους υποδοχείς της, οι οποίοι υπάρχουν στη μεμβράνη της τελικής πλάκας, αυξάνοντας τη διαπερατότητα της μεμβράνης σε ιόντα νατρίου και καλίου.

Μόλις η νευρική ώση, δηλαδή η εκπόλωση, φτάσει στην τελική κινητική πλάκα, δημιουργεί το δυναμικό της τελικής κινητικής πλάκας, που στη συνέχεια παράγει το μυϊκό δυναμικό δράσης, το οποίο μεταφέρεται προς τις δύο κατευθύνσεις κατά μήκος της μυϊκής

ίνας. Το δυναμικό δράσης σε κάποιο σημείο μιας διεγέρσιμης μεμβράνης διεγείρει συνήθως τα γειτονικά τμήματά της, με αποτέλεσμα τη μεταβίβασή του. (Κουτσούρης, Ματσόπουλος 2008)

Σε κατάσταση ηρεμίας, η εσωτερική επιφάνεια της μεμβράνης έχει αρνητικό φορτίο και η εξωτερική επιφάνεια θετικό φορτίο. Όταν αυξηθεί απότομα η διαπερατότητά της για τα ιόντα νατρίου, λόγω μεταβίβασης της νευρικής ώσης, πολλά από τα ιόντα νατρίου, που βρίσκονται σε μεγάλη συγκέντρωση στην εξωτερική επιφάνεια της ίνας, εισρέουν στο εσωτερικό της μεταφέροντας θετικά φορτία. Το γεγονός προκαλεί μείωση του φυσιολογικού αρνητικού δυναμικού ηρεμίας και τη δημιουργία ηλεκτροθετικότητας στο εσωτερικό της ίνας. Η απότομη απώλεια του φυσιολογικού αρνητικού δυναμικού του εσωτερικού της ίνας ονομάζεται εκπόλωση. Το θετικό δυναμικό που αναπτύσσεται στιγμιαία στο εσωτερικό της ίνας καλείται δυναμικό αναστροφής.

Αμέσως μετά την εκπόλωση, οι πόλοι της μεμβράνης γίνονται πάλι σχεδόν αδιαπέραστοι για τα ιόντα νατρίου και ταυτόχρονα περισσότερο διαπερατοί από ό,τι σε φυσιολογικές συνθήκες, για τα ιόντα καλίου. Συνεπώς, σταματά η μετακίνηση ιόντων νατρίου προς το εσωτερικό της ίνας και αντίθετα, αρχίζουν να μετακινούνται προς τα έξω ιόντα καλίου, λόγω του μεγέθους της συγκέντρωσης στο εσωτερικό. Επειδή τα ιόντα καλίου είναι θετικά φορτισμένα, η περίσσεια των θετικών φορτίων του εσωτερικού της ίνας μεταφέρεται πάλι έξω από αυτή, με αποτέλεσμα την αποκατάσταση του φυσιολογικού αρνητικού δυναμικού ηρεμίας της μεμβράνης. Η διαδικασία αυτή καλείται επαναπόλωση

Η μεταβίβαση των διαδικασιών της εκπόλωσης κατά μήκος της μυϊκής ίνας και προς τις δύο κατευθύνσεις καλείται μυϊκή ώση και έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία δυναμικού δράσης της μυϊκής ίνας (muscle fibre action potential ή motor action potential ή MAP), που μεταδίδεται από την τελική κινητική πλάκα κατά μήκος της μυϊκής ίνας. Οι μυϊκές ίνες που νευρώνονται από την ίδια κινητική νευρική ίνα ονομάζονται κινητική μονάδα. Η κινητική μονάδα ή μονάδα κινητικής δραστηριότητας είναι η μικρότερη λειτουργική μονάδα που περιγράφει το νευρικό έλεγχο της μυϊκής συστολής, απαρτίζεται από ένα κινητικό νευρώνα και πολλές νευρούμενες από αυτόν μυϊκές ίνες. Ο όρος μονάδα περιγράφει τη συμπεριφορά, κατά την οποία όλες οι μυϊκές ίνες μιας δεδομένης κινητικής μονάδας ενεργούν "ως ένα" μέσα σε μια διαδικασία εννεύρωσης.[Dorland (1997), Konrad (2005)]

Η χωρο-χρονική άθροιση των δυναμικών δράσης όλων των μυϊκών ινών (MAPS) μιας κινητικής μονάδας καλείται δυναμικό δράσης κινητικής μονάδας (motor unit active potential

ή MUAP) και είναι το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται στις μυϊκές ίνες σαν αποτέλεσμα της επιστράτευσης της αντίστοιχης κινητικής μονάδας.

Το EMG χρησιμοποιείται κυρίως για:

- Να διαγνώσει τη πηγή του πόνου, των μούδιασμάτων, της μυρμηκίασης, της αδυναμίας ή σπασμωδικής συστολής στους μυς και στα νεύρα
- Να διακρίνει τη πραγματική μυϊκή αδυναμία από τους περιορισμούς λόγω πόνου
- Να ορίσει αν οι μυς λειτουργούν πλήρως
- Να διαφοροποιήσει τις μυϊκές συνθήκες και δυσλειτουργίες που εξαρτώνται από τις νευρικές διαταραχές

Το ηλεκτρομυογράφημα χρησιμοποιείται για τη διαφοροποίηση ανάμεσα στις νευρικές και μυϊκές διαταραχές, τη διάγνωση διαταραχών (Konrad, 2005), για τη μελέτη της μυϊκής λειτουργίας και της συναρμογής.

Διακρίνεται σε νευρολογικό και κινησιολογικό. Το νευρολογικό χρησιμοποιείται στην έρευνα, στην αποκατάσταση και στην ανάλυση στάσης και βάδισης. Το κινησιολογικό ηλεκτρομυογράφημα, εκτός από τις βασικές φυσιολογικές και βιομηχανικές μελέτες καθιερώνεται ως ένα εργαλείο αξιολόγησης για τις εφαρμοσμένες έρευνες, την φυσικοθεραπεία (αποκατάσταση), την αθλητική κατάρτιση και των αλληλεπιδράσεων του ανθρώπινου σώματος στα βιομηχανικά προϊόντα και στις συνθήκες εργασίας. Παράλληλα, το ΗΜΓ χρησιμοποιείται για την καταγραφή του δυναμικού μυών όπως του στομάχου, κύστεων κ.λπ., για τη μελέτη προκλητών παραμορφώσεων ή τη μεταβολή του όγκου τους (Κουτσούρης, Ματσόπουλος 2008)

Το κινησιολογικό ηλεκτρομυογράφημα χρησιμοποιείται στην:

Ιατρική έρευνα

- Ορθοπαιδικοί
- Χειρουργικές επεμβάσεις
- Λειτουργική νευρολογία
- Ανάλυση βηματισμού και στάσης

Αθλητική

- Εμβιομηχανική
- Ανάλυση κίνησης
- Αύξηση δύναμης των αθλητών
- Αθλητική αποκατάσταση

Εργονομία

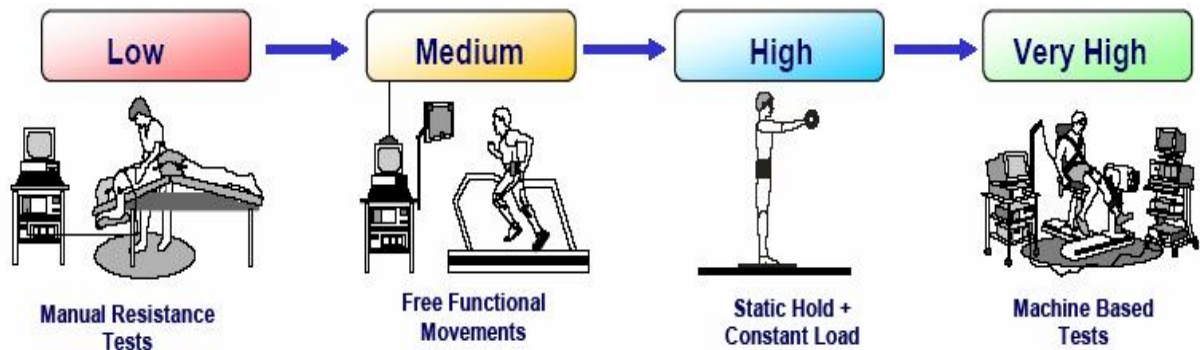
- Ανάλυση της απαίτησης
- Πρόληψη του κινδύνου
- Εργονομικό σχέδιο
- Βεβαίωση γινομένου

Αποκατάσταση

- Μεταχειρουργική
- Νευρολογική
- Φυσικοθεραπεία
- Θεραπεία ενεργής προπόνησης

Τα χαρακτηριστικά του οφέλη είναι:

- Το EMG εστιάζει στο μυ
- Επιτρέπει τη μέτρηση της μυϊκής απόδοσης
- Έγγραφο θεραπεία και αγωγή άσκησης
- Βοηθάει τους ασθενείς να εντοπίσουν και να εκπαιδεύσουν τους μυς τους
- Επιτρέπει την ανάλυση για να βελτιώσει τις αθλητικές δραστηριότητες
- Ανιχνεύει την απάντηση μυών στις εργονομικές μελέτες (Konrad, 2005).



Εικόνα 1 Διαφορετικά επίπεδα σταθεροποίηση εξαρτωμένων από τις γενικές συνθηκες δοκιμασιων (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Μια λεπτή βελόνα χρησιμοποιείται για να καταγράψει την ηλεκτρική δραστηριότητα του μυός σε κατάσταση ανάπαυσης και συστολής, συμβάλλοντας στον καθορισμό του τύπου της διαταραχής που εμφανίζει ο μυς και της κατανομής των μυών που έχουν προσβληθεί. Η ηλεκτρική δραστηριότητα απεικονίζεται στην οθόνη του παλμογράφου και μετατρέπεται σε ακουστικό σήμα μέσω μεγάρων. Τα αποτελέσματα καταγράφονται σαν ιχνογράφημα. (American College of Physicians & Fuller 2000)



Εικόνα 2 Εφαρμογή ηλεκτρομυογραφίας και καταγραφή των αποτελεσμάτων (τροποποιημένο από American College of Physicians)

Η ηλεκτρομυογραφική μελέτη του μυός αποτελείται από τρία μέρη:

1. Αυτόματη δραστηριότητα

Ο φυσιολογικός μυς εμφανίζει ηλεκτρική σιγή κατά την ηρεμία. Με το ηλεκτρομυογράφημα είναι δυνατόν να καταγραφεί παθολογική αυτόματη δραστηριότητα:

- δεσμιδικά δυναμικά: αυτόματες εκφορτίσεις κινητικών μονάδων, που συνήθως αποτελούν ένδειξη απονεύρωσης
- ινιδικά δυναμικά: αυτόματες εκφορτίσεις μυϊκών ινών, ενδεικτικές απονεύρωσης ή φλεγμονώδους προσβολής του μυός
- πιο σύνθετες εκφορτίσεις, για παράδειγμα μυοτονικές εκφορτίσεις που συνοδεύονται από ήχο στο megάφωνο.

2. Ανάλυση κινητικών μονάδων

Η μορφολογία των κινητικών μονάδων μπορεί να διερευνηθεί κατά τη διάρκεια της ήπιας μυϊκής σύσπασης. Οι κινητικές μονάδες είναι μικρότερες και τα ύψη των δυναμικών μικρότερα σε παθήσεις των μυών. Σε διαταραχές του περιφερικού κινητικού νευρώνα, τα ύψη των δυναμικών είναι μεγαλύτερα και οι εκφορτίσεις πιο παρατεταμένες.

3. Επιστράτευση κινητικών μονάδων και διάγραμμα επιστράτευσης

Τα στοιχεία αυτά μελετώνται στη διάρκεια της προοδευτικά αυξανόμενης μυϊκής σύσπασης. Πλήρες διάγραμμα επιστράτευσης χωρίς πλήρη σύσπαση αποτελεί ένδειξη μυοπάθειας, δεδομένου ότι, λόγω της παθολογοανατομικής αλλοίωσης έχουν προσβληθεί ορισμένες μυϊκές ίνες από κάθε κινητική μονάδα με αποτέλεσμα οι κινητικές μονάδες να είναι μικρές. Μειωμένος αριθμός κινητικών μονάδων που εκφορτίζουν με αυξημένο αριθμό αποτελεί ένδειξη προσβολής του περιφερικού κινητικού νευρώνα, επειδή λόγω της απονεύρωσης στους άξονες που παραμένουν δημιουργούνται αποφυάδες, οι οποίες

επανανευρώνουν τις απονευρωμένες μυϊκές ίνες, οπότε οι κινητικές μονάδες που εξακολουθούν να υπάρχουν είναι λίγες αλλά μεγαλύτερου μεγέθους. (Fuller,2000)

Πίνακας 1 Χαρακτηριστικά παθολογικά νευροφυσιολογικά ευρήματα μετά την εφαρμογή ηλεκτρομυογραφίας (τροποποιημένο από Fuller, 2000)

ΔΚΜ: Δυναμικό Κινητικής Μονάδας

Διαταραχή	Αισθητική και κινητική ταχύτητα αγωγής	ΗΜΓ
Απομυελινωτική νευροπάθεια	Μειωμένη, φυσιολογικό ύψος	Μειωμένη επιστράτευση, φυσιολογικό ΔΚΜ
Αξονική νευροπάθεια	Φυσιολογική ταχύτητα, μειωμένο ύψος	Μειωμένη επιστράτευση, γιγάντεια ΔΚΜ
Εστιακή παγίδευση νεύρου	Καθυστέρηση ή μείωση	Φυσιολογικό ή ευρήματα απονεύρωσης σε βαρείες περιπτώσεις
Νόσος κινητικού νευρώνα	Φυσιολογική	Δεσμιδικά και ινιδικά δυναμικά, γιγάντεια ΔΚΜ
Ριζοπάθεια	Φυσιολογική	Μυοτομική κατανομή απονευρωτικών ευρημάτων
Μυοπάθεια	Φυσιολογική	Μειωμένη επιστράτευση και μικρό μέγεθος κινητικών μονάδων
Μυασθένεια	Φυσιολογική	Προοδευτική μείωση με επαναληπτικά ερεθίσματα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο

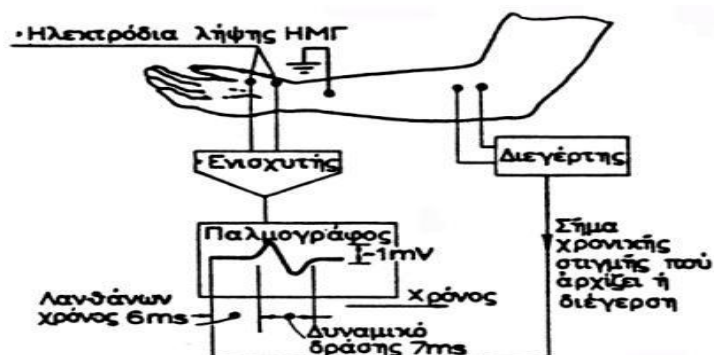
Γενικά περι ηλεκτρομυογραφίας

Κάθε φορά που ένα δυναμικό δράσης διατρέχει μια μυϊκή ίνα, ένα μικρό μέρος του ηλεκτρικού ρεύματος μεταδίδεται από το μυ μέχρι το δέρμα. Αν συστέλλονται ταυτόχρονα πολλές μυϊκές ίνες, τα ηλεκτρικά δυναμικά αθροίζονται στο δέρμα δίνοντας υψηλές τιμές.

Τοποθετώντας δύο ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του δέρματος, πάνω από τον αντίστοιχο μυ ή εισάγοντας βελονοειδή ηλεκτρόδια μέσα στο μυ, είναι δυνατή η ηλεκτρική καταγραφή της διέγερσής του, που καλείται ηλεκτρομυογράφημα (EMG - ΗΜΓ). Το ηλεκτρομυογράφημα είναι μια τεχνική καταγραφής των αλλαγών του ηλεκτρικού δυναμικού του μυός, όταν διεγείρεται για συστολή. Είναι δηλαδή, το αλγεβρικό άθροισμα όλων των συμπεριλαμβανομένων δυναμικών δράσης των κινητικών μονάδων ενός μυ, τα οποία μεταδίδονται κατά μήκος των μυϊκών ινών που βρίσκονται μεταξύ των ηλεκτροδίων καταγραφής.

1.1 Λήψη και καταγραφή του ΗΜΓ σήματος

Για την καταγραφή των μυοηλεκτρικών σημάτων απαιτείται συγκεκριμένος εξοπλισμός. Ο εξοπλισμός που χρησιμοποιείται διακρίνεται σε δύο γενικές κατηγορίες. Η πρώτη αφορά τη λήψη, ενίσχυση και καταγραφή του μυοηλεκτρικού σήματος, ενώ η δεύτερη την επεξεργασία του σήματος και περιλαμβάνει όλα τα φίλτρα, τους ολοκληρωτές και κάθε άλλο τμήμα του εξοπλισμού χρήσιμο για την τροποποίηση της μορφής του μυοηλεκτρικού σήματος και την περαιτέρω ανάλυσή του.



Εικόνα 1.1 Διαδικασία λήψης και καταγραφής του ΗΜΓ σήματος

Για την καταγραφή του ΗΜΓ είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν ένα ή δύο ηλεκτρόδια. Συνηθίζεται η χρησιμοποίηση δύο ηλεκτροδίων σε ένα διπολικό μοντέλο, θεωρώντας ότι το ρεύμα συγκεντρώνεται σε δύο σημεία κατά μήκος της μυϊκής ίνας. Η πηγή του ρεύματος αντιπροσωπεύει την πόλωση ενώ η πτώση του ρεύματος αντιπροσωπεύει την επαναπόλωση.

Η λήψη του μυοηλεκτρικού σήματος επιτυγχάνεται μέσω ηλεκτροδίων. Τα ηλεκτρόδια διακρίνονται κατά κανόνα σε δύο τύπους: τα επιφανειακά και τα ηλεκτρόδια βάθους

Τα επιφανειακά ηλεκτρόδια διακρίνονται σε:

- α) Παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια και
- β) ενεργητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια

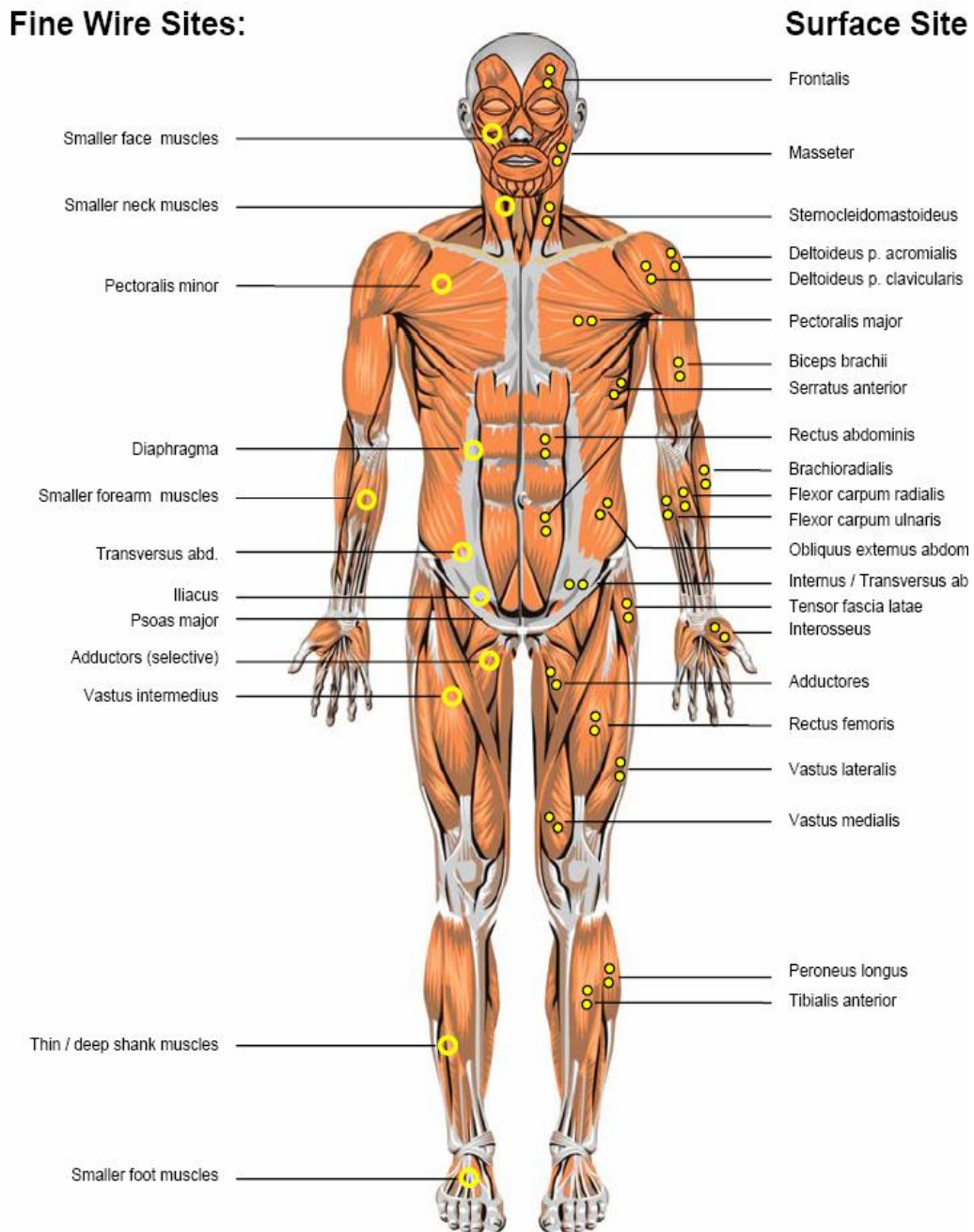
Για την καταγραφή του ΗΜΓ χρησιμοποιούνται δύο ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στον επιμήκη άξονα του μυός, έτσι ώστε η τάση που καταγράφεται να είναι η διαφορά του δυναμικού μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Εκτός των δύο ηλεκτροδίων χρησιμοποιείται και ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς, που τοποθετείται σε κάποιο ουδέτερο σημείο, π.χ. στο μέτωπο. Η θέση του ηλεκτροδίου αναφοράς ή εδάφους δεν είναι σημαντική για τους κατασκευαστές, αν και υποστηρίζεται η καταγραφή ισχυρότερων ΗΜΓ με την τοποθέτηση του ηλεκτροδίου αναφοράς σε ίση απόσταση από τα δύο επιφανειακά ηλεκτρόδια.

1.2 Τα ηλεκτρόδια

Η διάμετρος των ηλεκτροδίων είναι καθοριστικής σημασίας, καθώς όσο μεγαλύτερη είναι η επιφάνεια που καλύπτει το κάθε ηλεκτρόδιο, τόσο μεγαλύτερη είναι η διάρκεια του δυναμικού δράσης, το πλάτος του ΗΜΓ και ο μυϊκός όγκος που παρακολουθείται. Αντίστοιχα, μικρότερο μέγεθος ηλεκτροδίων επιτρέπει την καταγραφή του ΗΜΓ σε ειδικούς μύες. Το μέγεθος των ηλεκτροδίων είναι αντιστρόφως ανάλογο με την αντίστασή τους. Όσο μεγαλύτερο το μέγεθος των ηλεκτροδίων, τόσο μικρότερη είναι η αντίστασή τους.

Η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων καθορίζει το μυϊκό όγκο που παρακολουθείται. Μεγάλη απόσταση σημαίνει αύξηση του μυϊκού όγκου. Η απόσταση μεταξύ των δύο επιφανειακών ηλεκτροδίων θα πρέπει να είναι ίση με 1cm. Αυτό επιτυγχάνεται αλληλοκαλύπτοντας τους αυτοκόλλητους δίσκους των ηλεκτροδίων και με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται μείωση των παρεμβολών από γειτονικούς μύες στο ελάχιστο. Στην υπάρχουσα

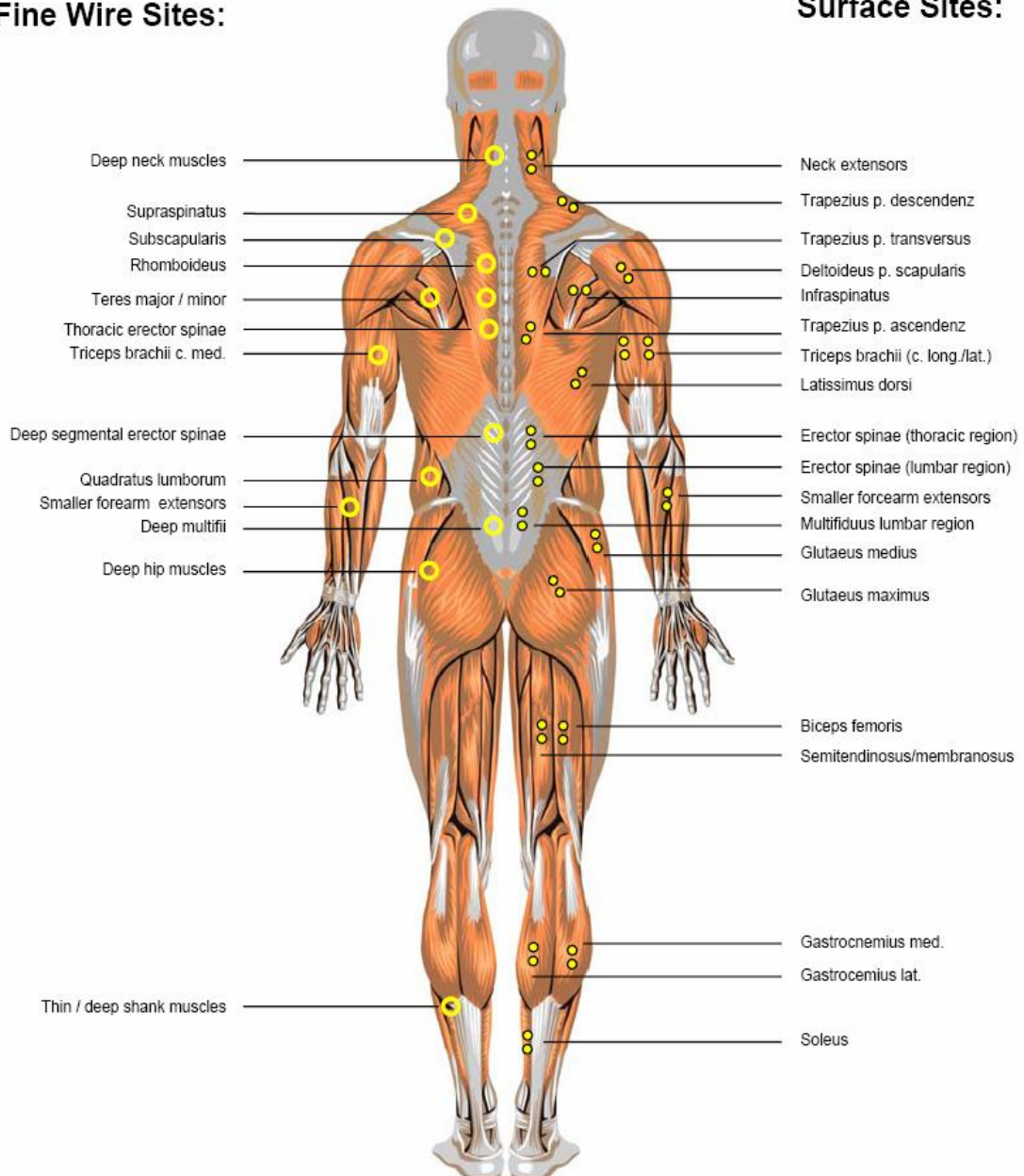
βιβλιογραφία αναφέρονται αποστάσεις μεταξύ των κέντρων των δύο επιφανειακών ηλεκτροδίων ίσες με 1cm, 2cm, 2.5cm και 4cm.



Εικόνα 1.2 Ανατομικές θέσεις των επιλεγμένων τμημάτων τοποθέτησης των ηλεκτροδίων – πρόσθια άποψη
 Η αριστερή πλευρά υποδυκνύει τους εν τω βάθει μύες και τις θέσεις για μια εφαρμογή με πολύ λεπτές βελόνες και ηλεκτρόδια, η δεξιά πλευρά για τους επιφανειακούς μύς και ηλεκτρόδια (τροποιημένο από Konrad, 2005)

Fine Wire Sites:

Surface Sites:



Εικόνα 1.3 Ανατομικές θέσεις των επιλεγμένων τμημάτων τοποθέτησης των ηλεκτροδίων – οπίσθια άποψη. Η αριστερή πλευρά υποδηλώνει τους εν τω βάθει μύες και τις θέσεις για μια εφαρμογή με πολύ λεπτές βελόνες και ηλεκτρόδια, η δεξιά πλευρά για τους επιφανειακούς μύες και ηλεκτρόδια (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Τα ηλεκτρόδια θα πρέπει να τοποθετηθούν πάνω στο οπτικό κεντρικό σημείο του μύος που πρόκειται να συσταλεί. Σύμφωνα με τις έρευνες, τοποθετώντας τα ηλεκτρόδια όσο πιο κοντά στο παχύ μέρος του μύος, λαμβάνεται η ισχυρότερη ΗΜΓ απόκριση. Το ζεύγος των ηλεκτροδίων θα πρέπει να τοποθετείται σε μια γραμμή παράλληλη με την διεύθυνση των μυϊκών ινών. (Κουτσούρης, Ματσόπουλος 2008)

Οι πιο σημαντικοί μυες του κορμού και των άκρων μπορούν να μετρηθούν από τα ηλεκτρόδια επιφάνειας (δεξιά πλευρά εικόνα 1.2, 1.3). Οι εν τω βάθει, οι μικρότεροι ή επικαλυμμένοι μυς χρειάζονται μια εφαρμογή με πολύ λεπτές βελόνες και ηλεκτρόδια για να εντοπιστούν επιλεκτικά και με ακρίβεια. Ο χάρτης των μυών δείχνει μια επιλογή μυών που τυπικά έχουν ερευνηθεί σε κινησιολογικές μελέτες. Οι δυο κίτρινες κουκίδες των επιφανειακών μυών δείχνουν το προσανατολισμό του ζεύγους ηλεκτροδίων σε αναλογία με την κατεύθυνση των μυϊκών ινών (Konrad, 2005)

Η εφαρμογή πίεσης στα επιφανειακά ηλεκτρόδια, όταν αυτά βρίσκονται σε επαφή με το δέρμα, προκαλεί τάση παρεμβολής (ηλεκτρικό θόρυβο), η οποία δεν είναι εύκολο να διακριθεί από το πραγματικό σήμα. Η απομάκρυνση τέτοιου θορύβου επιτυγχάνεται με χρήση κατάλληλων φίλτρων. Τα φίλτρα αυτά επιτρέπουν τη διέλευση υψηλών συχνοτήτων για συχνότητες μεγαλύτερες από 10 MHz.

Στην περίπτωση που χρησιμοποιούνται παθητικά ηλεκτρόδια επιφάνειας είναι απαραίτητη η μείωση της αντίστασης της συνδεσμολογίας ηλεκτροδίων-δέρματος. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω απομάκρυνσης των νεκρών κυττάρων της επιφάνειας του δέρματος με ελαφρό τρίψιμο του δέρματος με τραχύ υλικό (σφυριδόπανο) και καθαρισμό του με αλκοολούχο διάλυμα.

Στα ενεργητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια, η υψηλή αντίσταση εισόδου του ενισχυτή τοποθετείται πολύ κοντά στην εξεταζόμενη επιφάνεια και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να μην απαιτείται σχολαστική προετοιμασία του δέρματος ή ηλεκτρολυτική κρέμα.

Τα ηλεκτρόδια βάθους χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση λεπτών κινήσεων και την καταγραφή της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας των «εν τω βάθει» μυών.

1.3 Ενίσχυση μυοηλεκτρικού σήματος

Συνήθως, το πραγματικό μυοηλεκτρικό σήμα είναι πολύ μικρής έντασης και προκειμένου να καταγραφεί και να ανακληθεί στη συνέχεια θα πρέπει να ενισχυθεί. Το ΗΜΓ, σαν άθροισμα πολλών δυναμικών δράσης κινητικών μονάδων, καθώς ενισχύεται δεν θα πρέπει να παραμορφώνεται και θα πρέπει να είναι απαλλαγμένο από θόρυβο και άλλες παρεμβολές.

Για την αποφυγή παραμόρφωσης, το ΗΜΓ θα πρέπει να ενισχύεται γραμμικά σε όλο το εύρος του ενισχυτή και του συστήματος καταγραφής . Αυτό σημαίνει ότι τα μεγάλα σήματα ($>5\text{mV}$) ενισχύονται το ίδιο όσο και τα μικρά σήματα ($\leq 100\mu\text{V}$).

Θόρυβος μπορεί να προκληθεί από διάφορες πηγές έξω από το μυ και μπορεί να οφείλεται είτε σε βιολογικούς παράγοντες είτε σε διατάξεις του εξοπλισμού. Για παράδειγμα, τα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται πάνω στους θωρακικούς μύες καταγράφουν μεταξύ των άλλων και ηλεκτροκαρδιογραφικό σήμα, το οποίο μπορεί να αποτελέσει ανεπιθύμητο βιολογικό θόρυβο. Επίσης, θόρυβος λόγω εξοπλισμού προέρχεται κυρίως από γραμμές ισχύος, από μηχανήματα ή δημιουργείται από τον ενισχυτή.

Η ακριβής επιλογή του κέρδους εξαρτάται σε κάθε περίπτωση από την ανάλυση του σήματος στην έξοδο. Το ΗΜΓ μπορεί να καταγραφεί με έναν καταγραφέα ακίδας ή σε μαγνητική ταινία και μπορεί να αναπαρασταθεί σε παλμογράφο ή ακόμη να μεταβιβαστεί σε έναν υπολογιστή. Σε καμιά περίπτωση το ενισχυόμενο σήμα δεν θα πρέπει να υπερβαίνει το εύρος εισόδου που επιτρέπεται για τα όργανα καταγραφής.

Καθώς το ρεύμα που παράγεται στο μυ διέρχεται μέσα από την αντίσταση των ηλεκτροδίων, προκαλείται πτώση τάσης, με αποτέλεσμα η τάση εισόδου του ενισχυτή (V_{in}) να είναι μικρότερη από την πραγματική τάση του σήματος ($V_{HMΓ}$).

Η συνδεσμολογία ηλεκτροδίων-δέρματος έχει μικρή αντίσταση και εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, όπως το πάχος του δέρματος, ο καθαρισμός του δέρματος πριν την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, το εμβαδόν των ηλεκτροδίων επιφανείας και η θερμοκρασία της ηλεκτρολυτικής κρέμας.

1.4 Καταγραφή ΗΜΓ σε υπολογιστή

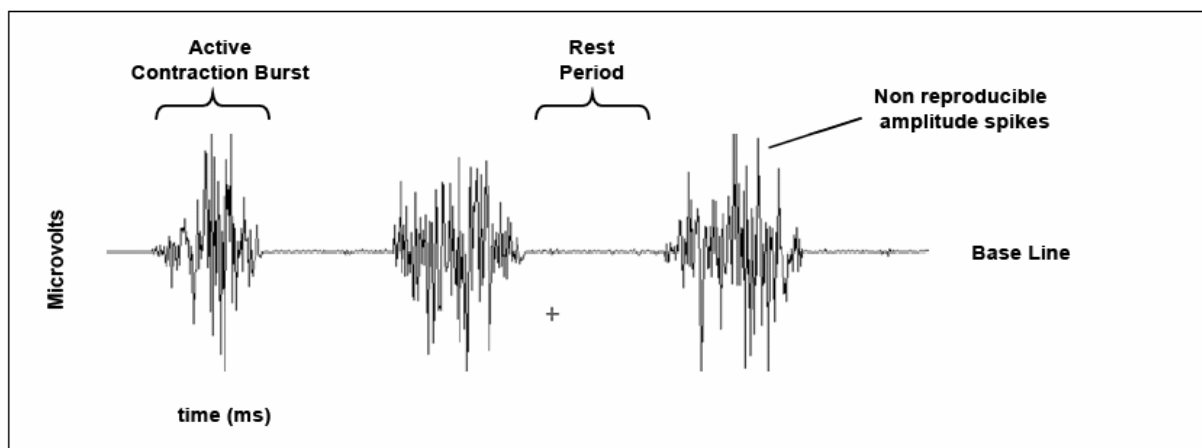
Οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές μπορούν να επεξεργαστούν μόνο ψηφιακά σήματα, δηλαδή σήματα με αριθμητική μορφή. Καθώς το σήμα που ανιχνεύεται από τα ηλεκτρόδια είναι αναλογικό (ανάλογο με την απεικονιζόμενη πληροφορία) θα πρέπει πρωταρχικά να μετατραπεί σε ψηφιακό.

Κατά την καταγραφή του ΗΜΓ, η συχνότητα μετατροπής των δεδομένων από αναλογική σε ψηφιακή μορφή για το σύνολο όλων των καναλιών δεν θα πρέπει να είναι υπερβολικά μεγάλη. Η συνολική συχνότητα υπολογίζεται από τη συχνότητα δειγματοληψίας του κάθε καναλιού επί τον αριθμό των καναλιών.

Συνεπώς, υψηλή συχνότητα δειγματοληψίας έχει σαν αποτέλεσμα την κατάληψη μεγάλου αποθηκευτικού χώρου. Αντιθέτως, για να εμπεριέχει ένα ψηφιακό σήμα χρήσιμες πληροφορίες, θα πρέπει η συχνότητα δειγματοληψίας να είναι τουλάχιστον διπλάσια από την υψηλότερη συχνότητα του καταμετρημένου σήματος. Οι τυπικές τιμές εύρους συχνοτήτων για την επιφανειακή ηλεκτρομυογραφία είναι από 0-1000Hz, ενώ το μεγαλύτερο μέρος του ΗΜΓ συγκεντρώνεται μεταξύ 20-200Hz. Η συχνότητα δειγματοληψιών θα πρέπει να είναι πρακτικά πάνω από 500Hz.

1.5 Αρχικό ΗΜΓ σήμα

Η επεξεργασία ενός ηλεκτρομυογραφήματος μπορεί να πραγματοποιηθεί: α) στο πεδίο του χρόνου και β) στο πεδίο της συχνότητας. Μέσω ενός προ-επεξεργασμένου ΗΜΓ, μπορεί να διαπιστωθεί αν ένας μυς ενεργοποιείται ή όχι. Συνήθως όμως, παρουσιάζεται η ποσότητα της ενεργοποίησης κατά τη διάρκεια μιας συστολής (σε σχέση με το χρόνο). Καθώς το ΗΜΓ καταγράφεται από ενισχυτές εναλλασσόμενου ρεύματος, η μέση τιμή του προ-επεξεργασμένου ΗΜΓ είναι ίση με μηδέν. Συνεπώς, η απευθείας χρησιμοποίησή του δεν παρέχει ικανοποιητικές πληροφορίες και χρειάζεται ανόρθωση.



Εικόνα 1.4 Μια καταγραφή αρχικού ηλεκτρομυογραφικού σήματος από εκρήξεις τριών συσπάσεων του δικέφαλου βραχιονίου μύος. (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

1.6 Πλήρως ανορθωμένο ΗΜΓ

Η πλήρης ανόρθωση του ΗΜΓ επιτυγχάνεται μέσω ενός ανορθωτή πλήρους κύματος που παρέχει την απόλυτη τιμή του ΗΜΓ, μέσω θετικής πολικότητας. Η μονάδα μέτρησης του πλάτους του ανορθωμένου σήματος εκφράζεται σε mV.

1.7 Γραμμική ομαδοποίηση

Το ανορθωμένο σήμα εμπεριέχει θόρυβο και για το λόγο αυτό θα πρέπει να εξομαλυνθεί. Η εξομάλυνση επιτυγχάνεται είτε: α) μέσω φίλτρων χαμηλών ενισχυτών, που επιτρέπουν τη διέλευση των χαμηλών συχνοτήτων και αποκόπτουν τη διέλευση υψηλών συχνοτήτων β) με τη μέθοδο του κινούμενου μέσου, όπου κάθε σημείο αντικαθίσταται από το μέσο όρο των γειτονικών του σημείων. Με την είσοδο του πλήρους ανορθωμένου σήματος μέσα από ένα φίλτρο χαμηλών συχνοτήτων, αφαιρείται ο θόρυβος που εμπεριέχεται στην αρχική καμπύλη του ΗΜΓ και προκύπτει ένα νέο σήμα που αναπαριστά με αρκετή πιστότητα το αρχικό ΗΜΓ και καλείται γραμμικό περίβλημα.

Στο στάδιο αυτό επεξεργασίας, σημαντικό στοιχείο αποτελεί η επιλογή της κατάλληλης συχνότητας αποκοπής του φίλτρου. Η τιμή αυτή είναι ανάλογη με τη μέγιστη συχνότητα που εμπεριέχει το σήμα και η οποία εντοπίζεται μέσω εφαρμογής του μετασχηματισμού Fourier στο σήμα. Οι συνηθέστερες τιμές είναι μεταξύ 3Hz και 6Hz.

1.8 Χρονική επεξεργασία σήματος

Για τη χρονική επεξεργασία ενός ΗΜΓ, υπολογίζεται το ολοκλήρωμα του ΗΜΓ ως εμβαδόν της επιφάνειας που βρίσκεται κάτω από την καμπύλη του πλήρως ανορθωμένου και εξομαλυσμένου ΗΜΓ, σε σχέση με το χρόνο. Αν ο χρόνος ολοκλήρωσης είναι π.χ. 20msec, η ολοκλήρωση του σήματος γίνεται ανά 20msec. Μονάδα μέτρησης του ολοκληρωμένου ΗΜΓ είναι mV·sec. Το ολοκλήρωμα του ΗΜΓ μπορεί να ελεγχθεί είτε για ολόκληρη τη διάρκεια της συστολής είτε για συγκεκριμένο χρονικό διάστημά της.

1.9 Μέσο ΗΜΓ

Το μέσο ΗΜΓ προκύπτει από τη διαίρεση του ολοκληρώματος του ΗΜΓ προς το χρόνο συστολής και μετριέται σε mV. Κατά τον τρόπο αυτό, υπολογίζεται μόνο μια τιμή για το χρονικό διάστημα συστολής και αντιστοιχεί στη μέση τιμή του ΗΜΓ. Πρακτικά, προτιμότερο κριτήριο για τη μυϊκή δραστηριότητα είναι το ολοκληρωμένο ΗΜΓ και όχι το μέσο ΗΜΓ.

Το RMS(*Root mean square*) είναι η τετραγωνική ρίζα του ολοκληρώματος του τετραγώνου του δυναμικού του ΗΜΓ ως προς το χρόνο.

1.10 Ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας

Μέσω της ανάλυσης στο πεδίο της συχνότητας, ανάλυση Fourier, το μυοηλεκτρικό σήμα μπορεί να εκφραστεί με βάση τις συχνότητες που περιέχει και να περιγραφεί μέσω του φάσματος ισχύος του. Μονάδα μέτρησης του φάσματος ισχύος είναι το τετράγωνο της μονάδας μέτρησης του πλάτους του ΗΜΓ προς Hz (V^2/Hz). Το φάσμα ισχύος ορίζεται από την ανώτερη (f_b) και την κατώτερη (f_a) 3dB συχνότητα. Αυτές οι συχνότητες αντιστοιχούν στις συχνότητες όπου το φάσμα πέφτει 3dB κάτω από τη μέγιστη τιμή του. Πτώση κατά 3dB σημαίνει μείωση του φάσματος ισχύος κατά 50%, όταν εκφράζεται σε γραμμική κλίμακα.

Οι στατιστικές παράμετροι που χρησιμοποιούνται για την περιγραφή του φάσματος ισχύος είναι: α) μέση συχνότητα β) ενδιάμεση συχνότητα, η οποία διαιρεί το φάσμα σε δύο ίσα μέρη που επηρεάζονται λιγότερο από το θόρυβο. Η ανάλυση συχνοτήτων πρακτικά χρησιμοποιείται συνήθως κατά τη μελέτη της κόπωσης, κατά τη διάρκεια της οποίας παρατηρείται αύξηση του πλάτους του ΗΜΓ, μείωση των συχνοτήτων και μετατόπιση του φάσματος προς τις χαμηλές συχνότητες.

1.11 ΗΜΓ με ηλεκτρική διέγερση

Εκτός της εκούσιας συστολής, είναι δυνατό να προκληθεί και ακούσια συστολή του μυός με εξωτερική ηλεκτρική διέγερση και να ληφθεί το αντίστοιχο ΗΜΓ. Στην προκλητή αυτή συστολή, η στιγμή και η διάρκεια του ηλεκτρικού ερεθίσματος ελέγχονται από το όργανο (διέγερση) και όλες οι μυϊκές ίνες πυροδοτούν σχεδόν ταυτόχρονα. Το ερέθισμα μπορεί να έχει ύψος 100V και διάρκεια από 0,1msec μέχρι 0,5msec.

Το δυναμικό δράσης εμφανίζεται με καθυστέρηση σε σχέση με το ερέθισμα, που ονομάζεται λανθάνων χρόνος. Συχνά συγκρίνονται τα δυναμικά και οι λανθάνοντες χρόνοι είτε από ΗΜΓ συμμετρικών μυών του σώματος είτε ασθενών και υγιών ατόμων.

Ηλεκτρικά μπορούν να διεγερθούν και τα αισθητικά νεύρα που φέρνουν πληροφορίες στον εγκέφαλο με αποτέλεσμα τη διέγερση του κινητικού νεύρου μαζί με το αισθητικό. Ο παλμός του κινητικού νεύρου, διατρέχοντας μικρότερη απόσταση, διεγείρει πρώτος (περίπου 7msec) το μυ ενώ (σε περίπου 15msec) ακολουθεί ο παλμός που οφείλεται στη διέγερση του αισθητικού νεύρου. Αν το ερέθισμα είναι πολύ έντονο, συνάγεται μόνο μια έντονη απόκριση του μυός που προέρχεται απευθείας από το κινητικό νεύρο. Παράλληλα μπορεί να μετρηθεί και η ταχύτητα του παλμού στο κινητικό νεύρο.

Τα δύο ερεθίσματα εμφανίζονται ταυτόχρονα. Λόγω της διαφορετικής απόστασης (0,25m) τα ερεθίσματα φθάνουν στα ηλεκτρόδια λήψης σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, δηλαδή με διαφορά 4msec. (Κουτσούρης, Ματσόπουλος 2008)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο

Η Συμβολή από την ανάλυση του ηλεκτρομυογραφικού σήματος

Η σωματική άσκηση προωθεί ένα ευρύ φάσμα των σύντομων και μακροπρόθεσμων απαντήσεων των διαφορετικών οργάνων και συσκευών. Οι προσαρμογές των σκελετικών μυών στις διάφορες θεραπευτικές αγωγές με ασκήσεις είναι γνωστές, σε αυτό το κεφάλαιο γίνεται μια προσπάθεια να περιγραφεί πλήρως το αντίστοιχο νευρικό τμήμα τους. Επιπροσθέτως να καθορίσει η κατάσταση προόδου και ιδιαίτερα να επισημανθεί η συμβολή που προέρχεται από την ανάλυση του ηλεκτρομυογραφικού σήματος επιφάνειας. Μερικά παραδείγματα των εφαρμογών sEMG στη φυσιολογία της άσκησης θα αναφερθούν από τις μελέτες όπου εφαρμόστηκαν μόνο οι μη επεμβατικές τεχνικές. (Felici, 2006)

2.1 Η αλληλεπίδραση μεταξύ της επιστράτευσης, του ποσοστού κωδικοποίησης και της δύναμης

Είναι μια κοινή παρατήρηση ότι το εύρος sEMG, κατά συνέπεια το νευρικό δίκτυο που οδηγεί σε ένα μυ, αυξάνει εντός ημερών ή εβδομάδων της άσκησης. Αυτό έχει αναφερθεί μετά από ποικίλλα πρωτόκολλα αποκατάστασης χρησιμοποιώντας ισομετρικές, ομόκεντρες, και άλλες μορφές συστολής, και μπορεί να προηγηθεί των απολύτως περιφερικών προσαρμογών στους μυς. Η απλούστερη εξήγηση είναι ότι με την άσκηση περισσότερες κινητικές μονάδες στρατολογούνται ή πυροδοτούνται γρηγορότερα και αυτό έχει οδηγήσει στη διάκριση δύο φάσεων του κέρδους δύναμης που λαμβάνεται με την άσκηση.

Η πρώτη φάση πιθανώς να είναι " νευρική " στην ουσία και η δεύτερη να εξαρτηθεί περισσότερο από τις περιφερικές προσαρμογές των μυών όπως η υπερτροφία των ινών (Sale, 1988). Ο όρος ' ενεργοποίηση κινητικών μονάδων ' αναφέρεται στο συνδυασμό στρατολόγησης και ποσοστού κωδικοποίησης των κινητικών μονάδων (MU) μέσα στους μυς. Ο σχετικός ρόλος αυτών των δύο μεταβλητών στον έλεγχο της παραγωγής δύναμης έχει συζητηθεί από την αρχή της δεκαετίας του '70, (Sbriccoli et al. 2003). Προκειμένου να επιτευχθεί μια μέγιστη ενεργητική συστολή (MVC), όλες οι κινητικές μονάδες πρέπει να στρατολογηθούν και έπειτα να οδηγηθούν στο κατάλληλο ποσοστό.

Η αρχή μεγέθους (Henneman, 1985) δηλώνει ότι οι κινητικές μονάδες στρατολογούνται σύμφωνα με το αυξανόμενο μέγεθός τους.. Προς το τέλος της δεκαετίας του '70 οι De Luca & Forrest (1972) εισήγαγαν ένα νέο ειδικά σχεδιασμένο τετραπολικό ηλεκτρόδιο- βελόνα που επέτρεψε τον προσδιορισμό της εκπαίδευσης των δυναμικών

ενέργειας πολλών ενεργών κινητικών μονάδων ταυτόχρονα κατά τη διάρκεια ισομετρικών συστολών υψηλής δύναμης. Με τη βοήθεια αυτής της καινοτομίας, δόθηκαν αμεσότερα στοιχεία της σχέσης μεταξύ της στρατολόγησης των κινητικών μονάδων και του επιπέδου δύναμης στους ανθρώπους. Εντούτοις, λόγω της διηθητικότητας του, αυτή η προσέγγιση δεν γίνεται αποδεκτή καλά από τους αθλητές.

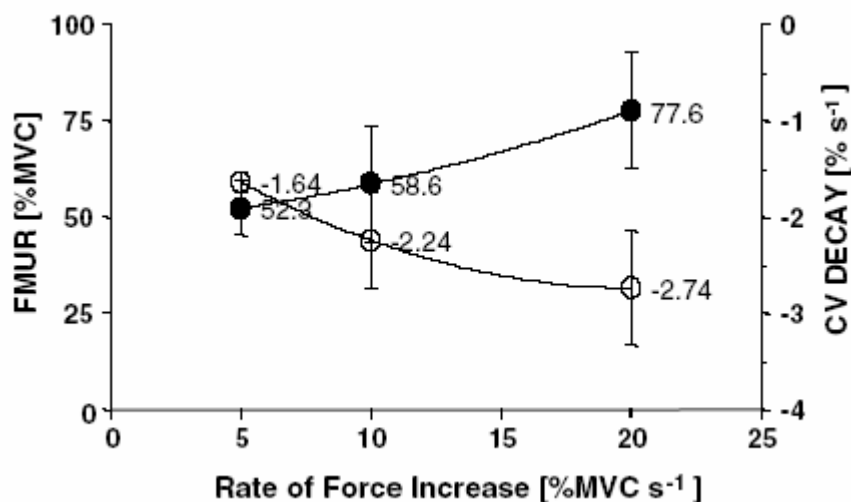
Ένα περαιτέρω βήμα έγινε από τον Solomonow και τους συνεργάτες του (1990) που παρουσίασε, σε ζώντες οργανισμούς, ότι η μέση συχνότητα (MDF) και η μέση ταχύτητα συστολής των μυϊκών ινών αυξάνεται γραμμικά με τη στρατολόγηση των κινητικών μονάδων κατά τη διάρκεια των διεγυρόμενων ηλεκτρικά ισομετρικών συστολών σύμφωνα με την αρχή μεγέθους. Έδειξαν ότι η MDF του φάσματος δύναμης του EMG αυξήθηκε γραμμικά με την τακτική στρατολόγηση των κινητικών μονάδων έως ότου παρατηρήθηκε FMUR (Full motor unit recruitment) πλήρης επιστράτευση των κινητικών μονάδων και ότι η μέση συχνότητα δεν επηρεάστηκε από το ποσοστό πυροδότησης των ενεργών κινητικών μονάδων. Κάτω από αυτήν την ελεγχόμενη πειραματική κατάσταση, συνήχθει το συμπέρασμα ότι η αναλογία της συχνότητας EMG δεν επηρεάζεται σημαντικά από τα ποσοστά πυροδότησης των κινητικών μονάδων και επομένως η αύξηση στη μέση ταχύτητα συστολής (CV) κατά τη διάρκεια της στρατολόγησης είναι ο σημαντικότερος συντελεστής στις παραλλαγές της μέσης συχνότητας.

Προκειμένου να μεταφερθούν αυτά τα αποτελέσματα στους ανθρώπους, πρέπει να αντιμετωπιστούν δύο τεχνικά προβλήματα: η μη επεμβατική εκτίμηση της μέσης ταχύτητας συστολής των μυϊκών ινών και η εκτίμηση της στρατολόγησης των κινητικών μονάδων. Το πρώτο θέμα ήταν από μακρόθεν επιλύσιμο με την εισαγωγή των γραμμικών σειρών ηλεκτροδίων για την περίπτωση ισομετρικών συστολών (Knaflitz et al., 1990) και πίο πρόσφατα για τις μη -ισομετρικές ασκήσεις (Pozzo et al., 2006).

Η ερμηνεία sEMG κατά τη διάρκεια των δυναμικών συστολών αναθεωρήθηκε από τον Farina (2006). Με τη χρήση γραμμικών σειρών ηλεκτροδίων, ο Sbriccoli και οι συνεργάτες του (2003) έδειξαν ότι, στα ανεκπαίδευτα άτομα, η στρατολόγηση και τα ποσοστά κωδικοποίησης των κινητικών μονάδων επηρεάζονται από την ταχύτητα της αύξησης δύναμης κατά τη διάρκεια των ισομετρικών συστολών του δικέφαλου βραχιόνιου μυός.

Όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 2.1, το σημείο της ολοκλήρωσης στρατολόγησης των κινητικών μονάδων είναι διαφορετικό στις διαφορετικές ταχύτητες της συστολής, που είναι πίο στενή στο τέλος της φάσης ανόδου καθώς η ταχύτητα της συστολής αυξάνεται. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί εάν το νέο υψηλό- κατώφλι ερεθισμού των κινητικών μονάδων

στρατολογείται νωρίτερα κατά τη διάρκεια των πιο αργών φάσεων ανόδου και έτσι αυτό πρέπει να εμφανιστεί ως προηγούμενη εκδήλωση της φασματικής συμπύκνωσης EMG λόγω της μυοηλεκτρικής κόπωσης.



Εικόνα 2.1 Η σχέση μεταξύ της πλήρους στρατολόγησης των κινητικών μονάδων (FMUR, αριστερός άξονας, μαυροί κύκλοι) ένα ποσοστό ισομετρικής αύξησης της δύναμης. Οι τιμές αναφέρονται ως μεση και SD. FMUR μετατοπίζεται προς τα υψηλότερα ποσοστά MVC για ταχύτερη φάση άνοδου. Η CV αλλοιώνει την τιμή εκτιμώντας σε σταθερή κατάσταση 100% MVC φάση η οποία ακολουθείται από φάση άνοδου (τροποποιημένο από Sbriccoli et al., 2003).

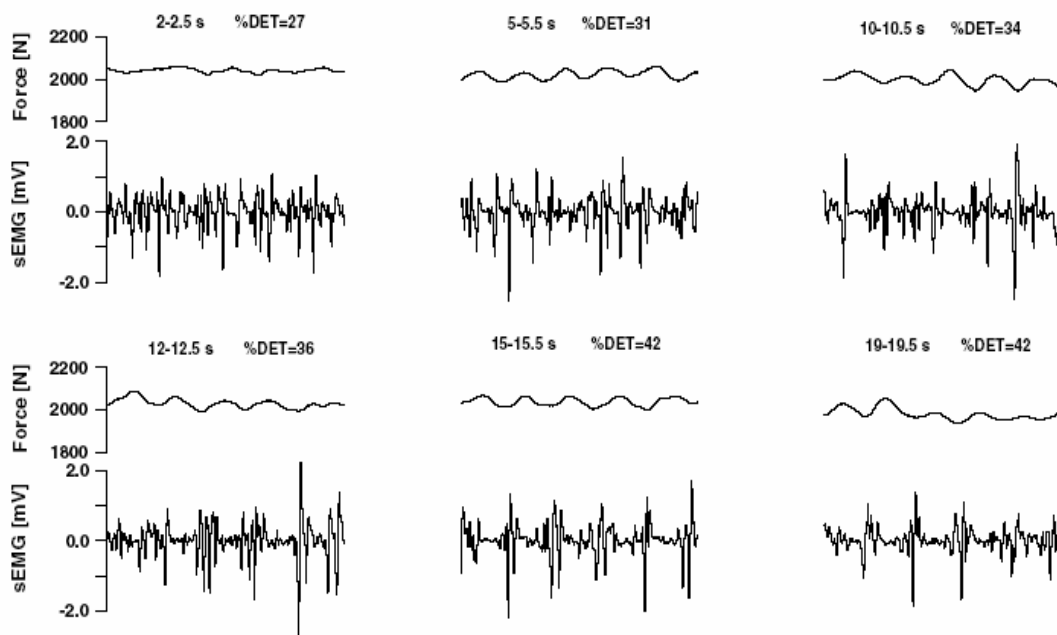
Πάλι στην εικόνα 2.1 αναφέρεται το ποσοστό εξασθένισης της ταχύτητας συστολής κατά τη διάρκεια της φάσης της ανόδου (σταθερή μηχανική παραγωγή) της άσκησης ακολουθούμενο από τη φάση ανόδου που είναι πιο αργή για τις πιο αργές φάσεις ανόδου με προσοχή στις γρηγορότερες. At 5% MVC s⁻¹ FMUR επιτεύχθηκε κατά μέσον όρο 52.3%MVC, που σημαίνει περίπου 10 s μετά την έναρξη της άσκησης.

Κατά τη διάρκεια των υπόλοιπων 10 s της φάσης ανόδου, έπειτα, μέσα στη περιοχή των κινητικών μονάδων που ανιχνεύεται από τα ηλεκτρόδια, οι μυοηλεκτρικές εκδηλώσεις της κόπωσης θα παρουσιάσουν και θα επικρατήσουν τελικά. Όταν ο στόχος MVC επιτυγχάνεται, πρόσφατα στρατολογημένες κινητικές μονάδες MUs είναι ήδη κεκαμμένες .

Αυτό υπονοεί επίσης ότι το πρόσθετο κέρδος δύναμης για να φθάσει σε μια μέγιστη ενεργητική συστολή μπορεί να ολοκληρωθεί μόνο με την αύξηση του ποσοστού πυροδότησης των ενεργών κινητικών μονάδων. Η διαμόρφωση του ποσοστού κωδικοποίησης των κινητικών μονάδων φαίνεται έτσι να είναι μεταβλητή και ανάλογη με την ιδιαίτερη στρατηγική της συστολής που υιοθετείται.

2.2 Συγχρονισμός κινητικών μονάδων, συνενεργοποίηση

Σε μια έρευνα με αρσηβαρίστες παρουσιάστηκαν στοιχεία της έκρηξη-όπως της sEMG καταγραφής που εμφανίστηκαν αμέσως μετά την έναρξη της συστολής και που συσχετίστηκε με τις ταλαντώσεις στην άσκηση της δύναμης (Felici et al., 2001). Αυτό δεν είναι μια νέα εύρεση στην εκπαίδευση των αθλητών με αντίσταση. Δεν είχαν την άμεση απόδειξη του συγχρονισμού των κινητικών μονάδων (MU) ή της κοινής κίνησης των MU ως αιτία της δραστηριότητας έκρηξης του sEMG. Αφ' ετέρου, ο συσχετισμός μεταξύ της έκρηξης και της δόνησης, όπως φαίνεται (εικ.2.1), προτείνει ότι η δόνηση εξαρτάται πρώτιστα από τον ιδιαίτερο τύπο της μυϊκής ενεργοποίησης.



Εικόνα 2.2 sEMG και αποσπασματα σήματος δύναμης σε διαφορετικά δευτερολεπτα της φάσης σταθερής δύναμης σε ένα άτομο (60%MVC). Κάθε τμήμα έχει .5 s διάρκεια για να αυξήσει την έκρηξη του sEMG. (τροποποιημένο από Felici et al., 2001)

Κατά συνέπεια, η δραστηριότητα της έκρηξης ήταν η εκδήλωση κάποιας ομαδοποίησης της δραστηριότητας των MU. Σε εκείνη την έρευνα, εφαρμόσαμε ένα νέο αναλυτικό εργαλείο στο sEMG, δηλαδή μια μη γραμμική προσέγγιση αποκαλούμενη ανάλυση προσδιορισμού της ποσότητας επανάληψης (RQA). Μια από τις μεταβλητές που λαμβάνονται από την RQA ανάλυση είναι το ποσοστό της εκφύλισης (%DET), που είναι αποτελεσματικό στην ανίχνευση των λεπτών αλλαγών της ελλοχεύουσας δυναμικής στο σήμα sEMG αποδοτέο στις τρέχουσες αλλαγές στην ενεργοποίηση μυών.

Ειδικότερα, κατά τη διάρκεια των συνεχών έντονων ισομετρικών συστολών, η αύξηση %DET έχει ληφθεί ως δείκτης της μυοηλεκτρικής κόπωσης. Στους αρσιβαρίστες, ακόμη και στις περιπτώσεις όπου η εμφανής έκρηξη της μυϊκής δραστηριότητας δεν παρατηρήθηκε, μια αύξηση της %DET σημειώθηκε, αντιθέτως στους ελέγχους δεν παρατηρήθηκε αυτή η τροποποίηση της %DET. Ένας επικρατών συγχρονισμός των κινητικών μονάδων φαίνεται να είναι ένα ειδικό χαρακτηριστικό των ανθρώπων που εκπαιδεύονται για τις σύντομες, μέγιστες προσπάθειες. Μπορεί να σκεφτεί για τη χρησιμότητα οποιασδήποτε μορφής συγχρονισμού στη βελτίωση της παραγωγής δύναμης δεν φαίνεται πειστικό ότι ο αυξανόμενος συγχρονισμός ή η κοινή κίνηση μπορεί να αυξήσει την παραγωγή δύναμης.

Παρόλα αυτά, μια βελτίωση στο ποσοστό ανάπτυξης δύναμης (RFD) μπορεί να είναι στη βάση της αύξησης δύναμης. Επιπλέον, η ομαδοποίηση των πυροδοτήσεων θα μπορούσε να είναι αποτελεσματική στην αύξηση του ποσοστού ανάπτυξης δύναμης κατά τη διάρκεια των σύντομων μέγιστων συστολών με παράγοντα τη μέγιστη επιτάχυνση όταν ο μοχλοβραχίονας σώματος είναι στην αποδοτικότερη θέση όπως στην έναρξη της ανύψωσης.

Τα αποτελέσματα που παρέχονται από το RQA μπορούν να ερμηνευθούν ως ιδιαίτερη νευρομυϊκή προσαρμογή σε αυτούς τους αθλητές, το οποίο φαίνεται να αναπτύσσει μια ιδιαίτερη δυνατότητα στην ενεργοποίησή των μυών τους όσο το δυνατόν γρηγορότερα και ολοκληρωτικά.

Πρόσφατα υποστήριξαν περαιτέρω αυτήν την άποψη, που λειτουργεί με τα μιμούμενα και πραγματικά σήματα sEMG (Farina et al., 2002; Fattorini et al., 2005), δείχνοντας ότι η %DET αισθάνεται το συγχρονισμό των κινητικών μονάδων ενώ η ταχύτητα συστολής όχι. Αυτό το αποτέλεσμα δείχνει ότι μια συνδυασμένη χρήση των γραμμικών και μη γραμμικών αναλυτικών τεχνικών μπορεί να προβλέπεται ως παράγοντας σημαντικής προόδου στις μη - επεμβατικές αξιολογήσεις της νευρομυϊκής λειτουργίας σε έναν αριθμό από διαφορετικές πειραματικές συνθήκες.

2.3 Καθημερινές – λειτουργικές ασκήσεις

Σημαντική είναι η εφαρμογή της sEMG στην περιγραφή και το χαρακτηρισμό των συνηθισμένων ασκήσεων, όπως το περπάτημα, το τρέξιμο και η ποδηλασία.

Η αποφόρτιση του ανθρώπου, με τις ποικίλες μορφές της, περιλαμβάνει μια σειρά συντονισμένων κινήσεων των τμημάτων του σώματος, που υπονοούν μια αλληλεπίδραση των μυϊκών δυνάμεων και των εξωτερικών δυνάμεων (δυνάμεις αδράνειας, βαρύτητας και αντίδρασης) προκειμένου να επιτευχθεί η μετακίνηση του σώματος (Carrozzo et al., 1976).

Η σημασία μιας πλήρους και ακριβούς περιγραφής της ανθρώπινης βάρδισης είναι εμφανής: αυτή η γνώση παρείχε τις σημαντικές συνεισφορές στους διάφορους τομείς: από την αποκατάσταση μέχρι την άσκηση.

Αυτά τα αποτελέσματα της εμβιομηχανικής ανάλυσης δεδομένων, συμπεριλαμβανομένων των στοιχείων sEMG στη χρονική περιοχή, της κανονικής βάρδισης σε επίπεδο δάπεδο μπορούν να συνοψιστούν ως εξής: (α) δεν υπάρχει καμία ανταγωνιστική μυϊκή δραστηριότητα κατά τη διάρκεια ολόκληρου του διασκελισμού (εκτός από τη φάση επαφής της πτέρνας), (β) οι διάρθριοι μύες είναι ενεργοί μόνο εάν αυτή η ενέργεια είναι σύμφωνη με τις κινήσεις που απαιτήθηκαν από τις αρθρώσεις στις οποίες ενεργούν (γ) οι μύες ενεργοποιούνται στην επιμύκνησή τους (π.χ. έκκεντρη δράση που προκαλεί τις αντανακλαστικές απαντήσεις). Η μεταβλητότητα από διασκελισμό σε διασκελισμό πρέπει να αξιολογηθεί προτού οποιοσδήποτε χαρακτηριστικός διασκελισμός να θεωρηθεί ως αντιπρόσωπος της απόδοσης των ατόμων.

Διορθώνοντας το μέσο όρο των ηλεκτρομυογραφικών δεδομένων από τους πολλαπλούς (πιθανώς συνεχής) διασκελισμούς θα παράσχει στα γραμμικά περιβλήματα ή τους μέσους όρους των συνόλων των στοιχείων sEMG. Αυτοί μπορούν έπειτα να χρησιμοποιηθούν για να προσδιορίσουν την απόκλιση ή τις αλλαγές βηματισμού λόγω της κόπωσης, μιας αλλαγής στην ταχύτητα της κίνησης προς τα εμπρός ή του ρυθμού της βάρδισης (από τη βάρδιση στη γρήγορη βάρδιση και στο τρέξιμο).

Σε προηγούμενες μελέτες (Marchetti et al., 1982), έχει αποδειχθεί ότι δεν υπάρχει καμία εμφανής ασυνέχεια στο πέρασμα από το περπάτημα στη γρήγορη βάρδιση είτε από την άποψη κινηματικής είτε ενεργητικής. Μολαταύτα, η γνώση του σχεδιαγράμματος sEMG κατά τη διάρκεια της γρήγορης βάρδισης μπορεί να μην είναι τόσο προφανής εξετάζοντας τους ιδιαίτερους κανόνες που επιβάλλονται στους αθλητές.

Κατά τη διάρκεια της γρήγορης βάρδισης, επιπρόσθετα σε μια αναμενόμενη αύξηση στο εύρος sEMG λόγω της αύξησης στην ταχύτητα της κίνησης προς τα εμπρός, μια πρόωρη ενεργοποίηση του γαστροκνήμιου μυός είναι εμφανής και στις δύο πλευρές (Felici, 2004). Η σημαντικότερη μέγιστη τιμή sEMG αυτού του μυός αναμένεται σχεδόν από 20% όσον αφορά το περπάτημα, ενώ κατά τη διάρκεια της βάρδισης ο συγχρονισμός αυτού του μυός ήταν συγκρίσιμος στους αθλητές όσον αφορά τα κανονικά άτομα.

Το EMG επιφάνειας παρείχε ενδιαφέροντα αποτελέσματα επίσης για το χαρακτηρισμό της προσαρμογής των μυών στη διαφορετική ειδικευση τρεξίματος (Guidetti et al., 1996). Ενώ κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, το sEMG του γαστροκνημίου και των πρόσθιων κνημιαίων είναι αρκετά διαφορετικό από εκείνο που παρατηρήθηκε κατά τη

διάρκεια της βάρδισης. Η μέγιστη δραστηριότητα του γαστροκνημίου παρατηρείται περίπου στο τελευταίο μέρος της φάσης στάσης, στη κλίμακα μεταξύ 90% και 95% αυτής της φάσης, ενώ ο πρόσθιος κνημιαίος είναι συνήθως πιο ενεργός στο τέλος της φάσης αιώρησης.

Οι πρόσφατες πρόοδοι στις ηλεκτρομυογραφικές καταγραφές και ειδικά στην αξιοπιστία των αναλυτικών εργαλείων, έχουν καταστήσει πιθανή την εκτίμηση της μέσης ταχύτητας συστολής των μυϊκών ινών επίσης κατά τη διάρκεια των δυναμικών ασκήσεων όπως κατά τη διάρκεια της ποδηλασίας. Η αξιόπιστη εκτίμηση της ταχύτητας συστολής απαιτεί την ανίχνευση των σημάτων EMG επιφάνειας από τουλάχιστον δύο θέσεις από το μυ μεταξύ της ζώνης ερεθισμού και των καταφύσεων των τενόντων και υπονοεί επίσης μια σταθερή απόσταση μεταξύ των σημείων ανίχνευσης και των σημάτων με τεχνητό προίον. Αυτές είναι οι κύριες απαιτήσεις που δεν ικανοποιήθηκαν εύκολα στους δυναμικούς όρους που περιλαμβάνουν τις γρήγορες κινήσεις των άκρων, που αποτρέπουν τη δυνατότητα της παρουσίας αυτής της μέτρησης κατά τη διάρκεια της κίνησης.

2.4 sEMG και ο τραυματισμός των μυών

Ειδικότερα, η οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης είναι η πιο συχνή περιοχή τραυματισμού. Χρησιμοποιώντας μια κλασική εμβιομηχανική προσέγγιση, ο Sbriccoli και οι συνεργάτες του το 2004 έδειξαν ότι η υπερφόρτωση των παθητικών δομών της σπονδυλικής στήλης προωθεί μια κατάσταση αντανεκλαστικής μυϊκής υπερβολικής διεγερτικότητας που εμφανίζεται αμέσως μετά τη διακοπή της εφαρμογής υπερβολικού φορτίου. Αν και επιτυγχάνονται στα ζωικά πρότυπα, αυτά τα αποτελέσματα μας προτρέπουν σε μια προσεκτική έρευνα στα αποτελέσματα της άσκησης όχι μόνο από την άποψη της βελτίωσης της παρουσίας ενός αθλητή, αλλά και στην πρόληψη του τραυματισμού.

Είναι εμφανές ότι αν και το sEMG ερευνά μόνο και έμμεσα το χαμηλότερο μέρος π.χ το επίπεδο α-κινητικού νευρώνα, του σύνθετου κινητικού επικρατούντος συστήματος, οι μελέτες sEMG έχουν παράσχει τα αμεσότερα στοιχεία της νευρικής προσαρμογής στην άσκηση. Παρόλα αυτά, εξετάζοντας τους πολλούς παράγοντες που έχουν επιπτώσεις στο sEMG σήμα και τις αλληλεπιδράσεις τους, τα συμπεράσματα στις τροποποιήσεις του νευρικού κινητικού ελέγχου λόγω ενός συγκεκριμένου πρωτοκόλλου άσκησης μπορούν να διεξάχθουν μόνο με πολύ προσοχή.

Αυτό ενισχύεται από το γεγονός ότι τα πρωτόκολλα άσκησης δύναμης μπορούν να διαμορφωθούν διαφορετικά και μπορούν να περιγραφούν σε περίοδο πέντε (οξειών) μεταβλητών προγράμματος: (1) τύπος άσκησης (2) σειρά της άσκησης (3) αντίσταση ή ένταση που εφαρμόζεται (4) ο αριθμός των επαναλήψεων ανά σετ (5) μήκος περιόδου

ανάπαυσης μεταξύ των σετ. Λόγω των πολλών πιθανών διαμορφώσεων των πρωτοκόλλων της άσκησης, εκτός από την ύπαρξη συγκεκριμένης άσκησης με ιδιαίτερη προσαρμογή των μυών είναι επίσης πιθανό να γίνουν συγκεκριμένα πρωτόκολλα.

Τέλος, πρόσφατα έχει αποδειχθεί ότι τα πρωτόκολλα επιβάρυνσης έχουν επιπτώσεις όχι μόνο στην ενεργό νευρομυϊκή απάντηση στην άσκηση, αλλά ασκούν και μια σημαντική επιρροή στις ανακλαστικές απαντήσεις των μυών και την ευαισθησία στη φθορά. Ιδιαίτερα το sEMG στους αθλητές, αποδυναμώνει όλο και περισσότερο τη χρησιμότητά του στη μη επεμβατική μελέτη της λειτουργίας του ελέγχου του νευρομυϊκού συστήματος. (Felici, 2006)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο

Ηλεκτρομυογραφική Βιολογική Επανατροφοδότηση

Η ηλεκτρομυογραφική βιολογική επανατροφοδότηση είναι μια επιστημονική τεχνική χρησιμοποίησης συσκευών που διαγνώσκουν και καταγράφουν φυσιολογικά γεγονότα, τα οποία συμβαίνουν σε ασθενείς αλλά δεν είναι αντιληπτά από αυτούς. Η ενημέρωση των ασθενών για μη αντιληπτά φυσιολογικά γεγονότα που συμβαίνουν σ αυτούς γίνεται με οπτικοακουστικά σήματα που εκπέμπονται από τις συσκευές. Η ηλεκτρομυογραφική επανατροφοδότηση παρέχει στοιχεία για την ύπαρξη μυϊκής δραστηριοποίησης και το εύρος της. Η επανατροφοδότηση δεν υποκαθιστά την κινητική εκπαίδευση, αλλά την συμπληρώνει. Το σκεπτικό για την ενισχυμένη επανατροφοδότηση είναι ότι η αύξηση της ποσότητας της πληροφόρησης προς το άτομο θα οδηγήσει στη βελτίωση της εκμάθησης και της εκτέλεσης. Αν και υπάρχουν κάποιες μελέτες για την αποδοτικότητα της προσέγγισης αυτής, τα αποτελέσματα είναι αμφιλεγόμενα. (Γιόκαρης 2007, Carr & Shepherd 2004)

Αυτό που πρέπει να γίνει κατανοητό, είναι ότι οι συσκευές EMG BFB δεν είναι θεραπευτικά μέσα ανάλογα των συσκευών ηλεκτροθεραπείας. Ο σκοπός των συσκευών αυτών είναι να ενημερώσουν το φυσικοθεραπευτή αλλά κυρίως των ασθενή για το ακριβές πρόβλημά του. Όταν ενημερωθεί ο φυσικοθεραπευτής, μπορεί να βοηθήσει τον ασθενή να κατανοήσει και να συνειδητοποιήσει το πρόβλημά του και με τα οπτικοακουστικά σήματα να βοηθήσει τον εαυτό του για να βελτιώσει τη κατάστασή του.

3.1 Θεωρητική βάση EMG

Η καταγραφή φυσιολογικών γεγονότων με τις συσκευές αυτές γίνεται τοποθετώντας καταλλήλως υποδόρια ή επιφανειακά ηλεκτρόδια στους μυς ή τις μυϊκές ομάδες που μας ενδιαφέρουν. Οι συσκευές καταγράφουν τις διαφοροποιήσεις των δυναμικών ενέργειας των μυών και δίνουν οπτικά και ακουστικά σήματα τέτοια , που χαρακτηρίζουν με σαφήνεια την ένταση της μυϊκής δραστηριότητας τόσο κατά την ενεργητική προσπάθεια σύσπασης, όσο και κατά τη χαλάρωση.

3.2 Ηλεκτρόδια EMG BFB

Τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται κατά την EMG BFB είναι δύο ειδών:

- α) τα υποδερμικά μονοπολικά ηλεκτρόδια (βελόνες)
- β) τα επιφανειακά ηλεκτρόδια.

Τα ηλεκτρόδια «βελόνες» αποτελούνται από απομονωμένο καλώδιο, η διάμετρος του οποίου είναι μικρότερη από 75 μm. Το άκρο της βελόνας δεν είναι απομονωμένο και αποτελεί το σημείο καταγραφής του ηλεκτροδίου. Έχουν το πλεονέκτημα να εντοπίζουν και να καταγράφουν με ακρίβεια την ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα ενός μυός χωρίς να επηρεάζονται από τη δραστηριότητα των γειτονικών μυών.

Οι φυσικοθεραπευτές που εφαρμόζουν την ηλεκτρομυογραφική επανατροφοδότηση συνήθως χρησιμοποιούν τα επιφανειακά ηλεκτρόδια ακόμα και στις περιπτώσεις που απαιτείται η χρήση βελονών. Τα επιφανειακά ηλεκτρόδια μπορεί να είναι μιας χρήσης ή μόνιμα. Η μεταλλική επιφάνειά τους αποτελείται από χλωριούχο άργυρο ή από μίγμα χρυσού. Τα μέταλλα αυτά χρησιμοποιούνται, διότι παρουσιάζουν ευαισθησία στις αλλαγές των μυϊκών δυναμικών ενέργειας. Το μέσο αγωγής των μυϊκών δυναμικών πρέπει να έχει μεγάλη περιεκτικότητα σε αλάτι, διότι το αλάτι είναι άριστος αγωγός των μυϊκών δυναμικών ενέργειας.

3.3 Εφαρμογές EMG BFB

Η ηλεκτρομυογραφική επανατροφοδότηση εφαρμόζεται κυρίως για χαλάρωση σπαστικών μυών ή για ενεργοποίηση μυών, οι οποίοι δεν έχουν τη δυνατότητα να συσπαστούν αποτελεσματικά, ή ακόμη και μυών που αδυνατούν να συσπαστούν ενεργητικά.

3.3.1 Χαλάρωση σπαστικών μυών

Όταν χρησιμοποιείται η EMG BFB για ελάττωση της σπαστικότητας, ο ασθενής πρέπει να προσπαθήσει να ελαττώσει την EMG δραστηριότητα των σπαστικών του μυών. Η εκγύμναση των ασθενών για να ελαττώσουν την EMG δραστηριότητα των σπαστικών τους μυών απαιτεί σαφή εντοπισμό των κυριότερων μυών κάθε ασθενή που παρουσιάζουν ανεξέλεγκτη υπέρταση και εμποδίζουν τη λειτουργικότητα των πασχόντων μελών.

Εφόσον εντοπισθούν οι σπαστικοί μύες, γίνεται η κατάλληλη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στους μύες που μας ενδιαφέρουν άμεσα και καταγράφεται η EMG δραστηριότητα τους σε κατάσταση ηρεμίας. Η EMG δραστηριότητα ηρεμίας των σπαστικών μυών πρέπει να αξιολογείται, ενώ οι μύες βρίσκονται σε θέση βράχυνσης και οι ασθενείς σε απόλυτη ηρεμία. Η EMG δραστηριότητα ηρεμίας των σπαστικών μυών λαμβάνεται σαν κριτήριο χαλάρωσης των μυών. Εφόσον έχει καταμετρηθεί η EMG δραστηριότητα ηρεμίας των σπαστικών μυών, ζητείται από τον ασθενή να εκτελεί διάφορες κινήσεις του αντίθετου, υγιούς μέλους του διατηρώντας ταυτόχρονα την EMG δραστηριότητα των σπαστικών μυών του σε χαμηλό επίπεδο. Δηλαδή ο ασθενής εκγυμνάζεται να εκτελεί διάφορες κινήσεις του

αντίθετου προς το πάσχον μέλος και ταυτόχρονα να διατηρεί τους μυς του πάσχοντος μέλους χαλαρούς.

3.3.2 Ενεργοποίηση μυών με αδυναμία αποτελεσματικής σύσπασης

Όταν χρησιμοποιείται η EMG βιολογική επανατροφοδότηση για ενεργοποίηση μυών, οι οποίοι αδυνατούν να συσπαστούν αποτελεσματικά, πρέπει ο ασθενής να γνωρίζει, ότι ο κύριος σκοπός είναι η αύξηση της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας των προσβεβλημένων μυών, δηλαδή η έκλυση όσο το δυνατό εντονότερης μυϊκής σύσπασης. Για την επιτυχή εφαρμογή της EMG BFB πρέπει ο φυσικοθεραπευτής να βοηθήσει τον ασθενή στο να συσχετίσει την μυϊκή σύσπαση με την ανάλογη κίνηση του μέλους. Η συσχέτιση της μυϊκής σύσπασης με την ανάλογη κίνηση του μέλους μπορεί να γίνει με τεχνικές διευκόλυνσης όπως:

α) χρησιμοποίηση βοήθειας του αντίθετου μέλους στην προσπάθεια εκτέλεσης της κίνησης από το πάσχον.

β) χρησιμοποίηση αντιδράσεων συναναστροφής

γ) χρησιμοποίηση συνεργικών πατέντων κινήσεων

δ) χρησιμοποίηση δονήσεων και διατάσεων των πασχόντων μυών.

Όταν ο ασθενής έχει αντιληφθεί τη ζητούμενη κίνηση, κάνει προσπάθεια να την εκτελέσει. Σε αυτό το σημείο χρειάζεται ιδιαίτερη προσοχή, διότι ο ασθενής στη προσπάθεια εκτέλεσης της ζητούμενης κίνησης μπορεί να αναπτύξει πατέντο αντικατάστασης, δηλαδή μπορεί να κάνει προσπάθεια να εκτελέσει την κίνηση με συνεργικούς μυς.

Για να αποφευχθεί ένα τέτοιο ενδεχόμενο, χρειάζεται σταθεροποίηση της άρθρωσης έτσι ώστε η κίνηση να εκτελείται από τους προσβεβλημένους μυς και όχι από τους ενδεχομένως υγιείς συνεργικούς μυς της ίδιας κίνησης.

Η βασικότερη προϋπόθεση εφαρμογής της EMG βιολογικής επανατροφοδότησης για ενεργοποίηση των αδύναμων μυών είναι η δυνατότητα έστω και ελάχιστης σύσπασης τους. Δηλαδή κατά την προσπάθεια ενεργητικής σύσπασης πρέπει να καταγράφεται έστω και ελάχιστη EMG δραστηριότητα των αδύναμων μυών. Σε περίπτωση που κατά την ενεργητική προσπάθεια δεν καταγράφεται EMG δραστηριότητα, όπως για παράδειγμα συμβαίνει σε απονευρωμένους μυς, τότε η εφαρμογή της EMG BFB είναι μάταια. (Γιόκαρης, 2007)

Η εφαρμογή της ηλεκτρομυογραφικής επανατροφοδότησης σε παράλυτους μύες θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ως ένας οδηγός για την δραστηριοποίηση των μυών αυτών στα αρχικά στάδια μετά από μια οξεία βλάβη. (Carr & Shepherd, 2004)

Η εφαρμογή της EMG BFB για ενεργοποίηση αδύναμων μυών γίνεται σε τρεις κυρίως κατηγορίες:

1. Σε ορθοπεδικούς ασθενείς στους οποίους παρουσιάζεται μυϊκή αδυναμία μετά από κατάγματα ή χειρουργικές επεμβάσεις.

2. Σε ασθενείς με βλάβη περιφερικών κινητικών νεύρων. Σε παρέσεις νεύρων, κατά τις οποίες εκδηλώνεται έστω και η ελάχιστη ενεργητική σύσπαση των μυών που νευρώνονται από το προσβεβλημένο νεύρο, η εφαρμογή της EMG BFB έχει ικανοποιητικά αποτελέσματα.

3. Σε ημιπληγικούς ασθενείς για ενεργοποίηση των μυών που δρουν ανταγωνιστικά στους σπαστικούς μυς. Στη περίπτωση αυτή εφόσον έχουν καταστραφεί τα εγκεφαλικά κέντρα που σχετίζονται με την εκτέλεση των ζητούμενων κινήσεων, η EMG BFB προσφέρει ελάχιστα ή συνήθως τίποτα στην ενεργοποίηση των αντιστοίχων μυών. Αντίθετα, εφόσον υπάρχουν εγκεφαλικά κέντρα (σχετιζόμενα με τις ζητούμενες κινήσεις) με μικρή προσβολή, σε υγιή κατάσταση, τότε τα αποτελέσματα της εφαρμογής της στην ενεργοποίηση των αντίστοιχων μυών είναι ικανοποιητικά. (Γιόκαρης, 2007).

3.4 Εφαρμογή EMG BFB σε ημιπληγικούς ασθενείς

Για την επιτυχή εφαρμογή της EMG BFB σε ημιπληγικούς ασθενείς εκτός των όσων έχουν ήδη αναφερθεί πρέπει να λαμβάνονται υπόψη δυο βασικές αρχές.

1. Η θέση και η κίνηση της κεφαλής κατά τη προσπάθεια του ασθενή να εκτελέσει κινήσεις κυρίως του άνω άκρου.

2. Η θέση των παρακείμενων αρθρώσεων ως προς την άρθρωση που κινεί η μυϊκή ομάδα που συσπάται.

Η ηλεκτρομυογραφία εφαρμόζεται σε πολύ μεγαλύτερη συχνότητα στο άνω από ότι στο κάτω άκρο ημιπληγικών ασθενών, στα επόμενα σχήματα παρίσταται η θέση τοποθέτησης ηλεκτροδίων για εκτέλεση μερικών από των κυριότερων κινήσεων του άνω άκρου.

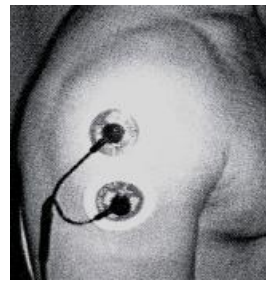
Ανύψωση ώμου:

Σε όλους σχεδόν τους ημιπληγικούς ασθενείς, που έχουν αναπτύξει σπαστικότητα παρουσιάζεται παθολογική κατάσπαση του ώμου. Η κατάσπαση του ώμου οφείλεται τόσο στην υπερτονία των κατασπαστών μυών του ώμου, όσο και στην υποτονία ή ασθενικότητα της άνω μοίρας του τραπεζοειδή μυός. για να ενεργοποιηθεί ο μυς και να βοηθήσει ο ασθενής στην ανύψωση του ώμου δυο ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην πλάγια πλευρά του μυός. (εικόνα 3)

Για την εκτέλεση της ανύψωσης του ώμου ο ασθενής γυμνάζεται να ενεργοποιήσει τον αδύνατο μυ και όχι να χαλαρώσει το σπαστικό μυ.



Εικόνα 3.1 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας στην άνω μοίρα του τραπεζοειδή (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)



Εικόνα 3.2 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας στη μέση μοίρα του δελτοειδή (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)

Απαγωγή ώμου:

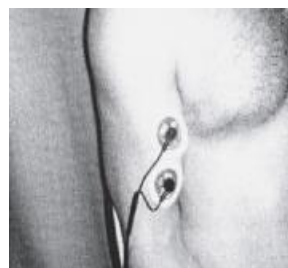
Η εκγύμναση του ασθενούς για την εκτέλεση της κίνησης απαγωγής του ώμου γίνεται με την τοποθέτηση δυο ηλεκτροδίων κατά μήκος της μέσης μοίρας του δελτοειδή (εικόνα 4). Τα ηλεκτρόδια θα πρέπει να τοποθετούνται πολύ κοντά το ένα στο άλλο ούτως ώστε να αποφευχθεί το ενδεχόμενο καταγραφής EMG δραστηριότητας παρακείμενων μυών. Και για αυτή τη κίνηση γίνεται προσπάθεια ενεργοποίησης αδύνατου μύος και όχι χαλάρωσης σπαστικού.

Κάμψη ώμου:

Η κίνηση της κάμψης του ώμου σε ημιπληγικούς ασθενείς, που έχουν αναπτύξει έντονη σπαστικότητα άνω άκρου, είναι δύσκολο να εκτελεστεί με ενεργοποίηση της πρόσθιας μοίρας του δελτοειδή μύος. Δύο ηλεκτρόδια τοποθετούνται πολύ κοντά το ένα στο άλλο πάνω από την πρόσθια μοίρα εσωτερικά της μέσης μοίρας του δελτοειδή και του τένοντα της μακράς κεφαλής του δικεφάλου (εικόνα 5).



Εικόνα 3.3 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας στη πρόσθια μοίρα του δελτοειδή (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)



Εικόνα 3.4 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας του δικεφάλου βραχιονίου μύος (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)

Κάμψη αγκώνα:

Η κίνηση της κάμψης του αγκώνα είναι μέρος του παθολογικού καμπτικού πατέντου του άνω άκρου. Ο κύριος σκοπός της εφαρμογής της EMG BFB στη περίπτωση αυτή είναι η

χαλάρωση του σπαστικού δικέφαλου βραχιόνιου μύος. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε σχετική απόσταση το ένα από το άλλο κατά μήκος του μύος (εικόνα 3.4).

Κάμψη καρπού και δακτύλων:

Η κίνηση της κάμψης καρπού και δακτύλων είναι μέρος του παθολογικού καμπτικού πατέντου άνω άκρου. Ο σκοπός εφαρμογής της EMG BFB είναι η χαλάρωση σπαστικών μυών και όχι η ενεργοποίησή τους. Ο ασθενής τοποθετείται σε καθιστή θέση και τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται πάνω από τους καμπτήρες μυς καρπού και δακτύλων σε σχετικά μεγάλη απόσταση το ένα από το άλλο (εικόνα 3.5).



Εικόνα 3.5 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας των καμπτήρων μυών καρπού και δακτύλων. (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)



Εικόνα 3.6 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας των εκτεινόντων μυών καρπού και δακτύλων. (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)

Έκταση καρπού και δακτύλων:

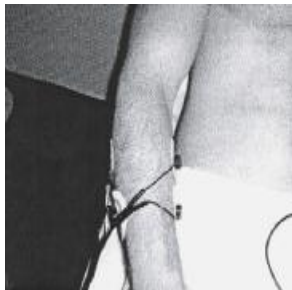
Η κίνηση έκτασης καρπού και δακτύλων είναι για τους περισσότερους ημιπληγικούς ασθενείς μια από της δυσκολότερες στην εκτέλεση κινήσεις. Στην αρχή της εκγύμνασης του ασθενή για την εκτέλεση της κίνησης πρέπει να καταγράφεται (εκτός των εκτεινόντων) και η EMG δραστηριότητα των καμπτήρων μυών. Αυτό γίνεται, διότι ο ασθενής στη προσπάθειά του να ενεργοποιήσει τους εκτεινόντες μυς, αναπτύσσει το παθολογικό καμπτικό πατέντο και ενεργοποιεί τους σπαστικούς καμπτήρες εμποδίζοντας έτσι την εκτέλεση της ζητούμενης κίνησης.

Για να καταγραφεί η ηλεκτρομυογραφική τους δραστηριότητα ο ασθενής τοποθετείται σε καθιστή θέση, το αντιβράχιο σε πρηνισμό, ο καρπός σε κάμψη και τα ηλεκτρόδια πλησίον το ένα στο άλλο (εικόνα 3.6).

Ο ασθενής πρέπει να εστιάζει τη προσοχή του στα οπτικοακουστικά σήματα που δείχνουν τόσο την ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των εκτεινόντων όσο και των καμπτήρων μυών (εικόνα 3.7). Η προσπάθεια του ασθενή πρέπει να επικεντρώνεται στη χαλάρωση των καμπτήρων και στην ενεργοποίηση των εκτεινόντων μυών.

Η έκταση του καρπού είναι ευκολότερη κίνηση από την έκταση των δακτύλων. Η προσπάθεια έκτασης των δακτύλων πρέπει να γίνεται με το καρπό σε θέση κάμψης. Η έκταση καρπού και δακτύλων ταυτόχρονα είναι η δυσκολότερη στην εκτέλεση κίνηση από όλες της κινήσεις του άνω άκρου, η οποία, εφόσον επιτευχθεί εξασφαλίζει την καλή λειτουργικότητα ολόκληρου του μέλους. Εφόσον ο ασθενής επιτύχει την εκτέλεση της κίνησης έκταση καρπού και δακτύλων, πρέπει η κίνηση αυτή να ενισχυθεί όσο γίνεται περισσότερο με εφαρμογή αντίστασης από το φυσικοθεραπευτή.

Όταν γίνεται εκγύμναση του ασθενή με ασκήσεις αντίστασης στην έκταση καρπού και δακτύλων, πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στην αύξηση της σπαστικότητας των καμπτήρων μυών, διότι οι ασκήσεις αντίστασης ενισχύουν τα παθολογικά πατέντα των ημιπληγικών.



Εικόνα 3.7 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για ταυτόχρονη καταγραφή EMG δραστηριότητας των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών καρπού και δακτύλων (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)

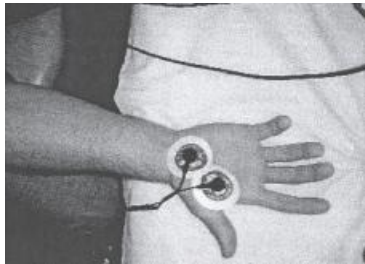
Κινήσεις αντίχειρα:

Οι κινήσεις του αντίχειρα παίζουν σπουδαίο ρόλο στη συλληπτική ικανότητα της άκρας χείρας. Για όλες τις κινήσεις του αντίχειρα χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια μικρών διαστάσεων και τοποθετούνται σε μικρή απόσταση το ένα από το άλλο (2cm). (εικόνα 3.8)

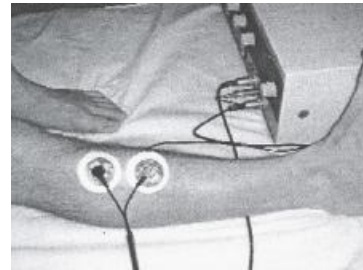


Εικόνα 3.8 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας του μακρού εκτεινόντα του μεγάλου δακτύλου (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)

Για την κίνηση της έκτασης του αντίχειρα ενεργοποιείται ο μακρός εκτείνων του αντίχειρα, ο καρπός τοποθετείται σε κάμψη ο αντίχειρας σε ουδέτερη θέση και τα ηλεκτρόδια όπως φαίνεται στην επόμενη εικόνα. Για την ενεργοποίηση των μυών του θέναρος, το αντιβράχιο τοποθετείται σε υπτιασμό, ο καρπός σε ουδέτερη θέση και τα ηλεκτρόδια, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.9.



Εικόνα 3.9 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας των μυών του θέναρος. (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)



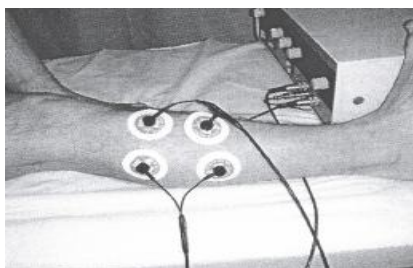
Εικόνα 3.10 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για καταγραφή EMG δραστηριότητας του πρόσθιου κνημιαίου. (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)

Κινήσεις ποδοκνημικής άρθρωσης:

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον σε ημιπληγικούς ασθενείς παρουσιάζουν οι κινήσεις ανάσπασης έσω χείλους και ραχιαίας κάμψης. Επειδή η ανάσπαση έσω χείλους αποτελεί στοιχείο παθολογικού εκτατικού πρότυπου κίνησης, εφόσον αυτή ενεργοποιείται, παρεμποδίζει την ανάσπαση έξω χείλους.

Η ενεργοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου προκαλεί την ανάσπαση έσω χείλους (εικόνα 3.10) και εμποδίζει την ενέργεια των περνιαίων, η οποία προκαλεί την ανάσπαση έξω χείλους.

Αποτελεσματική ενεργοποίηση των περνιαίων θα συντελέσει, εκτός της ανάσπασης του έξω χείλους και στην ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης (εικόνα 3.11). (Γιόκαρης, 2007)

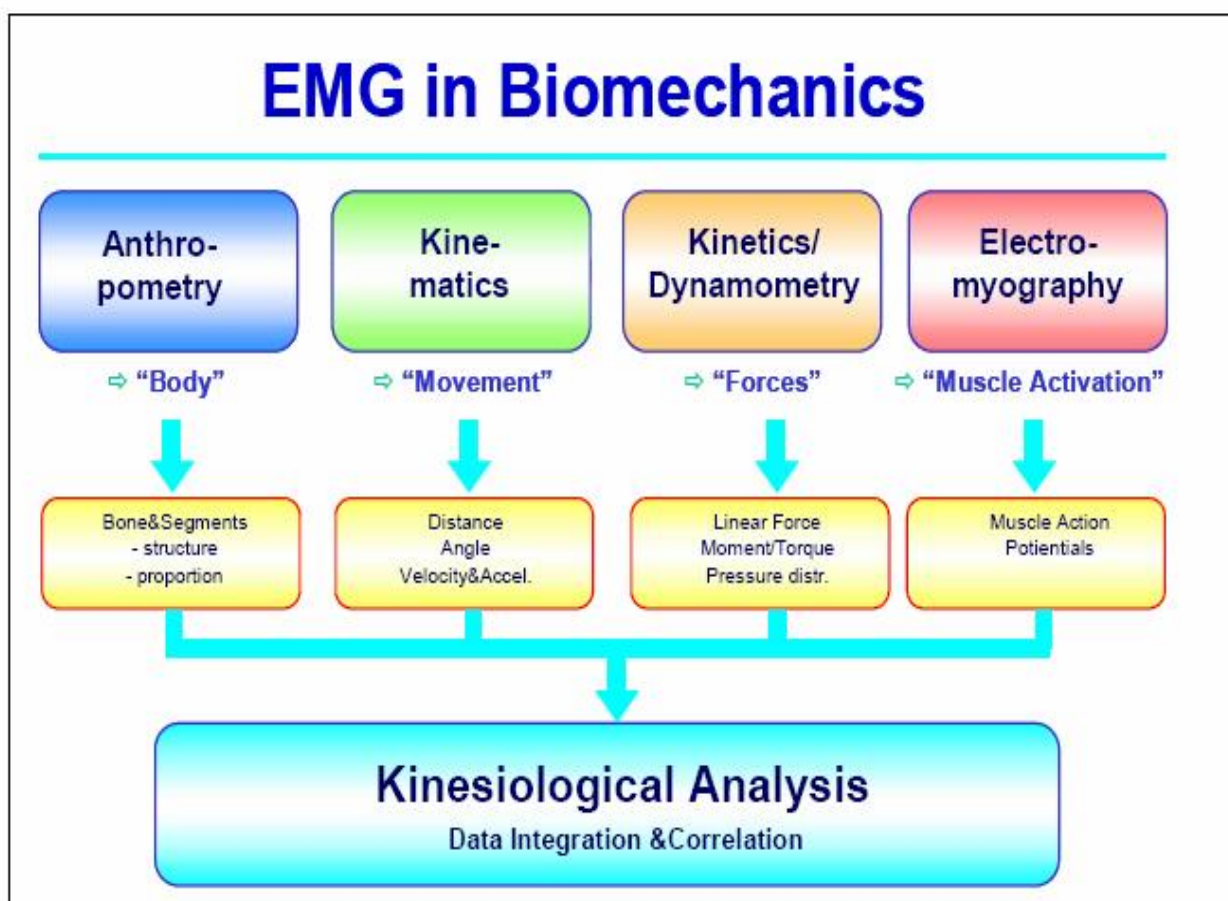


Εικόνα 3.11 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για ταυτόχρονη καταγραφή EMG δραστηριότητας του πρόσθιου κνημιαίου και περνιαίων μυών. (τροποποιημένο από Γιόκαρη, 2007)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο

Ο ρόλος της ηλεκτρομυογραφίας στις εμβιομηχανικές μελέτες

Ο κόσμος της εμβιομηχανικής μεθόδου μέτρησης μπορεί βασικά να χωριστεί σε 4 σημαντικές κατηγορίες: Ανθρωπομετρικό, κινηματικό, κινητικό και κινησιολογικό EMG (εικ. 4.1). Ο σημαντικός ρόλος του EMG είναι η αντικειμενική αξιολόγηση της νευρομυϊκής ενεργοποίησης σε οποιαδήποτε δραστηριότητα.



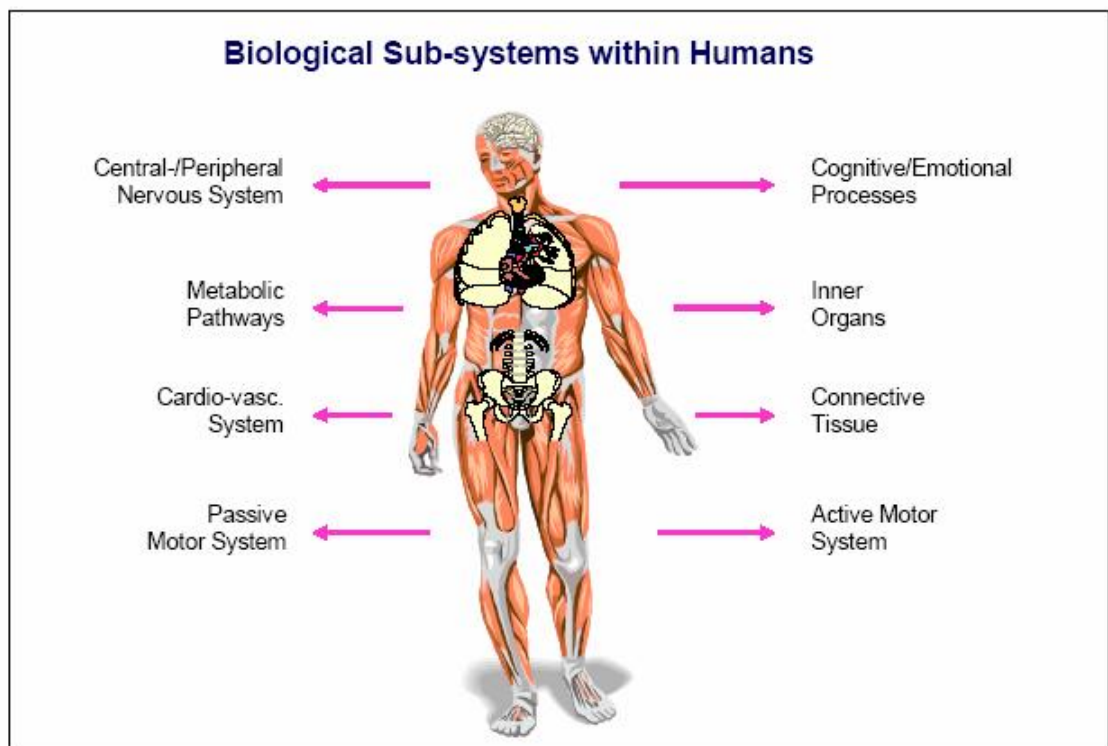
Εικόνα 4.1 Οι τέσσερις σημαντικότερες περιοχές των μεθόδων εμβιομηχανικών μετρήσεων (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Αντίθετα από τις άλλες κατηγορίες, το EMG είναι μια ανταγωνιστική μέθοδος στην κατηγορία του. Αρχικά είναι σημαντικό να γίνει η κατάλληλη επιλογή και ο συνδυασμός μεθόδων που μπορούν να εξετάσουν ένα άτομο. Στη συνέχεια παρατείνεται ο τρόπος επιλογής της κατάλληλης εμβιομηχανικής μεθόδου που μπορεί καλύτερα να ανιχνεύσει τις διαδικασίες σχετικές με την επιλογή του τρόπου εξέτασης σε μορφή ερωτήσεων.

Υπάρχουν 5 σημαντικές κατηγορίες ερωτήσεων ανάλυσης που το EMG μπορεί να εξετάσει και να απαντήσει:

- 1) Είναι ο μυς ενεργός;
- 2) Είναι ο μυς λίγο ή πολύ ενεργός;
- 3) Είναι ο μυς σε σύσπαση ή χαλάρωση;
- 4) Πόσο είναι ο μυς ενεργός;
- 5) Ο μυς κουράζεται;

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι αυξάνοντας το επίπεδο ερώτησης, αυξάνεται επίσης η πολυπλοκότητα της ηλεκτρομυογραφικής ανάλυσης. Εάν ένας γιατρός χρειαστεί έναν γρήγορο έλεγχο, που ένας νευρολογικός ασθενής μπορεί να ενεργοποιήσει έναν μυ, μια αρχική EMG καταγραφή ενός καναλιού που απαιτεί ένα λεπτό προετοιμασία θα απαντήσει άμεσα στην ερώτησή του. Αφ' ετέρου, εάν η συντονιστική ποιότητα μέσα στις σύνθετες κινήσεις χρειάζεται μια βαθύτερη έρευνα, κάποιος μπορεί να αποφασίσει να χρησιμοποιήσει μια δεκαεξάκαναλι καταγραφή και μια ομαλοποίηση εύρους σε MVC που μπορεί να απαιτήσει μια ώρα προετοιμασία.



Εικόνα 4.2 Το βιολογικό υποσύστημα που δρά σε εξάρτηση με κάθε άλλο (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Το EMG μπορεί να απαντήσει μόνο στις συγκεκριμένες κατηγορίες ερωτήσεων. Όπως οποιαδήποτε άλλη εμβιομηχανική μέθοδος, ενεργεί όπως ένας φακός εστιάζοντας σε ένα επιλεγμένο υποσύστημα ενός πολύ σύνθετου γενικού βιολογικού συστήματος. Οι μύες είναι οι "κινητήρες" της κίνησης, από τη φύση τους, μόνο λαμβάνουν και λειτουργούν αντανακλαστικά με εντολές που βασίζονται ή προσανατολίζονται στο Κ.Ν.Σ. Το EMG ενός μύος δεν μπορεί ποτέ να απαντήσει μόνο σε ένα "γιατί" Αυτό δίνει οποιαδήποτε ερμηνεία των EMG ευρημάτων και απαιτεί τη θεμελιώδη κατανόηση του κιναισθητικού συστήματος.

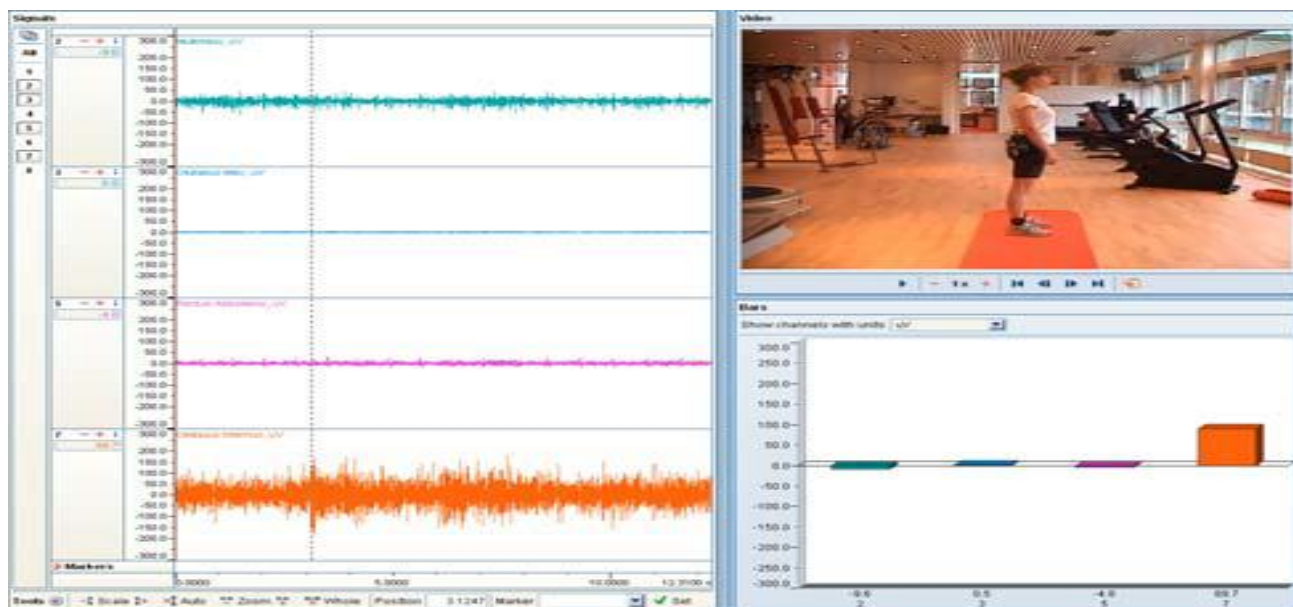
Είναι γνωστό ότι οποιαδήποτε νευρομυϊκό εύρημα από το "ενεργό κινητικό σύστημα" επηρεάζεται επίσης από τις διαδικασίες άλλων βιολογικών υποσυστημάτων (εικ.4.2). Η πρόκληση είναι να επανενταχθεί μια ορισμένη εύρεση από ένα υποσύστημα στην ολότητα του ανθρώπινου σώματος. Μια ξεχωριστή εμβιομηχανική εύρεση, ακόμα κι αν μετρείται ακριβώς, είναι αναξιόπιστη εάν δεν ενσωματώνεται σε όλο το σύστημα.

4.1 Επίπεδο 1: Είναι ο μυς ενεργός;

Αυτό το επίπεδο ερώτησης απαντιέται άμεσα με την παρατήρηση του αρχικού ίχνους EMG οποιασδήποτε δραστηριότητας. Η απάντηση δίνεται στο ονομαστικό επίπεδο από ναι ή όχι. Απαιτείται προσοχή για να ελεγχθεί ότι η ποιότητα της βασικής γραμμής EMG επιτρέπει έναν σαφή προσδιορισμό του ενεργού EMG. Ο θόρυβος δεν μπορεί να ερμηνευθεί σαν "αυξανόμενος τόνος".

Η σχετικότητα αυτού του θεμελιώδους ζητήματος μπορεί να υποτιμηθεί ή να παρανοηθεί. Για τους νευρολόγους που ρωτούν εάν ο ασθενής μπορεί να έχει πρόσβαση σε έναν συγκεκριμένο μυ, αλλά και για την κατάρτιση των επαγγελματιών, αυτή η βασική ερώτηση μπορεί γρήγορα να λάβει τη σχετικότητα. Π.χ ο λανθασμένος υποτιθέμενος "στατικός" ρόλος του μεγάλου γλουτιαίου που μεγιστοποιείται στην κανονική όρθια στάση, ή η οσφυϊκή λειτουργία "σταθεροποίησης" από τον ορθό κοιλιακό, δύο βασικές παρανοήσεις που προήλθαν από μη εφαρμοσμένες λειτουργικές ανατομικές εκτιμήσεις μπορούν γρήγορα να ξεκαθαριστούν απλά ρωτώντας και μετρώντας, εάν αυτός ο μυς είναι ενεργός ή όχι σε αυτά τα δοσμένα έργα (εικ. 4.3).

Ένας υγιής μυς σε κανονικές συνθήκες χαλαρώνει εάν δεν είναι άλλο απαραίτητος. Εάν παραμένει ενεργός, είναι ένας δείκτης για τον σπασμό των ενεργών μυών, προκληθείσα αντανάκλαση (π.χ πόνος) υπέρτονος, αρθρική αστάθεια ή συμπεριφοριστική αχρηστία (πίεση, κακός μυϊκός συντονισμός).



Εικόνα 4.3 EMG ανοιχτή / κλειστή ανάλυση μιας φυσιολογικής όρθιας στάσης (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

4.2 Επίπεδο 2: Είναι ο μυς λίγο ή πολύ ενεργός;

Ο τύπος ερώτησης "περισσότερο/λιγότερο" απαιτεί τουλάχιστον έναν συγκριτικό όρο, όπως το EMG της αριστερής και δεξιάς πλευράς, η δοκιμασία πριν την ορθοστάτηση ή άτομο συγκρινόμενο με το πρότυπο σχηματισμού καμπύλης. Αυτός ο τύπος ερώτησης εξετάζει μια ποιοτική απάντηση όπου οι ποσότητες ταξινομούνται σε ένα τακτικό επίπεδο.

Οι χαρακτηριστικές τακτικές κλίμακες εύρους είναι: Καμία δραστηριότητα απούσα μείον τη δοκιμή με τη χαμηλότερη δραστηριότητα συν την ταξινόμηση της δοκιμής μεταξύ υπερβολικών 2 X συν τη δοκιμή με την υπέρμετρη δραστηριότητα τα εύρη είναι ο πιθανώς σημαντικότερος και πιο χρήσιμος τρόπος ανάλυση των στοιχείων των ασθενών. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως οι ασθενείς δεν μπορούν χαρακτηριστικά να εκτελέσουν MVCs για την ομαλοποίηση του εύρους, και άλλες μέθοδοι ομαλοποίησης δεν δημιουργούν πραγματικά ένα όφελος.

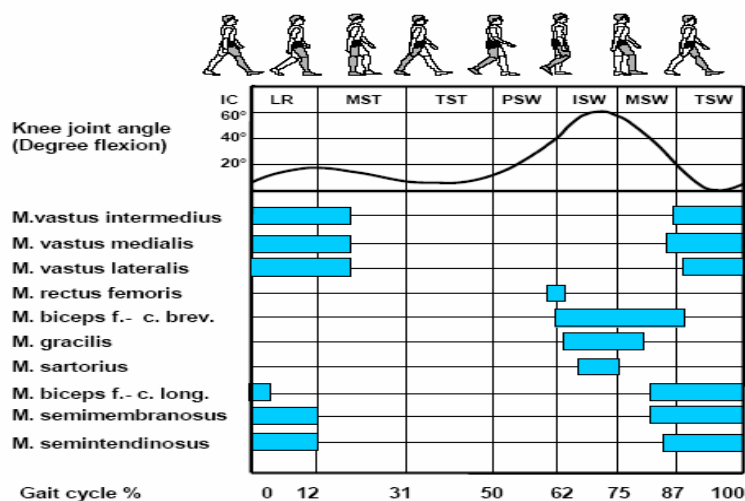
Η κατηγορία ερώτησης λαμβάνει λίγο πολύ ποσοτικό χαρακτήρα εάν χρησιμοποιείται για τον ίδιο μυ και το άτομο δεν αφαιρέσει τα ηλεκτρόδια μεταξύ των δοκιμών. Ειδικά για τα άτομα ή τις δοκιμές όπου η ομαλοποίηση εύρους δεν είναι κατάλληλη, θα ήταν η σημαντικότερη κύρια ερώτηση ανάλυσης: "ποια είναι η διαφορά στη δραστηριότητα μεταξύ δύο συνθηκών συστολής;" Μέσα σε αυτό το σχέδιο, οποιαδήποτε στιγμή κάποιος μπορεί ακίνδυνα να εκφράσει τη διαφορά μικροβόλτ σε ποσοστό, π.χ. η δοκιμή 1 αποκάλυψε ότι 35% λιγότερο σημαίνουν το EMG από τη δοκιμή 2. Μέσα στην

ποιοτική ανάλυση είναι χρήσιμο να παρουσιαστούν τα στοιχεία ως καμπύλες, λόγω της μείωσης των στοιχείων σε ένα ενιαίο εύρος, οι παράμετροι μπορεί να καλύψουν σημαντικές πληροφορίες του ίδιο του προτύπου του μυός.

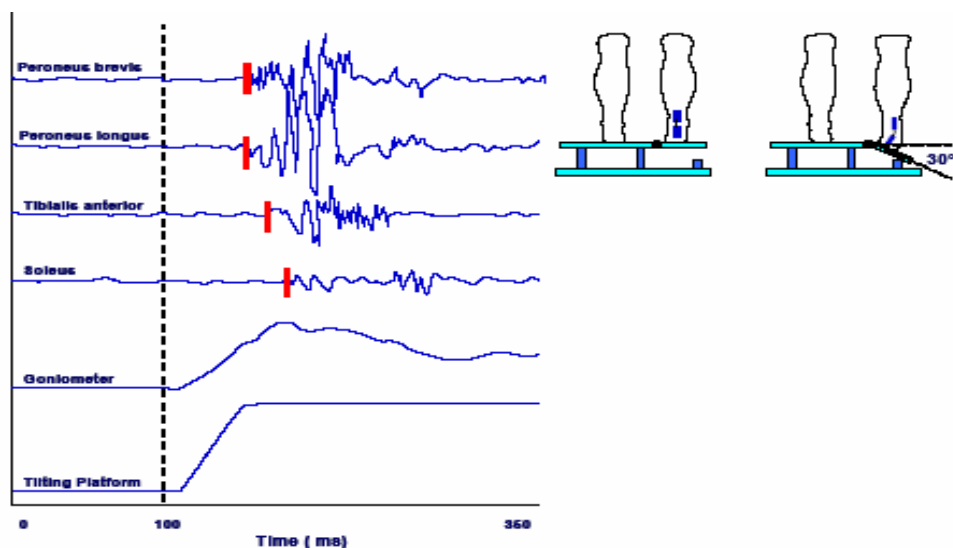
4.3 Επίπεδο 3: Είναι ο μυς σε σύσπαση ή χαλάρωση;

Με βάση ορισμένα κριτήρια κατώτατων ορίων που καθορίζουν πότε ένας μυς είναι ενεργός, τα χαρακτηριστικά συγχρονισμού ενός μυός μέσα σε ένα ορισμένο κινητικό πρότυπο ή σε σύγκριση με άλλους μυς (σειρά πυροδότησης), μπορούν να υπολογιστούν σε μια μετρική βάση χρονικής κλίμακας. Αυτός ο τύπος ανάλυσης δεν απαιτεί οποιαδήποτε ομαλοποίηση του εύρους και είναι επομένως μια χρήσιμη στρατηγική ανάλυσης στις μετρήσεις των ασθενών.

Ένα δημοφιλές παράδειγμα είναι το ενεργό/ ανενεργό σχέδιο συγχρονισμού του μυός στον κύκλο της βάρδισης, το οποίο επιτρέπει μια καλή επισκόπηση του νευρομυϊκού σχεδίου δραστηριότητας σε κανονική και παθολογική βάρδιση (εικ. 4.4). Κάποιος μπορεί να εξετάσει εάν η μείωση στοιχείων ενεργής/ ανενεργής δραστηριότητας περιορίζει την πλήρη αντανάκλαση στο νευρομυϊκό συντονισμό, από τότε ο καθορισμός κατώτατων ορίων για την έναρξη των μυών μπορεί να είναι κρίσιμος και μη αξιοποιήσιμος. Ένας άλλος τύπος έρευνας (εικ. 4.5) εξετάζει τις μυϊκές ανακλαστικές καμπύλες, π.χ. την απάντηση των μυών των κάτω άκρων σε αναπάντεχη διαταραχή της ποδοκνημικής άρθρωσης που προκαλείται με τις ελεγχόμενες πλατφόρμες κλίσης.



Εικόνα 4.4 Υπόδειγμα ενεργού/ανενεργού συγχρονισμού δέκα μυών των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια του κύκλου βάρδισης. Οι μπλέ μπάρες δείχνουν πότε ο μυ είναι ενεργός. (τροποποιημένο από Konrad, 2005)



Εικόνα 4.5 Έναρξη EMG ανάλυσης σε μια πλατφόρμα συγχρονισμού. Το αντανακλαστικό προκαλεί την έναρξη των σταθεροποιών του αστραγάλου σε απροβλεπτή κλίση (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

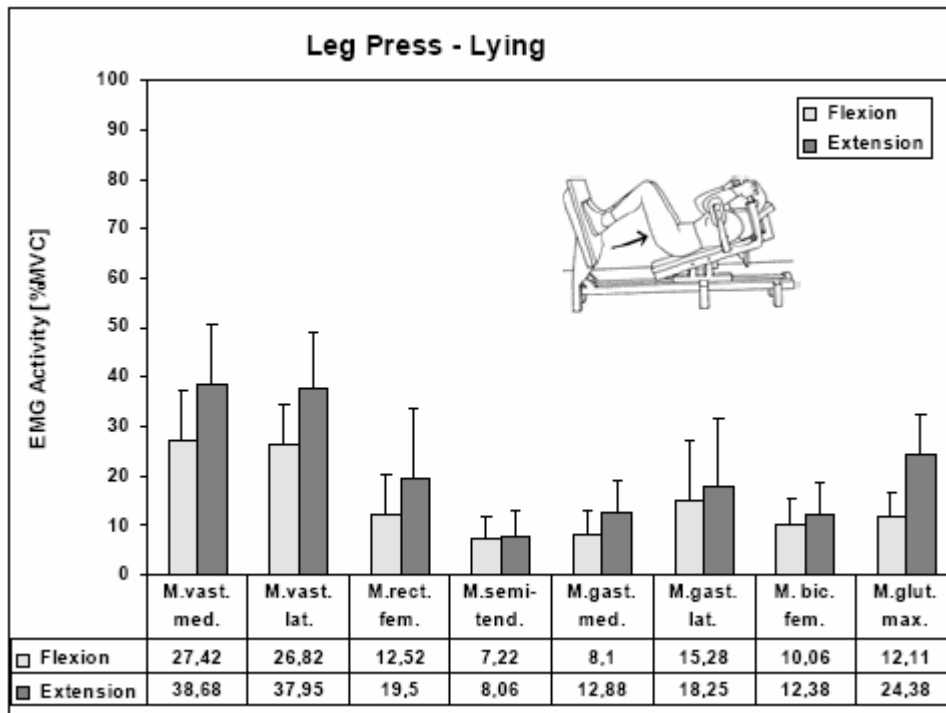
4.4 Επίπεδο 4: Πόσο ενεργός είναι ο μυς;

Σε αυτό το επίπεδο ερώτησης το εύρος EMG πρέπει να υπολογιστεί σε μια μετρική κλίμακα, που δίνει έναν αριθμό στην ερώτηση "πόσο;" Αυτή η ερώτηση δεν μπορεί να απαντηθεί με την αρχική κλιμάκωση μικροβόλτ, επειδή η αρχική ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών επηρεάζεται από την τοπική δεδομένη συνθήκη αντίχενωσης που μπορεί να ποικίλει κατά πολύ. Για να ξεπεραστεί αυτή η εξωτερική επιρροή, εφαρμόζεται μια επανακλιμάκωση επι τοις εκατό στη συγκεκριμένη αναφορική αξία- με προτίμηση στο μέγιστο σήμα EMG διαθέσιμο στη βέλτιστη στατική συνθήκη συστολής.

Αυτό το είδος αξιολόγησης είναι σημαντικό να καταλάβει την επίδραση των ασκήσεων θεραπείας και άσκησης (εικ. 4.6) και να αποκαλύψει αν οι χαρακτήρες είναι χαμηλή, υπομέγιστη ή μέγιστη σε ζήτηση: π.χ. οι αποτελεσματικές ασκήσεις άσκησης δύναμης χρειάζονται ένα επίπεδο ενένρωσης τουλάχιστον 40 – 60% της MVC για να δημιουργήσουν μια θετική αύξηση επίδρασης της δύναμης λόγω της υπεραντιστάθμισης (υπερτροφία των μυών στα υγιή άτομα).

4.5 Επίπεδο 5: Ο μυς κουράζεται;

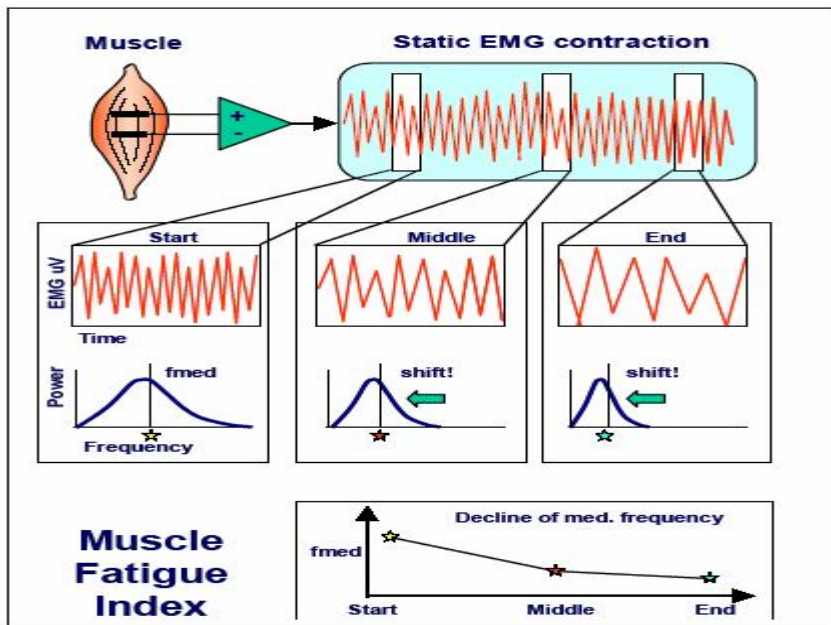
Μέσα στις στατικές υπομέγιστες συστολές το εύρος και η συχνότητα βασισμένες στις παραμέτρους ανάλυσης παρουσιάζουν αλλαγές χρονικών περιοχών λόγω της μυϊκής κόπωσης.



Εικόνα 4.6 Σχεδιάγραμμα μυϊκής εννευρωσης οχτώ μυών του ισχίου και του ποδιού στην οριζόντια κίνηση της άρσης των ποδιών προς το στέρνο. Τα στοιχεία δείχνουν την MVC να ομαλοποιείται στο μέσο EMG σε έξι περιόδους κάμψης έκτασης μετρώντας μια ομάδα 10 ατόμων στο 40% των ατόμων με μια μέγιστη επανάληψη. (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

Η κλασική δοκιμή απαιτεί ένα σταθερό επίπεδο φορτίων σε μια καλά καθορισμένη θέση γωνίας και μήκους του μυός. Λόγω της στρατολόγησης των κινητικών μονάδων, το εύρος παρουσιάζει μια αύξηση, ενώ η συχνότητα βασίζεται στη μέση συχνότητα του συνολικού φάσματος ισχύος παρουσιάζοντας μια μείωση στο χρόνο συστολής. Η τελευταία μειώνεται επειδή, εκτός από άλλους λόγους, η ταχύτητα σύσπασης των κινητικών ενεργών δυναμικών στη μυϊκή μεμβράνη μειώνεται. Αυτό προκαλεί μια αριστερή μετατόπιση του συνολικού φάσματος ισχύος προς τις χαμηλότερες συχνότητες (εικ. 4.7).

Ο συντελεστής οπισθοδρόμησης της μέσης συχνότητας προς τις χαμηλότερες συχνότητες μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως μη καταπατητικός δείκτης κόπωσης για τον ερευνημένο μυ. Βοηθείται από την παρεμπόδιση που είναι το σημείο που διασχίζει τη κλίση και τον Y άξονα. Η μελέτη των αποτελεσμάτων της τοπικής μυϊκής κόπωσης έχει δύο σημαντικές εφαρμογές. Κατ' αρχάς, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να αναγνωρίσει τους αδύναμους μυς. Η διασημότερη εφαρμογή των μετατοπίσεων συχνότητας είναι στην ανάλυση των ασθενών με οσφυαλγία. Δεύτερον, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να αποδείξει την αποδοτικότητα των ασκήσεων εκπαίδευσης δύναμης.



Εικόνα 4.7 Σχηματική επεξήγηση της μετατόπισης της συχνότητας προς τις χαμηλότερες συχνότητες στις υποστηριζόμενες συστολές και υπολογισμός του δείκτη μυϊκής κόπωσης (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

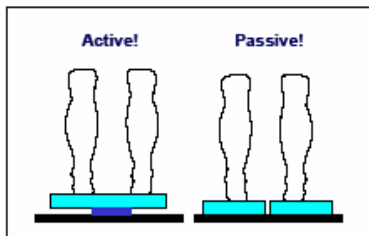
Η κόπωση πρέπει να θεωρηθεί ως πολύ σημαντική παράμετρος ελέγχου για τη μυϊκή άσκηση. Η άσκηση που προκάλεσε τη βραχυπρόθεσμη κόπωση είναι ο προκαταρκτικός όρος για την αύξηση των μυών. Μερικές δοκιμές κόπωσης παρουσιάζουν ανάλογα συμπεράσματα: οι μετατοπίσεις συχνότητας αυξάνονται ή/και το εύρος μειώνεται.

4.6 Παράγοντας που επηρεάζουν μια δοκιμή άσκησης

Μια από τις σημαντικότερες στρατηγικές για να προετοιμάσει μια σημαντική EMG ανάλυση και μια ερμηνεία είναι η τυποποίηση ή ο έλεγχος των παραγόντων που επηρεάζουν τη δοκιμή μιας θέσης ή μιας κίνησης. Χωρίς την κατανόηση και των ελέγχου χαρακτηριστικών της κίνησης είναι σχεδόν αδύνατο να ερμηνευθούν τα EMG στοιχεία. Μια γενική (επιστημονική) απαίτηση είναι ο κάθε ερευνητής να είναι σε θέση να αναπαραγάγει μια δοκιμή. Οι σημαντικότεροι παράγοντες που πρέπει να εξεταστούν και να τυποποιηθούν είναι:

ΦΟΡΤΙΟ

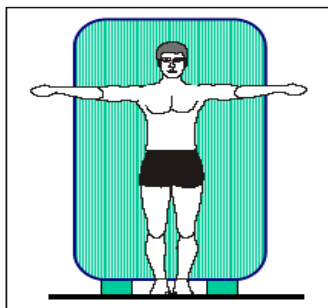
- Χρήση ολόκληρου του σώματος ή κατά τμήματα ως στατική αντίσταση
- Χρήση εξωτερικού βάρους για τυποποίηση του φορτίου
- Χρήση πλατφόρμας κλίσης ή δύο κλίμακες σωμάτων για έλεγχο της διανομής του βάρους στις ασκήσεις από καθιστή θέση (εικ 4.8)
- Χρήση ροπής δύναμης για την ποικίλη παραγωγή δύναμης



εικόνα 4.8 Ίση κατανομή βάρους χρησιμοποιώντας δυο ζυγαριές ή πλατφόρμες κλίσης (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

ΓΩΝΙΑ / ΕΥΡΟΣ ΤΡΟΧΙΑΣ (ROM)

- Χρήση ζωνών για να πετύχουμε μια καλή σταθεροποίηση των τμημάτων του σώματος
- Χρήση γωνιομέτρων ή κλισιόμετρα για να ελέγξει το ROM στις ελεύθερες λειτουργικές κινήσεις
- Χρήση "καθρέφτη πλέγμα" (εικ.4.9) για τις ελεύθερες λειτουργικές κινήσεις για σταθεροποίηση του ROM
- Χρήση μηχανών άσκησης για καλύτερο έλεγχο του ROM (4.10)



εικόνα 4.9 Σταθεροποίηση ROM με τη χρήση θέση σώματος και φόρτιση από το μηχανήμα (τροποποιημένο από Konrad, 2005)



Εικόνα 4.10 Τυποποιημένο εύρος τροχιάς (ROM), καθρέφτη με δικτυωτό κάθετων γραμμών (τροποποιημένο από Konrad, 2005)

TACHYTHTA

- Χρήση μετρονόμου για τυποποίηση της ταχύτητας συστολής ή του ρυθμού βημάτων
- Εξέταση χειροκίνητα ή ισοκινητικά για σταθερή ταχύτητα

ΔΙΑΡΚΕΙΑ

- Χρήση σταθερών διαστημάτων συστολής
- Μετρήσιμες επαναλήψεις
- Επαναλήψεις ορίου στις υψηλές εντάσεις

ΠΡΟΚΑΤΑΡΚΤΙΚΗ ΘΕΣΗ/ΣΥΝΘΗΚΕΣ

- Ίδιος χρόνος της ημέρας
- Το καλύτερο για να επιλέξει μια ξεκουραστη συνθήκη και προθέρμανση των ατόμων

- Σταθερή θερμοκρασία δωματίου

ΓΕΝΙΚΑ

- Για τις γρήγορες αξιολογήσεις προτιμήστε τις στατικές δοκιμές ενάντια στην καθορισμένη αντίσταση
- Χρήση συσκευών ισοκίνησης εάν απαιτείται η πολύ υψηλή τυποποίηση
- Τυχαίες διαταγές χρήσης για τις πολλαπλές ασκήσεις να αποφευχθούν τα συστηματικά λάθη
- Προσπαθήστε να αλλάξετε μόνο έναν παράγοντα δοκιμής μεταξύ των συγκρίσεων δοκιμής
- Οι απλές ασκήσεις των αρθρώσεων έχουν τη λιγότερη μεταβλητότητα, χρησιμοποιώντας τεχνικές απομόνωσης μελετήστε συγκεκριμένους μυς μέσα στις αλυσίδες μυών.

4.7 Το κινησιολογικό EMG χρειάζεται μια ώθηση στη κίνηση

Οποιαδήποτε σημαντική ερμηνεία του EMG χρειάζεται μια σαφή κατανόηση της κίνησης ή της δραστηριότητας που παρήγαγε μια ηλεκτρομυογραφική εύρεση. Ειδικά η θέση συστολής (η γωνία της άρθρωσης ή το μήκος του μυός) ή η φάση συστολής (π.χ. έκταση/κάμψη) είναι σημαντικό να καθορίσει. Η αναλογία στις φάσεις και τις θέσεις κίνησης τακτοποιείται χαρακτηριστικά από τους κατάλληλους δείκτες.

Οι κατάλληλοι δείκτες της κίνησης είναι:

- Έναρξη και τέλος της κίνησης
- Σημείο της επιστροφής μέσα σε επαναλαμβανόμενους κύκλους κίνησης
- Εξωτερικός ερεθισμός μέσα στις προκλημένες πιθανές δοκιμές
- Φυσική πρόκληση για να εξετάσει τις ανακλαστικές απαντήσεις των μυών
- Χτύπημα της πτέρνας και πτώση του δακτύλου στους κύκλους βηματισμού.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο

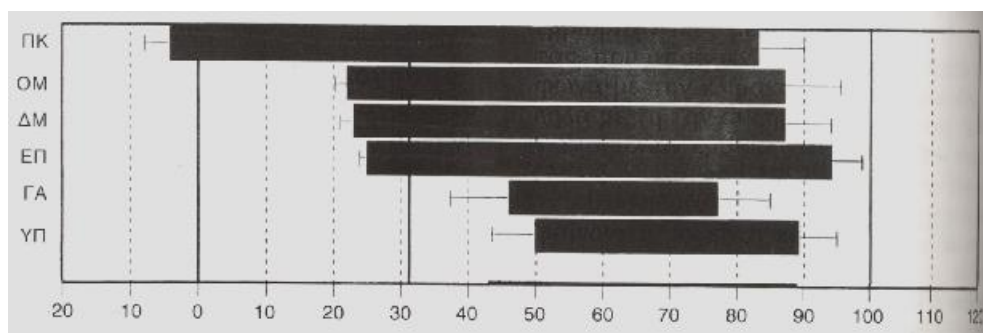
Ηλεκτρομυογραφία και έρευνα

Ουσιαστικό ρόλο έχει παίξει η εφαρμογή της ηλεκτρομυογραφίας και στο τομέα της έρευνας όσον αφορά την ανάλυση βηματισμού και στάσης, τις εμβιομηχανικές μελέτες καθώς και τις μυοσκελετικές παθήσεις και κακώσεις.

5.1 Ανάλυση βηματισμού και στάσης

Πολλοί ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει την ΗΜΓ για την διερεύνηση της μυϊκής ενεργοποίησης κατά τη διάρκεια της έγερσης (Kelley et al 1976, Munton et al 1984, Richards 1985, Arborelius et al 1992, Millington et al 1992, Khemlani et al 1995). Οι μύες υπό διερεύνηση περιλαμβάνουν τους μυς του κορμού (ορθωτήρας του κορμού, ορθός κοιλιακός) και τους μυς του κάτω άκρου (μέγας γλουτιαίος, δικέφαλος μηριαίος, ημιτενοντώδης, ορθός μηριαίος, έξω πλατύς, πρόσθιος κνημιαίος, γαστροκνήμιος και υποκνημίδιος).

Ο πρόσθιος κνημιαίος θεωρείται ότι ανήκει στους μυς που ενεργοποιούνται πρώτοι, κάτι που αντικατοπτρίζει τον ρόλο του στην τοποθέτηση του άκρου πόδα προς τα πίσω και τη συνεισφορά του τόσο στη σταθεροποίηση της κνήμης πάνω στον άκρο πόδα στα πρώτα στάδια της δραστηριότητας, όσο και στην πρόσθια κίνηση της κνήμης πάνω στον άκρο πόδα.



Εικόνα 5.1 Μέσοι όροι και τυπικές αποκλίσεις της έναρξης και διάρκειας ενεργοποίησης έξι μύων του κάτω άκρου – ομαλοποιημένες τιμές κατά χρόνο – σε υγιή άτομα, που εγείρονται με την ταχύτητα επιλογής τους. [όπου ΠΚ: πρόσθιος κνημιαίος, ΟΜ: ορθός μηριαίος, ΔΜ: Δικέφαλος μηριαίος, ΕΠ: έξω πλατύς, ΓΑ: γαστροκνήμιος, ΥΠ: υποκνημίδιος. Ορίζοντας το 0 αρχή της κίνησης, το 31 την ώρα που σηκώνονται οι μηροί από το κάθισμα και το 100 το τέλος της κίνησης](τροποποιημένο από Khemlani et al 1995)

Η έναρξη της ενεργοποίησης των εκτεινόντων του ισχίου και των εκτεινόντων του γόνατος συμβαίνει σχεδόν ταυτόχρονα. Οι εκτεινόντες μυς του ισχίου και του γόνατος

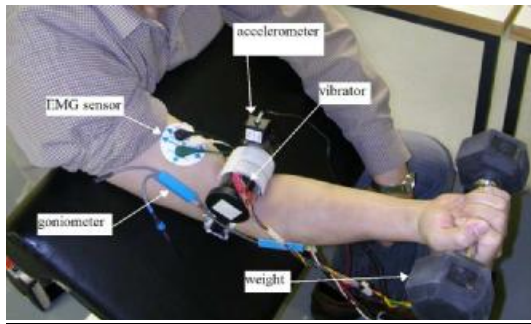
εμφανίζουν την μέγιστη ενεργοποίησή τους τη χρονική στιγμή περίπου της άρσης των μηρών από το κάθισμα. Έχουν βρεθεί ποικίλλα πρότυπα ΗΜΓ δραστηριότητας του γαστροκνημίου και του υποκνημίδιου, τα οποία σχετίζονται με τον επιπρόσθετο ρόλο των μυών αυτών στην ισορρόπηση της μάζας του σώματος.

Δύο μελέτες έχουν παρακολουθήσει τον ορθό μηριαίο (Kelley et al 1976, Millington et al 1992) και μια τον ορθό κοιλιακό (Millington et al 1992) κατέληξαν ότι κανένας από αυτούς τους μυς δεν ενεργοποιήθηκε αρκετά νωρίς για την έναρξη της τμηματικής κάμψης του κορμού. Ο λαγονοψοϊτής μέσω της δράσης του στη λεκάνη και το μηρό αναμένεται να συμμετέχει στην έναρξη της κάμψης του κορμού, αλλά αυτός ο σχετικά εν τω βάθει μυς είναι πολύ δύσκολο να παρακολουθηθεί. Η ταυτόχρονη ενεργοποίηση των διάρθριων ορθού μηριαίου και δικέφαλου μηριαίου μπορεί να σχετίζεται με τη συνεισφορά τους στον έλεγχο της κάμψης του ισχίου. Ο ορθός μηριαίος συμμετέχει στην κάμψη και ο δικέφαλος μηριαίος ασκεί μια αναχαιτιστική δύναμη και βοηθά έτσι στην επιβράδυνση της κάμψης του ισχίου πριν από την έναρξη της έκτασης του κάτω άκρου.

5.2 Εμβιομηχανικές μελέτες

Ο Jin Luo et al. (2005) σε μια μελέτη για την ανάπτυξη και δοκιμή ενός δονητή τενόντων των μυών (εικόνα 5.2) με ποικίλο πλάτος εύρους και συχνότητας για την εφαρμογή δόνησης σε προπονητική αγωγή χρησιμοποίησαν για τις μετρήσεις τους EMG για να αξιολογήσουν την επιρροή των χαρακτηριστικών της δόνησης στην ενεργοποίηση των μυών, και έτσι να πιστοποιήσουν την ακρίβεια της εξελιγμένης συσκευής. Η δόνηση που εφαρμόζεται σε έναν τένοντα μπορεί να διεγείρει τη μυϊκή άτρακτο στο τελείωμά της. Αυτό μπορεί να οδηγήσει στην αύξηση της EMG δραστηριότητας με μια ενδεικτική αύξηση στη δύναμη συστολής των μυών.

Από τις δοκιμασίες που ακολουθήθηκαν μπορεί να προταθεί ότι στην άσκηση με δόνηση είναι εξίσου σημαντικά το εύρος και η συχνότητα για την διέγερση του μυός. Η άμεσα εφαρμοζόμενη δόνηση μειώνει την εξασθένιση από τους μαλακούς ιστούς φαινόμενο που παρατηρείται στην έμμεση μετάδοση δόνησης.



Εικόνα 5.2 δονητής προσαρτημένος στο χέρι του ασθενούς, ταυτόχρονα γίνεται ηλεκτρομυογραφική καταγραφή (τροποποιημένο από Jin Luo et al., 2005)

Ο Heckathorne & Childress (1981) διαπίστωσαν ότι το εύρος του sEMG εξαρτάται από τη δύναμη, το μήκος, την ταχύτητα, και το ποσοστό συστολής του μυός. Για να βελτιώσουμε την ερμηνεία των στοιχείων sEMG, μειώσαμε τις συγκρίσεις sEMG μεταξύ των 2 ομάδων κάτω από κάθε συγκεκριμένη δραστηριότητα με τον έλεγχο της ταχύτητας της κίνησης στα άτομα. (Jiu-jenq Lin et al. 2005)

Η πρόοδος στην τεχνολογία του μυοηλεκτρικού ελέγχου αυξάνεται ραγδαία τα τελευταία χρόνια. Εξελίχθηκε απο τον έλεγχο μιας απλής λειτουργικής πρόθεσης που εστιάζει σε ένα μυ στον έλεγχο της δραστηριότητας μιας μυϊκής ομάδας με μια πολυλειτουργική πρόθεση. Οδηγό σημείο σε αυτές τις αλλαγές ήταν οι πληροφορίες από το μυοηλεκτρικό σήμα.

Το μυοηλεκτρικό σήμα προκαλεί ενδιαφέρον επεξεργασίας. Ενώ ο γενικός στόχος είναι ο έλεγχος της πρόθεσης, είναι αρμόζον να σκεφτεί τη θετική επίδραση των νευρικών δομών ως κανάλι επικοινωνίας στο οποίο το μυοηλεκτρικό σήμα γίνεται μεταφορέας πληροφοριών. Οι πληροφορίες ελέγχου κωδικοποιούνται με τη διαμόρφωση μερικών χαρακτηριστικών γνωρισμάτων του σήματος.

Το πρόβλημα της επεξεργασίας του μυοηλεκτρικού σήματος γίνεται μια αποδιαμόρφωση, και ένας κατάλληλος αλγόριθμος απαιτείται για να ανακτήσει τις πληροφορίες ελέγχου. Ο χρήστης ενός καναλιού διαμορφώνει το μεταφορέα μέσω της στρατολόγησης της κινητικής μονάδας και του μετώπου δραστηριότητας εκτίμησης προτύπου. Κατά συνέπεια, η ανίχνευση των παραμέτρων και η εκτίμηση των σχεδίων είναι στην καρδιά ενός αποδιαμορφωτή μυοηλεκτρικού καναλιού για τον έλεγχο των προθέσεων. Ένα κανάλι περιλαμβάνει την ομάδα μυών, τον αγωγό όγκου μεταξύ κάθε μυός της ομάδας και του ηλεκτρόδιου, και το ηλεκτρόδιο αθροίσματος. Οι παράμετροι που μπορούν να διαμορφωθούν εθελοντικά είναι οι παράμετροι στρατολόγησης μέσω του επιπέδου συστολής των μυών.

Υπάρχουν δύο κύριοι λόγοι που κάνουν την επεξεργασία σήματος για τον έλεγχο προθέσεων τόσο ενδιαφέρον. Ο πρώτος έχει να κάνει με τον αποδιαμορφωτή απόδοσης σήματος σε αναλογία με τον θόρυβο (SNR) όπου το σήμα και ο ήχος είναι το μέσο εξόδου του αποδιαμορφωτή και η σταθερή απόκλιση, αντίστοιχα. Αντίθετα από τη μηχανική παραγωγή δύναμης στον τένοντα των μυών όπου το SNR είναι μεγάλο (> 10) και αυξάνεται με τον αριθμό ενεργών κινητικών μονάδων, το SNR του αποδιαμορφωτή του μυοηλεκτρικού καναλιού είναι σχετικά χαμηλό (< 10) και δεν αυξάνεται με τον αριθμό κινητικών μονάδων πέρα από 10 περίπου. Ο δεύτερος λόγος είναι η δυσκολία που παρουσιάζεται στους χρήστες προθέσεων της παραγωγής των σωστών σημάτων στην εισαγωγή των καναλιών. Για τα άτομα με αναπηρία αυτό θα είναι χωρίς το όφελος της πλήρους ιδιοδεκτικής ανατροφοδότησης. (Parker et al. 2006)

5.3 Μυοσκελετικές παθήσεις και κακώσεις

Το επιγονατιδομηριαίο σύνδρομο προκύπτει από κακή σύνταξη του μηχανισμού εκτεινόντων του γόνατος. Ο σκοπός της μελέτης αυτής ήταν να περιγράψει και να συγκρίνει τις ηλεκτρομυογραφικές απαντήσεις του έσω και έξω πλατύ ανεβαίνοντας και κατεβαίνοντας σκάλες. Με τη χρήση μιας ηλεκτρομυογραφίας επιφάνειας, έγινε ανάλυση των επιλεγμένων μυών μέσω των ενεργών διαφορικών ηλεκτροδίων. Το ηλεκτρόδιο τοποθετήθηκε στο κινητικό σημείο των μυών, δεδομένου ότι οι προηγούμενες μελέτες έχουν καταδείξει ότι αυτή η τεχνική παρέχει τη μεγαλύτερη αξιοπιστία στην απόκτηση του ηλεκτρομυογραφικού σήματος.

Τα αποτελέσματα παρουσίασαν υψηλότερη αποδοτικότητα του έσω πλατύ στην πραγματοποίηση των έκκεντρων ασκήσεων και αύξησαν τη δραστηριότητα και των δυο μυών στο ανέβασμα σκαλοπατιών μετά από φυσικοθεραπεία. Παρατηρήθηκε μια βελτίωση στη στατική ευθυγράμμιση των μυών των κάτω άκρων και στη λειτουργικότητα του γόνατος μεταξύ των ατόμων με επιγονατιδομηριαίο σύνδρομο μετά την θεραπεία. (Sacco et al. 2006)

Τα κατάγματα του ισχίου είναι μεταξύ των σοβαρότερων συνεπειών των πτώσεων στους ηλικιωμένους. Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να ερευνηθεί εάν οι δυνάμεις και οι ταχύτητες που αναπτύσσονται στο ισχίο επηρεάζουν τη πτώση. Προκειμένου να προσδιοριστούν η εμπειρία που σχετίζεται με τις διαφορές, τα πρόσθετα EMG στοιχεία και των δύο τύπων πτώσης συλλέχθηκαν από άτομα άπειρα και πεπειραμένα στη πτώση. Το EMG αποκάλυψε ότι η εμπειρία σχετίζεται με τις διαφορές στην πτώση, ενδεικτική της λιγότερο έντονης περιστροφής του κορμού στα άτομα που ήταν άπειρα στη πτώση. Αυτό μπορεί να εξηγήσει τη μικρότερη μείωσή της δύναμης σε αυτούς με εμπειρία στη πτώση.

Συνοπτικά, η διαπίστωση ότι μια ουσιαστική μείωση των δυνάμεων αντίκτυπου μπορεί να επιτευχθεί μετά από μια σύντομη άσκηση και μπορεί να αποτρέψει τους τραυματισμούς από πτώση. (Weerdesteyn et al. 2008)

Τα προβλήματα στον αυχένα και οι διαταραχές στα άνω άκρα που σχετίζονται με την εργασία σε ηλεκτρονικό υπολογιστή έχουν αναφερθεί εκτενώς στη λογοτεχνία, οι παράγοντες κινδύνου περιλαμβάνουν συνήθως τη στάση, την ταχύτητα και τη δύναμη της λειτουργίας των πληκτρολογίων. Η παρούσα μελέτη εξέτασε τις αλλαγές στη μέση συχνότητα (MF) των μυών στον αυχένα και τους ώμους σε συμπτωματικούς και ασυμπτωματικούς εργαζομένους γραφείων όταν εκτέθηκαν στους τρεις αυτούς παράγοντες κινδύνου. Η MF τεσσάρων σημαντικών μυών του αυχένα και των ώμων (άνω και κάτω μοίρα του τραπεζοειδή, πρόσθια μοίρα του δελτοειδή και ανελκτήρας της ωμοπλάτης) εξετάστηκαν αμφοτερόπλευρα και συγκρίθηκαν μεταξύ των ομάδων. Οι αλλαγές MF πέρα από το όριο του χρόνου δεν επεξήγησαν κάποιο μηχανισμό κόπωσης των μυών.

Οι διαφορές μεταξύ των ομάδων στη MF προτείνουν ότι υπάρχουν διαφορετικές στρατηγικές στρατολόγησης των μυών μεταξύ των συμπτωματικών και ασυμπτωματικών εργαζομένων σε γραφείο. Αυτά τα αποτελέσματα υπονόησαν ότι τα συμπτωματικά άτομα είχαν αλλάξει τον κινητικό έλεγχο, ο οποίος μπορεί να έχει σημαντικές επιπτώσεις στην κατανόηση της αιτιολογίας των σχετικών με την εργασία μυοσκελετικών διαταραχών. (Grace Pui Yuk Szeto et al. 2005)

Σε μια περίπτωση αδυναμίας μυών σε έναν ασθενή με ακρομεγαλία για την αναθεώρηση των παθοφυσιολογικών χαρακτηριστικών αυτής της διαταραχής έγινε ηλεκτρομυογραφία και βιοψία στους μύες. Οι επηρεασθέντες ασθενείς μπορούν να ωφεληθούν από μια μείωση των επιπέδων της αυξητικής ορμόνης και τη φυσιοθεραπεία με προσαρμοστική άσκηση. (McNab TL, Khandwala HM, 2005)

Ο David J. Sanderson και οι συνεργάτες του το 2006 έκαναν μια μελέτη με σκοπό να εξεταστεί η αλλαγή του μήκους και της ταχύτητας του γαστροκνήμιου και του υποκνημίδιου. Τα άτομα οδηγούσαν ενώ το EMG του γαστροκνήμιου και του υποκνημίδιου καταγράφονταν σε οβελιαίο επίπεδο και βίντεο. Ο γαστροκνήμιος επέδειξε μια σημαντική αύξηση στο ενσωματωμένο EMG με αυξανόμενο ρυθμό, ενώ ο ρυθμός δεν είχε καμία σημαντική επίδραση στο ενσωματωμένο EMG του υποκνημίδιου. Η υψηλότερη σειρά της ταχύτητας μπορεί να οδηγήσει στην ανάγκη για μια σχετικά υψηλότερη διέγερση, όπως υποδεικνύεται από το ενσωματωμένο EMG, δεδομένου ότι ο μυς λειτουργούσε σε ένα διαφορετικό εύρος στη καμπύλη ταχύτητας –δύναμής του. Κατά τη διάρκεια του τμήματος αποκατάστασης του

κύκλου, ο υποκνημίδιος ενεργούσε εκκεντρικά ενώ ο γαστροκνήμιος ενέργησε ομόκεντρα δείχνοντας ότι το σύμπλεγμα του τρικέφαλου γαστροκνήμιου δεν ενεργεί πάντα ταυτόχρονα.

O Barlow et al (2007) εξέτασαν εάν μια απλή μάλαξη των τενόντων που οριοθετούν την ιγνυακή χώρα θα άλλαζε τα επιλεγμένα ηλεκτρομυογραφικά χαρακτηριστικά του δικέφαλου μηριαίου κατά τη διάρκεια μιας υπομέγιστης ισομετρικής συστολής. Πριν και μετά τη παρέμβαση οι συμμετέχοντες καθοδηγήθηκαν να συσπάσουν τους μυς τους τόσο όσο να διατηρήσουν τη κάμψη του γόνατος (5 βαθμοί από την πλήρη έκταση) για 30 δευτερόλεπτα. Ταυτόχρονα με την συστολή, χρησιμοποιήθηκε ηλεκτρομυογραφία επιφάνειας για να καταγράψει την ηλεκτρική δραστηριότητα των δικέφαλων μηριαίων μυών. Για τα άτομα που εξετάστηκαν σε αυτήν την μελέτη, μια απλή μάλαξη δεν είχε κανένα στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα στα επιλεγμένα ηλεκτρομυογραφικά χαρακτηριστικά των δικέφαλων μηριαίων κατά τη διάρκεια των υπομέγιστων ισομετρικών συστολών.

Οι διακυμάνσεις δύναμης στους μυς των κάτω άκρων αυξάνονται μετά από ακινησία στο κρεβάτι, ίσως λόγω της διαμόρφωσης της νευρικής στρατηγικής που είναι συγκεκριμένη για έναν μυ ή κοινή για τους μυς των αγωνιστών. Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να εξεταστεί η διαμόρφωση της μυϊκής δραστηριότητας και των διακυμάνσεων της δύναμης μυών κατά τη διάρκεια των ισομετρικών συστολών με τη μεταβλητή συμμετοχή των πελματιαίων καμπτήρων μυών μετά από ακινησία στο κρεβάτι με το γόνατο λυγισμένο (FLX) και σε θέσεις έκτασης (EXT). Πριν και μετά από 20 ημέρες ακινησίας η δύναμη των καμπτήρων του πέλματος και του γαστροκνήμιου μετρήθηκαν με (EMG) επιφάνειας κατά τη διάρκεια ισομετρικών συστολών. Σε θέση έκτασης η δύναμη του γαστροκνήμιου αυξήθηκε σημαντικά στο EMG μετά από ακινησία. Αυτή η χαμηλής συχνότητας διαμόρφωση της μυϊκής δραστηριότητας στο γαστροκνήμιο συνόδευσε μια αύξηση 29% στη σταθερή απόκλιση της δύναμης.

Στους πελματιαίους καμπτήρες, δεν υπήρξε καμία προσαρμογή EMG ή των διακυμάνσεων της δύναμης. Αυτά τα αποτελέσματα προτείνουν ότι η χαμηλής συχνότητας διαμόρφωση του γαστροκνήμιου διαδραματίζει έναν ρόλο στις αυξανόμενες διακυμάνσεις δύναμης. Τα συμπεράσματα δείχνουν το έργο των μυών στη διαμόρφωση της νευρικής στρατηγικής κατά τη διάρκεια των ισομετρικών συστολών μετά από ακινησία στο κρεβάτι και τονίζουν τη σημασία του σχεδιασμού μια συγκεκριμένης θεραπευτικής αγωγής που στοχεύει σε συγκεκριμένα έργα και μυς όσον αφορά τις διακυμάνσεις δύναμης στα πολυσυστήματα αγωνιστών. (Yoshitake et al. 2007)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^ο

Κλινικές εφαρμογές της EMG επιφάνειας υψηλής πυκνότητας

Η ηλεκτρομυογραφία επιφάνειας υψηλής πυκνότητας (HD- sEMG) είναι μια μη διηθητική τεχνική που χρησιμεύει στη μέτρηση της ηλεκτρικής μυϊκής δραστηριότητας με πολλαπλά ηλεκτρόδια τοποθετημένα κοντά το ένα στο άλλο που καλύπτουν μια συγκεκριμένη περιοχή του δέρματος. Καταγράφει τη χρονική (HD- sEMG) και τη χωρική δραστηριότητα EMG, κατά συνέπεια αυξάνονται οι δυνατότητες να ανιχνευθούν νέα χαρακτηριστικά των μυών. Ξεπροβάλλουν ειδικά οι μετρήσεις της ταχύτητας σύσπασης της μυϊκής ίνας (MFCV) και η αξιολόγηση των χαρακτηριστικών της κινητικής μονάδας (MU). (Gea Drost et al. 2006)

Στα πλαίσια των στερεότυπων μελετών της ταχύτητας των κινητικών νέρων στη κλινική νευροφυσιολογία, η χρήση των ηλεκτροδίων επιφάνειας χρησιμοποιείται ευρέως για να καταγράψει τις σύνθετες δυνατότητες δράσης των μυών. Εκτός από την ηλεκτροδιαγνωστική ιατρική, στην έρευνα αποκατάστασης, τις αθλητικές επιστήμες, την κινησιολογία και την εργονομία (Hogrel, 2005), το sEMG χρησιμοποιείται για να καταγράψει την ενεργοποίηση και την απενεργοποίηση των μυών και για τον υπολογισμό της δύναμης των μυών κατά τη διάρκεια των ενεργητικών συστολών.

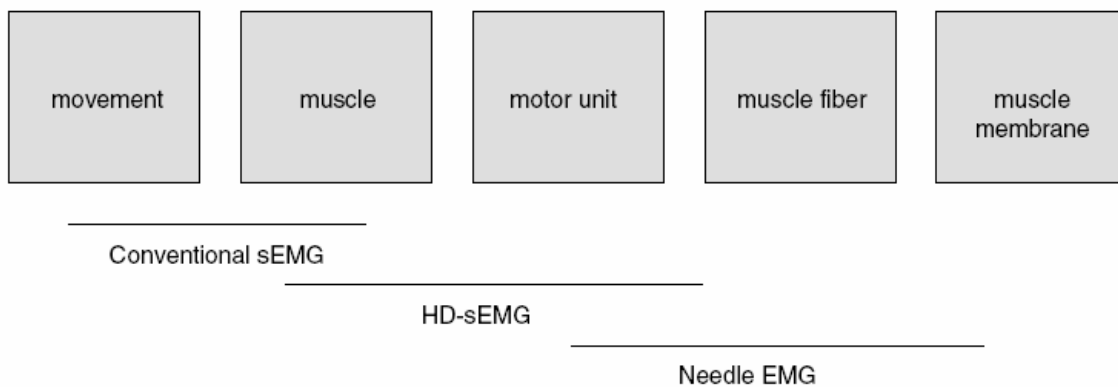
Στη κλινική νευροφυσιολογία χρησιμοποιούνται οι EMG καταγραφές κατά τη διάρκεια της ενεργητικής δραστηριότητας ως διαγνωστικό εργαλείο ειδικά στους ασθενείς με νευρομυϊκές διαταραχές. Τα ενδομυϊκά EMG ηλεκτρόδια –βελόνες χρησιμοποιούνται κυρίως για να αξιολογήσουν τη λειτουργία των κινητικών μονάδων αλλά δεδομένου ότι είναι μια επίπονη διαδικασία, το sEMG αποτελεί μια καλή εναλλακτική λύση, ιδιαίτερα στην εξέταση των παιδιών.

6.1 Κλινική εφαρμογή: το EMG σαν διαγνωστικό εργαλείο

Στην κλινική πρακτική, η EMG αξιολόγηση με βελόνες, σε συνδυασμό με τις μελέτες αγωγής των νέρων, είναι η τυποποιημένη μέθοδος για την αναγνώριση των νευροφυσιολογικών χαρακτηριστικών των νευρομυϊκών ασθενειών. Αν και ιδιαίτερη προσπάθεια έχει γίνει για να προσδιορίσει ποσοτικά την EMG βελόνα, οι περισσότεροι κλινικοί νευροφυσιολόγοι συνεχίζουν να βασίζονται στις διαγνώσεις τους στις υποκειμενικές αξιολογήσεις των (MUAPs) από την οπτική παρακολούθηση των σημάτων της οθόνης και την ακουστική αξιολόγηση των μονάδων αποφόρτισης.

Αντίθετα, το sEMG μετά βίας μπορεί να κριθεί χωρίς κατάλληλα ποσοτικά στοιχεία, ειδικά όταν πρέπει να ερμηνευθούν οι ταυτόχρονες καταγραφές από τα πολλαπλά ηλεκτρόδια, τα οποία αποτελούν το αντικείμενο αυτής της ανασκόπησης. Για να διευκολύνουν την αξιολόγηση τέτοιων μεγάλων όγκων δεδομένων, οι πληροφορίες πρέπει να είναι σύντομες.

Μια άλλη διαφορά μεταξύ των δύο τεχνικών είναι το πεδίο δράσης τους (εικ. 6.1). Η δραστηριότητα παρεμβολής, παραδείγματος χάριν, δεν μπορεί να αξιολογηθεί με sEMG λόγω της απουσίας εισαγωγής βελόνων.



Εικόνα 6.1 Το εύρος των ποικίλων τεχνικών EMG

Επίσης η αυτόματη δραστηριότητα που εμφανίζεται στο ενιαίο επίπεδο ινών, όπως οι ινιδισμοί, οι θετικές ακίδες και η μυοτονία, είναι πάρα πολύ μικρή για να καταγραφεί μέσω της επιφάνειας του δέρματος. Το σημείο όπου, σε γενικές γραμμές, οι δύο τεχνικές συναντιούνται είναι στις πληροφορίες σε επίπεδο κινητικών μονάδων. Οι ενιαίες πληροφορίες των κινητικών μονάδων μπορούν να καταγραφούν εύκολα με την ηλεκτρομυογραφική βελόνα. Επειδή η απόσταση μεταξύ των ενεργών μυϊκών ινών και του ηλεκτροδίου -βελόνα είναι μικρή, και τα επίπεδα δύναμης είναι μέτρια, τα MUAPs μπορεί να καταγραφεί αρκετά επιλεκτικά με τα ηλεκτρόδια βελόνες.

Αντιθέτως, συμβατικές τεχνικές sEMG που περιλαμβάνουν ένα ενιαίο διπολικό σήμα από δύο ηλεκτρόδια που τοποθετούνται σε έναν μυ δεν επιτρέπουν μια μη-διφορούμενη εξαγωγή των ενιαίων πληροφοριών των κινητικών μονάδων, το οποίο εξηγεί γιατί η τεχνική είναι ελάχιστα ή καθόλου χρήσιμη για τους σκοπούς των κλινικών νευροφυσιολόγων.

Δύο έρευνες που αξιολόγησαν την κλινική χρησιμότητα του συμβατικού sEMG ως εργαλείο στη διάγνωση και τη θεραπεία των νευρομυϊκών ασθενειών (Haig et al. 1996;

Pullman et al. 2000) κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το sEMG δεν ήταν κατάλληλο ως εργαλείο στη κλινική διάγνωση.

Το συμβατικό διπολικό sEMG, με ένα διπολικό ζευγάρι ηλεκτροδίων πάνω από κάθε μυ, χρησιμοποιείται κυρίως στις μελέτες κίνησης. Παράγει ταυτόχρονες πληροφορίες της μυϊκής δραστηριότητας σε διαφορετικούς μύς. Με την ανάπτυξη των HD- sEMG, μια τεχνική που χρησιμοποίησε πολλαπλά ηλεκτρόδια σε έναν μυ, ήταν δυνατό επίσης να αφαιρεθούν πληροφορίες στο επίπεδο της ενιαίας κινητικής μονάδας (MU). Με τις πληροφορίες HD- sEMG για τη ταχύτητα σύσπασης των μυϊκών ινών μύων (MFCV) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να συμπληρώσει τις πληροφορίες στο επίπεδο των μυϊκών ινών που λαμβάνεται με τη βελόνα EMG.

6.2 EMG επιφάνειας υψηλής πυκνότητας

Η ανάπτυξη του εξοπλισμού sEMG που καταγράφει την εισαγωγή των πολλαπλών ηλεκτροδίων που τοποθετούνται σε έναν μυ έχει αυξήσει τη δυνατότητα των ενιαίων χαρακτηριστικών της MU (Stegeman et al., 2000b; Blok et al., 2002b; Merletti et al., 2003). Η σύνθετη φύση αυτού του νέου πολυκάναλου sEMG σήματος, αναφέρεται ως `EMG επιφάνειας υψηλής πυκνότητας` ή HD- sEMG (Blok et al., 2002b, 2005; Lapatki et al., 2006; Farina et al., 2002a).

Νέα χωροχρονικά χαρακτηριστικά στο επίπεδο των κινητικών μονάδων έχουν εισαχθεί. (Rau and Disselhorst Klug, 1997; Stegeman et al., 2000b; Zwarts and Stegeman, 2003; Drost et al., 2004a; Kleine et al., 2006). Παρά την τεχνική δυνατότητα να ληφθούν οι ενιαίες πληροφορίες της MU από sEMG, μέχρι σήμερα η HD- sEMG ακόμα δεν έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως ως διαγνωστικό εργαλείο στην κλινική νευροφυσιολογική πρακτική.

6.3 Η κόπωση στις νευρομυϊκές διαταραχές και στα σύνδρομα χρόνιας κόπωσης

Στις μελέτες τους (1990, 1996) ο Linssen και οι συνεργάτες του βρήκαν μια αμείωτη ενεργοποίηση μεμβρανών των μυών κατά τη διάρκεια υψηλού επιπέδου ασκήσεων κόπωσης. Ο Schillings et al. (2004) συνέκριναν ασθενείς με σύνδρομο χρόνιας κόπωσης (CFS) με υγιή άτομα κατά τη διάρκεια της μέγιστης ενεργητικής σύσπασης και ανέφεραν ότι η MFCV μειώθηκε λιγότερο στους ασθενείς και ότι η περιφερική μυϊκή κόπωση στο τέλος της συστολής ήταν λιγότερο έντονη από ότι ήταν στα υγιή άτομα. Μια μειωμένη κεντρική ενεργοποίηση του μυός ήταν πιθανώς υπεύθυνη για το φαινόμενο αυτό.

6.4 Συνδιασμός μελετών των ασθενειών κινητικών νευρώνων, των νευροπαθειών και μυοπαθειών

Ο Kumagai & Yamada (1991), Yamada et al. 1991, ο Ramaekers et al. 1993; Huppertz et al. 1997 μελέτησαν τους ασθενείς με έναν κοίλου τύπου ηλεκτρόδιο επιφάνειας με διάμετρο 5 χιλ. και ενδοηλεκτρική απόσταση 7 χιλ. Στα κανονικά άτομα βρήκαν τις τιμές της MFCV στο πρόσθιο κνημιαίο και στο δικέφαλο βραχιόνιο μυ να είναι υψηλότερες στις μέτριες συστολές από εκείνες κατά τη διάρκεια των ασθενών συστολών. Καμία σημαντική αλλαγή δεν βρέθηκε για την ηλικία ή το φύλο. Επιπλέον, η MFCV αφορούσε σημαντικά το εύρος του MUAPs. Και οι δύο ομάδες ερευνητών κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το σημείο διακοπής της MFCV μεταξύ των υγιών ατόμων και των ασθενών με μυοπάθεια ήταν περίπου 3,0 m/s. Η μέση MFCV μειώθηκε σημαντικά στους ασθενείς με μυϊκή δυστροφία Duchenne (DMD) και σε ασθενείς με μυοπάθεια. Στους ασθενείς με μυοπάθεια η MFCV και στους δύο μυς δεν αυξήθηκε με τη δύναμη των μυών όπως έκανε στα υγιή άτομα.

Σε έναν ασυμπτωματικό ασθενή με DMD, η MFCV μειώθηκε κατά τη διάρκεια των ασθενών και μέτριων ισομετρικών συστολών. Στους νευρολογικούς ασθενείς οι μεσαίες τιμές MFCV ήταν μέσα στην κανονική σειρά. Σε δύο ασθενείς με σύνδρομο Guillain- Barre' (GBS) περιγράφηκαν δυναμικά υψηλού-εύρους που ήταν παρόμοια με εκείνα ενός ασθενή με σπονδυλική μυϊκή ατροφία (SMA) Kumagai & Yamada, 1991).

Ο Ramaekers et al. (1993) μελέτησαν την κλινική εφαρμογή HD-sEMG για την καταγραφή της ενιαίας δραστηριότητας της MU στα παιδιά με DMD και SMA των οποίων τα στοιχεία συγκρίθηκαν με εκείνους από 63 υγιή παιδιά που κυμαίνονται από τη νεογνική περίοδο στην ηλικία των 24 ετών. Κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι στα υγιή νεογνά η MFCV ήταν η χαμηλότερο σε 1 –2 m/s και έφθασε βαθμιαία σε ένα υψίπεδο 2,9 –4 m/s από την ηλικία 4 ετών και μετά. Το MUAPs στους ασθενείς με DMD είχε ένα αμβλυμένο κυματοειδές και ένα ανώμαλο σχέδιο με το σημαντικά χαμηλότερο εύρος MUAPs σε 30 από τους 31 ασθενείς. Σε 10 ασθενείς με SMA το sEMG παρουσίασε ανώμαλα υψηλό εύρος του MUAP και μειωμένη στρατολόγηση της πυροδότησης των MUs. Η MFCV παρέμεινε μέσα στην κανονική σειρά.

Ο Hilfiker & Meyer (1984) ανέφεραν ότι η MFCV δεν θα μπορούσε να καθοριστεί σε μερικούς ασθενείς σε ένα προχωρημένο στάδιο της προοδευτικής μυϊκής δυστροφίας, δεδομένου ότι δεν υπήρξε καμία ευδιάκριτη χρονική μετατόπιση του διπολικού δυναμικού. Για να εξηγήσουν την έλλειψη διάδοσης (των κυμάτων), όρισαν ως προϋπόθεση την αυξανόμενη διαμήκη διάδοση των κινητικών τελικών πλακών, όπως μπορεί να παρατηρηθεί στους μυς που έχει εγκατασταθεί η μυοπάθεια. Στους ασθενείς με DMD, η MFCV θα

μπορούσε να μετρηθεί και μειώθηκε σημαντικά, με μια μέση αξία 2,81 m/s. Με βάση την αξία της MFCV κάθε ασθενής που πάσχει από DMD θα μπορούσε να διαχωριστεί από την ομάδα ελέγχου.

Ο Zwarts & van Weerden (1989) μελέτησαν την προσωρινή πάρεση στα μυοτονικά σύνδρομα. Το EMG καταγράφηκε κατά τη διάρκεια πέντε μέγιστων ενεργητικών συστολών 10-s που ακολουθήθηκαν από 13-s αποθεραπείας. Στους ασθενείς με συγγενή εκφυλιστική μυοτονία βρέθηκε μια πτώση του εύρους EMG κατά τη διάρκεια μιας αρχικής απώλειας δύναμης. Αυτή η προσωρινή πάρεση συνοδεύθηκε από μια δραματική πτώση στη MFCV σύμφωνα με μια μετατόπιση του φάσματος ισχύος στις χαμηλότερες συχνότητες. Κατά τη διάρκεια της πτώσης σε δύναμη, το εύρος και η MFCV ελαττώθηκαν με κάθε διαδοχική συστολή (φαινόμενο προθέρμανσης).

Με τη χρήση ενός πλέγματος 126 HD- sEMG (Drost et al. 2001) έδειξαν ότι η προσωρινή πάρεση εξηγήθηκε από μια εκφυλιστική λειτουργία των μεμβρανών, η οποία προκαλεί τη παρεμπόδιση της συστολής και στη συνέχεια τη πάρεση. Κατά τη διάρκεια της περιόδου πτώσης δύναμης στην παροδική πάρεση, παρατηρήθηκε μια μείωση στο εύρος των MUAPs από τις τελικές πλάκες προς τον τένοντα. Η διαταραχή αυξήθηκε με τον χρόνο, δείχνοντας μια επιδεινώμενη λειτουργία μεμβρανών, και τελείωσε σε μια πλήρη παρεμπόδιση της διάδοσης μέσα σε δευτερόλεπτα. Επιπλέον, αποδείχθηκε ότι η προσωρινή πάρεση ήταν ένα φαινόμενο εξαρτώμενο από τη δύναμη στα χαμηλά επίπεδα δύναμης που δεν παρουσιάστηκε στους ασθενείς με συγγενή εκφυλιστική μυοτονία.

Σε μια πιο πρόσφατη μελέτη (Drost et al. 2004b) εξέτασαν την υπόθεση ότι αν και η λειτουργία της μυϊκής μεμβράνης είναι ήδη διαταραγμένη σε χαμηλά επίπεδα δύναμης, η μη φυσιολογική στρατολόγηση των MU ενεργεί ως αντισταθμιστικός μηχανισμός για να αποκτήσει κανονική σταθερότητα δύναμης. Η δυσμορφία του sEMG περιέλαμβανε τη διαταραγμένη διάδοση των MUAPs πέρα από τη μεμβράνη των μυϊκών ινών και την μη φυσιολογική στρατολόγηση των MU που δείχνουν τους κεντρικούς μηχανισμούς προσαρμογής.

Οι παρατεταμένες περιόδους χαμηλών ευρών sEMG ήταν μερικές φορές παρούσες παρά την κανονική δύναμη, που δείχνει ότι οι μηχανισμοί πέραν της στρατολόγησης των κινητικών μονάδων συμβάλλουν επίσης στη διατήρηση της δύναμης. Κατά τη διάρκεια των περιόδων του χαμηλού sEMG, η πυκνότητα των μυοτονικών αποφορτίσεων, που καταγράφηκε ταυτόχρονα με τη βελόνα EMG, δεν αυξήθηκε. Συνήχθη το συμπέρασμα ότι η μη φυσιολογική στρατολόγηση των MU ως αντισταθμιστικός μηχανισμός εμφανίζεται στην συγγενή εκφυλιστική μυοτονία, αλλά δεν μπορεί να εξηγήσει πλήρως τη σταθερή δύναμη.

Εκτός από την προσωρινή πάρεση και τη σταθερή δύναμη, ο Van Beekvelt et al. (2006) εξέτασαν το φαινόμενο προθέρμανσης (η μείωση της αρχικής προσωρινής αδυναμίας που εμφανίζεται στους ασθενείς με συγγενή εκφυλιστική μυοτονία (RMC) με τις επαναλαμβανόμενες συστολές) με HD- sEMG. Η υποκείμενη υπόθεση της μελέτης τους ήταν ότι το φαινόμενο προθέρμανσης που σχετίζεται με την εξάρτηση της άσκησης από την ενεργοποίηση $Na^+-K^+-ATPase$. Η συστολή προηγήθηκε από μια έγχυση $Na^+-K^+-ATPase$ ανασταλτικών ουαμπαϊνης(μια καρδιακή γλυκοσίδη) στη βραχιόνιο αρτηρία του βραχίονα που εξετάστηκε.

Η προσωρινή πάρεση εμφανίστηκε μετά από την έναρξη της άσκησης, που συνοδεύθηκε από τις ηλεκτροφυσιολογικές αλλαγές που δείχνουν το μπλοκάρισμα της συστολής του σαρκειλήματος (η μεμβράνη που καλύπτει μια γραμμωτή μυϊκή ίνα). Η έγχυση της ουαμπαϊνης δεν είχε επιπτώσεις στην αποκατάσταση από την προσωρινή πάρεση ή τις ηλεκτρομυογραφικές αλλαγές, δείχνοντας ότι το φαινόμενο της προθέρμανσης σε RMC δεν παρεμβάλεται από $Na^+-K^+-ATPase$.

Ο Kleine et al. (2001) συνέκριναν μια 126-καναλη HD- sEMG καταγραφή των δικέφαλων μυών επτά ασθενών με parkinson με εκείνη πέντε υγιών από την ομάδα ελέγχου διερευνώντας εάν η μειωμένη παρεμπόδιση στον κινητικό φλοιό των ασθενών συνοδεύθηκε από παρόμοιες αλλαγές στη διαμόρφωση της πυροδότησης των MU τους από διακρανιακό μαγνητικό ερεθισμό όπως βρέθηκαν στη νόσο της αμυοτροφικής πλάγιας σκλήρυνσης ALS. Εφάρμοσαν μια τεχνική αποσύνθεσης HD- sEMG για να εξαχθεί το σχέδιο πυροδότησης μέχρι πέντε ταυτόχρονα ενεργών MUs. Τα χρονικά ιστόγραμμα της διέγερσης έδειξαν μια πιο μακροχρόνια διάρκεια του προκλημένης ενισχυτικού μετασυναπτικού δυναμικού. Οι ερευνητές απέδωσαν τα αποτελέσματα στις παρατεταμένες διαδοχικές εγκεφαλονωτιαίες μυϊκές συσπάσεις που προέκυψαν από μειωμένη ενδοφλειώδη αναχαίτηση.

Ο Chen και οι συνεργάτες του (1997) επίσης χρησιμοποίησαν HD- sEMG σήματα για να αναλύσουν τις χρονικές αλλαγές και τη χωρική διανομή του κυρίαρχου ποσοστού πυροδότησης των MU. Τοποθέτησαν επτά ηλεκτρόδια στο δικέφαλο μυ και επτά ηλεκτρόδια στο τρικέφαλο μυ από πλευρικό σε διάμεσο, με μια ενδοηλεκτρική απόσταση περίπου 20 χιλ., για να συγκρίνουν πέντε υγιή άτομα, πέντε ασθενείς με parkinson και πέντε ασθενείς με εγκεφαλοαγγειακά περιστατικά (CVA). Για να υπολογίσουν το κυρίαρχο ποσοστό πυροδότησης χρησιμοποίησαν την αυτοανάδρομη ανάλυση φάσματος του sEMG επειδή η ανάλυση φάσματος του EMG αναμενόταν να επιτρέψει την εξέταση των χαρακτηριστικών που διαφοροποιούνται χρονικά των ποσοστών πυροδότησης και της επιστράτευσης των MUs από τα σήματα sEMG. Οι ερευνητές βρήκαν ανωμαλίες των μέσων ποσοστών πυροδότησης

των MU και των χωρικών σχεδίων και στις δύο ομάδες των ασθενών και προτείνουν ότι μέσω αυτής της νέας αντιπροσώπευσης HD- sEMG τα χωροχρονικά σχέδια πυροδότησης ήταν κλινικής χρήσης στην ηλεκτροφυσιολογική ανίχνευση και το χαρακτηρισμό των διαταραχών του κινητικού ελέγχου.

Μερικές μελέτες επιπρόσθετα παρουσίασαν τις εκτιμήσεις του μεγέθους των MU (Roeleveld et al., 1997; Drost et al., 2004a; Wood et al., 2001) με τα καλά αποτελέσματα, που καταδεικνύουν ότι η εξαγωγή ενιαίου MUAPs από τα στοιχεία HD- sEMG για να υπολογίσει το μέγεθος των MU διευκολύνει τη διαφοροποίηση μεταξύ νευρογενετικών MUAPs και MUAPs των υγιών ατόμων. Πρέπει να διαπιστωθεί ότι η τεχνική είναι ακόμα πολύ χρονοβόρα.

Η αποσύνθεση HD- sEMG επισημαίνει όχι μόνο τις πληροφορίες που παρήχθησαν για τις ίδιες τις κινητικές μονάδες, αλλά και για το πώς οι MUs ελέγχονται από το κεντρικό νευρικό σύστημα (ΚΝΣ) στην παραγωγή της δύναμης (De Luca et al., 2006). Στους ασθενείς με parkinson, ALS, CVA και άλλες διαταραχές, οι μελέτες των πυροδοτήσεων των MU παρέχουν μια μη επεμβατική πρόσβαση στις κεντρικές διαδικασίες και την παθοφυσιολογία τους. Η αποσύνθεση των σημάτων HD- sEMG και ο προσδιορισμός ενιαίων MUs είναι χρήσιμες όχι μόνο για την περαιτέρω κατανόησή της παθοφυσιολογίας αυτών των ασθενειών, αλλά και για την κατανόησή του αρχικού EMG σήματος. Λόγω της σταθερότητας καταγραφής HD- sEMG, οι πληροφορίες των MU που μπορούν να προέλθουν μόνο από τη μακροχρόνια σύνοδο καταγραφής με πολλές χιλιάδες απαλλαγές της ίδιας της MU θα μελετηθούν (Kleine et al., 2006), όπως ανέφερε η Gea Drost και οι συνεργάτες της το 2006.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7^ο

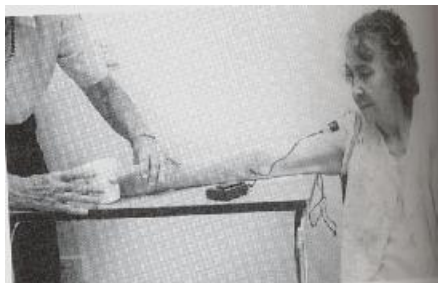
Ηλεκτρομυογραφία - θεραπεία και αποκατάσταση

7.1 Αποκατάσταση με χρήση ΗΜΓ επανατροφοδότησης

Η ΗΜΓ επανατροφοδότηση έχει βρεθεί ότι βοηθάει τους ασθενείς με ΑΕΕ να ανακτήσουν εν μέρει την ενεργητική λειτουργικότητα του άνω άκρου τους (Wolf et al 1979, 1994). Ακόμα και σε προφανώς παράλυτους μυς μπορεί να υπάρχει, έστω και μικρό, δυναμικό για εκούσια μυϊκή λειτουργία (Baliot, 1986). Η ΗΜΓ επανατροφοδότηση παρέχει στον ασθενή και στον θεραπευτή πληροφορίες για την ικανότητα ενεργοποίησης των μυών.

Υπό την καθοδήγηση του θεραπευτή κατά την εκπαίδευση που επικεντρώνεται σε μια δραστηριότητα, και με την παρακολούθηση της ΗΜΓ επανατροφοδότησης σε μια οθόνη, ο ασθενής μαθαίνει να ενεργοποιεί και να απενεργοποιεί έναν μυ κατά βούληση. Αρχικά ο ασθενής μπορεί να χρειαστεί να εξασκηθεί στην ενεργοποίηση ενός συγκεκριμένου (προφανώς παράλυτου) μυός, μαθαίνοντας να βελτιώνει τη γραφική καταγραφή στην οθόνη μέσω της αύξησης των μυϊκών συστολών. Μια πρόσφατη διερεύνηση με τη χρήση εξειδικευμένης άσκησης για τον τρικέφαλο βραχιόνιο (Wolf et al, 1994) έδειξε ότι στην ομάδα που δέχτηκε ΗΜΓ επανατροφοδότηση, η μέση ΗΜΓ δραστηριότητα στο τρικέφαλο αυξήθηκε σημαντικά. Η ΗΜΓ δραστηριότητα αυξήθηκε επίσης στην ομάδα με άσκηση και χωρίς επανατροφοδότηση. Η μεταβολή αυτή δεν ήταν όμως σημαντική.

Το πλεονέκτημα της χρήσης αυτού του είδους επανατροφοδότησης είναι ότι μπορούμε να ενθαρρύνουμε τον ασθενή να τη χρησιμοποιεί κατά τη διάρκεια της ημέρας ως μέρος της εξάσκησης συγκεκριμένων δραστηριοτήτων. Είναι πιθανόν ότι αυτό το βοήθημα εκπαίδευσης θα επιτρέπει την εξάσκηση για περισσότερες ώρες από ότι θα ήταν δυνατό υπό την επίβλεψη ενός φυσικοθεραπευτή. (εικόνα 7.1)



Εικόνα 7.1 ΗΜΓ επανατροφοδότηση μέσω παρακολούθησης της δραστηριότητας (τροποποιημένο από Carr & Shepherd, 2004)

Η ΗΜΓ επανατροφοδότηση έχει χρησιμοποιηθεί για να βοηθήσει άτομα να ενεργοποιήσουν αδύνατους ή παράλυτους μυς, ή να ελαττώσουν την ανεπιθύμητη μυϊκή δραστηριοποίηση. Υπάρχουν λίγα στοιχεία για την μεταφορά των αποτελεσμάτων στη βελτίωση των λειτουργικών επιδόσεων. Σε κάποιες περιπτώσεις όμως η επανατροφοδότηση σχετικά με τη μυϊκή δραστηριότητα είναι εκτός περιεχομένου, δηλαδή είναι άσχετη με τη δραστηριότητα της βάδισης, παρά τα στοιχεία για την ανωτερότητα της εκμάθησης της κίνησης εντός των πλαισίων της συγκεκριμένης δραστηριότητας.

Σε μια προσπάθεια υπερνίκησης μερικών τέτοιων μειονεκτημάτων έχει αναπτυχθεί ένα σύστημα επανατροφοδότησης μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή από τους Colborne et al (1993). Χρησιμοποιήθηκε σε μια μελέτη σχεδιασμένη να συγκρίνει την αποτελεσματικότητα

1. της ΗΜΓ επανατροφοδότησης από τον υποκνημίδιο.
2. της επανατροφοδότησης μέσω ηλεκτρονικής γωνιομέτρησης της ποδοκνημικής άρθρωσης στο οβελιαίο επίπεδο του προσβεβλημένου σκέλους κατά την εξάσκηση της βάδισης και
3. της συμβατικής φυσικοθεραπείας.

Τα άτομα δέχτηκαν όλες της παρεμβάσεις διαδοχικά σε τρεις περιόδους. Η συμβατική φυσικοθεραπεία ήταν πρώτη ή τελευταία σε όλες τις περιπτώσεις. Η αγωγή με επανατροφοδότηση, μέσω ΗΜΓ ή ηλεκτρονικής γωνιομέτρησης, κατέληξε σε σημαντική αύξηση του μήκους διασκελισμού και της ταχύτητας βάδισης. Συνολικά η αγωγή με συμβατική φυσικοθεραπεία δεν είχε σημαντικά αποτελέσματα, αν και η μεταβολή της λειτουργικότητας ήταν παρόμοια με των δύο άλλων παρεμβάσεων. Παρατηρήθηκε αύξηση της κάμψης του γονάτου κατά την αιώρηση και την επαφή του άκρου πόδα με το έδαφος, όπως και στο εύρος τροχιάς της κίνησης της ποδοκνημικής.

Είναι πιθανό ότι η αποτυχία επιβεβαίωσης της αποδοτικότητας, όπως αυτή εκφράζεται ως μακροπρόθεσμη μεταφορά του αποτελέσματος, μπορεί να οφείλεται στην ακατάλληλη εφαρμογή επανατροφοδότησης (δηλαδή δεν απευθύνεται στο κατάλληλο στόχο), ή στην αδυναμία ενσωμάτωσης της χρήσης της συσκευής επανατροφοδότησης στην εξάσκηση ρεαλιστικών δραστηριοτήτων (δηλαδή έλλειψη εξειδίκευσης). Είναι επίσης πιθανόν ότι η χρήση επανατροφοδότησης ταυτόχρονα με την εξάσκηση δημιουργεί προβλήματα, επειδή το άτομο μαθαίνει να βασίζεται επάνω της μόλις όμως σταματήσει η επανατροφοδότηση, το άτομο πρέπει να βασιστεί σε άλλους μηχανισμούς επανατροφοδότησης. Η ταυτόχρονη επανατροφοδότηση φαίνεται να έχει μια θετική επίδραση κατά την εκτέλεση της κίνησης, αλλά δεν βοηθά στην εκμάθηση.

Σε πολλές μελέτες έχει δοθεί έμφαση στη χρήση ηλεκτρομυογραφικής επανατροφοδότησης για τη βελτίωση της συστολής ενός ή πολλών μυών. Αν και ο στόχος

μπορεί να είναι τελικά η βελτίωση μιας δραστηριότητας, όπως είναι η βάδιση, η επανατροφοδότηση μπορεί να μην παρέχεται κατά την διάρκεια της βάδισης, αλλά με τέτοιο τρόπο, ώστε οι ασθενείς να επικεντρώνονται σε ένα συγκεκριμένο μυ, παρά στη συνολική δραστηριότητα.

Η ενισχυμένη επανατροφοδότηση θα είναι μέγιστα αποτελεσματική όταν συνδυαστεί με την εκπαίδευση συγκεκριμένων δραστηριοτήτων και με την σταδιακή απόσυρσή της, έτσι ώστε το άτομο να μαθαίνει να εκτελεί τη δραστηριότητα χρησιμοποιώντας φυσικούς μηχανισμούς επανατροφοδότησης και με την επίγνωση ότι μπορεί να ωφεληθεί σημαντικά από την βελτιωμένη εκτέλεση της δραστηριότητας κατά την εκπαίδευση με επανατροφοδότηση. (Carr & Shepherd, 2004)

Για να ερευνήσουν τα αποτελέσματα της κίνησης με EMG ανατροφοδότηση ερεθισμού με απεικόνιση (που εστιάζεται στους παρετικούς ραχιαίους καμπήρες του καρπού) στη λειτουργία του βραχίονα – άκρας χείρας των ασθενών με έμφραγμα του μυοκαρδίου. Μια ομάδα αναφοράς έλαβε το συμβατικό ηλεκτρικό ερεθισμό, ενώ η πειραματική ομάδα έλαβε την λειτουργική αποκατάσταση στο βραχίονα και την άκρα χείρα βασισμένη σε EMG- ανατροφοδότηση ερεθισμού που συνδυάζεται με απεικόνιση της κίνησης.

Η EMG ανατροφοδότηση ερεθισμού δεν οδήγησε σε βελτίωση της λειτουργίας του βραχίονα- άκρας χείρας που να σχετίζεται με το συμβατικό ηλεκτρικό ερεθισμό. Εντούτοις, σε αντίθεση με πολλές κλινικές εκθέσεις, μια σημαντική βελτίωση παρατηρήθηκε και στις δύο ομάδες εννέα μήνες μετά από την θεραπεία. (Hemmen B & Seelen HA, 2007)

7.2 Αποκατάσταση σε δυσλειτουργίες του άνω άκρου

Η δυσλειτουργία που σχετίζεται με τον ώμο (SD) είναι ένα σύννηθες πρόβλημα υγείας. Χαρακτηρίζεται από περιορισμό στις καθημερινές δραστηριότητες λόγω του πόνου και περιορισμό του εύρους κίνησης του ώμου (ROM). Επηρεάζει την ικανότητα των ατόμων να λειτουργήσουν ανεξάρτητα και ελαττώνει έτσι την ποιότητα ζωής τους. Η λειτουργική αξιολόγηση του ατόμου είναι σημαντική για το σχεδιασμό και την αποτελεσματικότητα των προγραμμάτων θεραπείας. Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να εξεταστεί η αξιοπιστία της ηλεκτρομυογραφίας επιφάνειας (sEMG) για να αναλύσει τις τρισδιάστατες σύνθετες κινήσεις του ώμου κατά τη διάρκεια εκτέλεσης λειτουργικών έργων και να συγκρίνει τα πατέντα κινήσεων μεταξύ των ατόμων με και χωρίς δυσλειτουργίες του ώμου (SDs).

Τα άτομα κλήθηκαν να εκτελέσουν τέσσερις λειτουργικές ασκήσεις. Για κάθε έργο, η αρχική θέση των ατόμων ήταν με τα άκρα τους να ξεκουράζονται στο πλάι τους, ενώ η

τελική θέση ήταν η ολοκλήρωση κάθε εργασίας. Ένα από τα 25 άτομα με δυσλειτουργία στον ώμο δεν ολοκλήρωσε τη διαδικασία μελέτης λόγω του πόνου και την ταλαιπωρία που βίωσε κατά τη διάρκεια των ασκήσεων. Τρεις από αυτούς παραπονέθηκαν για τον πόνο και την ταλαιπωρία κατά την εκτέλεση των μέγιστων ισομετρικών συστολών.

Κατά συνέπεια, η αξιοπιστία της τρισδιάστατης σύνθετης κινηματικής των ώμων και της EMG επιφάνειας κατά τη διάρκεια των λειτουργικών δραστηριοτήτων πρέπει να ερευνηθεί περαιτέρω. Η ανώμαλη ωμοπλαταιαία κίνηση κατά τη διάρκεια της ανύψωσης του βραχιόνιου έχει συνδεθεί με τη δυσαναλογία στην παραγωγή δύναμης της άνω και κάτω μοίρας του τραπεζοειδή καθώς επίσης και του πρόσθιου οδοντωτού.

Οι Ludewig & Cook (2000) έδειξαν ότι η μειωμένη μυϊκή δραστηριότητα του πρόσθιου οδοντωτού αφορούσε μειωμένη οπίσθια κλίση της ωμοπλάτης για να ανυψώσει το πρόσθιο τμήμα του ακρωμίου στα άτομα με συμπτώματα πρόσκρουσης του ώμου.

Παρόμοια συμπεράσματα βρέθηκαν, στην έρευνά του Jiu-jenq Lin et al (2005), κατά τη διάρκεια των δοκιμασμένων λειτουργικών δραστηριοτήτων. Η μείωση στην ενεργοποίηση του πρόσθιου οδοντωτού και ο μικρότερος βαθμός της οπίσθιας κλίσης της ωμοπλάτης παρατηρήθηκαν κατά τη διάρκεια δύο λειτουργικών δραστηριοτήτων (που χρησιμοποιούν το βραχίονα για την τοποθέτηση ενός αντικειμένου σε ένα ύψος ακριβώς πάνω από το κεφάλι και να γλιστρούν ένα κουτί κατά μήκος ενός τραπεζιού) στα άτομα με SDs σε σύγκριση με τα άτομα χωρίς SDs.

Κατά συνέπεια, η μειωμένη μυϊκή δραστηριότητα του πρόσθιου οδοντωτού και η αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα της άνω μοίρας του τραπεζοειδή κατά τη διάρκεια λειτουργικών δραστηριοτήτων πρέπει και οι δυο να εξετάζονται καθώς καθορίζουν τα προγράμματα αποκατάστασης για τα άτομα με SDs. Η πρόσθια μοίρα του δελτοειδή θεωρείται ότι διαδραματίζει έναν σημαντικό ρόλο ως 'βραχιόνιος ανελκτήρας'. Από την έρευνα αυτή, επίσης θεωρήθηκε ότι η μυϊκή δραστηριότητα της πρόσθιας μοίρας του δελτοειδή αυξήθηκε στα άτομα με SDs για την ανύψωση των βραχιονίων οστών για να αντισταθμίσει τον περιορισμό του εύρους κίνησης του ώμου όταν χρησιμοποίησαν το βραχίονα για να τοποθετήσουν ένα αντικείμενο πάνω από το κεφάλι τους και να πάρουν μια αλατιέρα.

Ο Jay Smith et al, (2007) διεξήγαγαν έρευνα με σκοπό να ορίσουν ποσοτικά την ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των μυών της ωμικής ζώνης κατά τη διάρκεια μονόπλευρων ασκήσεων κινητικών αλυσίδων που εκτελούνται σε άτομα με ακινητοποιημένο ώμο. Ηλεκτρόδια- βελόνες (για υπερακάνθιο, υπακάνθιο και το άνω τμήμα του υποπλάτιου) και ηλεκτρόδια επιφάνειας (για δελτοειδή, τραπεζοειδή, δικέφαλο και πρόσθιο οδοντωτό)

κατέγραψαν την ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα από κάθε μυ κατά τη διάρκεια μιας ήρεμης στάσης και εκτελώντας εναλλαγές σώματος (στρίβοντας στην αντίθετη πλευρά σε υψηλά, μέσα, και χαμηλά επίπεδα), σε ακίνητη θέση προσπαθώντας να ακουμπήσει μονόπλευρα το πάτωμα και σε προσπάθεια προσέγγισης πάνω από το κεφάλι. Όλες οι κινήσεις άρχισαν με την ωμοπλάτη ακινητοποιημένη και εξετάστηκαν με και χωρίς συνδυασμένη ενέργεια. Με βάση τα ηλεκτρομυογραφικά στοιχεία, οι επιλεγμένες κινητικές αλυσίδες ασκήσεων θα μπορούσαν να εφαρμοστούν κατά τη διάρκεια της περιόδου ακινητοποίησης του ώμου.

7.3 Αποκατάσταση - κάτω άκρο

Τα ηλεκτρομυογραφικά στοιχεία δεν παρέχουν ένα άμεσο μέτρο της παραγωγής μυϊκής δύναμης μάλλον παρέχουν μια εικόνα του νευροελέγχου που υπογραμμίζεται κάτω από την αποπειραθείσα κίνηση. Οι δυναμικές στρατηγικές σταθεροποίησης των γονάτων των ανθρώπων που αντισταθμίζουν επιτυχώς την απουσία ενός πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ACL) είναι διαφορετικές από εκείνους που δεν αντισταθμίζουν καλά τον τραυματισμό. Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να καθορίσει πώς η διαταραχή της άσκησης αλλάζει την συνσύσπαση των μυών και τη κινηματική των γονάτων. Η ανάλυση κινήσεων και τα ηλεκτρομυογραφικά στοιχεία συλλέχθηκαν καθώς τα άτομα περπατούσαν κατά μήκος μιας σταθερής ή κινούμενης πλατφόρμας πριν και μετά την διαταραχή της άσκησης.

Τα συμπεράσματα από αυτήν την μελέτη παρέχουν τα στοιχεία για έναν μηχανισμό από τον οποίο η διαταραχή της άσκησης ενεργεί ως αποτελεσματική επέμβαση για την προώθηση της συντονισμένης μυϊκής δραστηριότητας σε άτομα με ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. (Chmielewski et al 2005)

Οι Victoria, Clark, Adrian, Burden, 2005 ερεύνησαν τα αποτελέσματα της άσκησης με ταλαντωτική κίνηση στην αρχή της μυϊκής δραστηριότητας και την αντίληψη της σταθερότητας σε άτομα με έναν λειτουργικά ασταθή αστράγαλο. Χρησιμοποιώντας την ηλεκτρομυογραφία επιφάνειας ο χρόνος έναρξης του πρόσθιου κνημιαίου και του μακρού περνιαίου καταγράφηκε σε απάντηση μιας ξαφνικής αντιστροφής. Μετά την άσκηση, η ομάδα άσκησης παρουσίασε σημαντική μείωση στην έναρξη της λανθάνουσας κατάστασης των μυών και μια σημαντική βελτίωση στην αντίληψη για τη λειτουργική τους σταθερότητα.

Τα συμπεράσματα δείχνουν ότι, ακόμα και μετά από μια μικρή χρονική περίοδο, η άσκηση με ταλαντωτική κίνηση μειώνει την πιθανότητα διαστρέμματος στα άτομα με τους λειτουργικά ασταθείς αστραγάλους.

Ο σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να αξιολογήσει την επίδραση του taping στην επιγονατίδα σε φυσιολογικά άτομα. Προηγούμενες μελέτες είχαν δημοσιεύσει θετικά αποτελέσματα του taping στην επιγονατίδα στους ασθενείς με σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου, αλλά ο τρόπος δράσης παραμένει ασαφής. Έχει υποτεθεί ότι το taping επιφέρει λεπτές αλλαγές στο εσωτερικό φυσιολογικό περιβάλλον της άρθρωσης. Θα περιμέναμε στις κανονικές αρθρώσεις το taping να επιφέρει μια μετρήσιμη αλλαγή στη λειτουργία, δεδομένου ότι η άρθρωση δεν λειτουργεί πλέον σε ένα βέλτιστο φυσιολογικό περιβάλλον.

Κατά τη διάρκεια της καθόδου με και χωρίς περίδεση στην επιγονατίδα αξιολογήθηκαν η EMG δραστηριότητα του έσω και έξω πλατύ και η κινηματική των γονάτων. Η επίδραση του taping ήταν να μειωθεί σημαντικά η EMG δραστηριότητα του έσω και έξω πλατύ. Το taping επίσης μείωσε τη φάση μέγιστης κάμψης του γόνατος και τη γωνιακή ταχύτητα της φάσης της μέγιστης κάμψης του γόνατος. Στα ασυμπτωματικά άτομα το taping δημιούργησε μια κατάσταση στην οποία η συμπεριφορά τους άλλαζε και γινόταν παρόμοια με αυτήν του παθολογικού πληθυσμού με σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου. Θα φαινόταν ότι το taping ανάγκασε την άρθρωση να λειτουργήσει υπο-βέλτιστα ενισχύοντας την υπόθεση ότι το taping θα μπορούσε να αλλάξει τη λειτουργία της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης. (Lee Herrington et al 2005)

7.4 Θεραπεία με έγχυση αλλαντικής τοξίνης

Το ηλεκτρομυογράφημα, όπως είναι γνωστό, βοηθάει στη διάγνωση ασθενειών του περιφερικού νευρικού συστήματος και των μυών. Με την ηλεκτρομυογραφική βελόνα εντοπίζουμε μύες και εξετάζουμε την ηλεκτρική δραστηριότητά τους.

Μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε το ηλεκτρομυογράφημα και θεραπευτικά, καθοδηγώντας με ακρίβεια την έγχυση αλλαντικής τοξίνης σε συγκεκριμένους υπερδραστήριους μύες, μύες που αλλιώς θα ήταν αδύνατο να τους εντοπίσουμε. Η αλλαντική τοξίνη είναι το BOTOX. Εγχύουμε το φάρμακο σε υπερδραστήριους μύες προκαλώντας χαλάρωση για τρεις έως πέντε μήνες. Χρησιμοποιείται από τη δεκαετία του '70 πειραματικά και από τη δεκαετία του '80 στην κλινική πράξη. Είναι αποτελεσματικό και ασφαλές.

Δρα στη νευρομυϊκή σύναψη, εκεί όπου τα κινητικά νεύρα συναντούν τους μύες. Η τοξίνη εμποδίζει την έκλυση ακετυλοχολίνης, η οποία είναι απαραίτητη για τη μετάδοση της εντολής για κίνηση, αλλά και για την επιβίωση των μετασυναπτικών υποδοχέων στις μυϊκές ίνες.

Η δράση της αρχίζει λίγες ημέρες μετά την έγχυση και φθάνει στο μέγιστο σημείο της μετά από τρεις εβδομάδες. Προκαλείται εκφύλιση μετασυναπτικών υποδοχέων. Οι υποδοχείς αναγεννώνται όμως μετά από λίγους μήνες και έτσι περιορίζεται χρονικά η δράση του φαρμάκου. Οι παρενέργειές του σε προσεκτική εφαρμογή είναι ελάχιστες. Όταν η δόση είναι υπερβολική για έναν μυ που είναι απαραίτητος, εμφανίζεται μια παροδική αδυναμία π.χ.. Είναι αποτελεσματική σχεδόν σε όλες τις καταστάσεις με υπερδραστήριους μύες στην κεφαλή, στον τράχηλο, ή σε ένα άκρο. Η τοξίνη έχει κλινική εφαρμογή στις εστιακές δυστονίες (σπασμωδικό ραιβόκρανο, βλεφαρόσπασμος, στοματογοναθική δυστονία), τον ημίσπασμο προσώπου και την εντοπισμένη σπαστικότητα.

Εστιακές δυστονίες

Μύες σε ένα μέρος της κεφαλής ή του σώματος συσπώνται ακούσια, οδηγώντας σε αφύσικες και άβολες θέσεις. Η σύσπαση είναι συνήθως αργή και μπορεί να φαίνεται μόνιμη. Μερικές φορές εμφανίζεται ένας μάλλον άρρυθμος τρόμος.

Οι εστιακές δυστονίες οφείλονται σε λανθασμένη ρύθμιση των κινήσεων από τον εγκέφαλο. Εμφανίζονται συνήθως στην ενήλικη ζωή και είναι κληρονομικές. Μερικές φορές είναι δευτεροπαθείς και αποκαλύπτεται νεοπλασία, ισχαιμία, τραύμα ή τοξικότητα.

Σπασμωδικό ραιβόκρανο

Η πιο συχνή εστιακή δυστονία. Μύες του αυχένα που επηρεάζονται (στερνοκλειδομαστοειδής, σπληνοειδής κεφαλικός, ανελκτήρας της ωμοπλάτης, σκαληνοί, παρασπονδυλικοί, τραπεζοειδής) συσπώνται ακούσια, φέρνοντας την κεφαλή σε αφύσικες θέσεις και συχνά προκαλώντας πόνο. Για τη θεραπεία με αλλαντική τοξίνη επιλέγονται κλινικά και ηλεκτρομυογραφικά οι μύες που είναι υπερδραστήριοι στον ασθενή (δεν είναι σε όλους τους ασθενείς οι ίδιοι μύες). Ο πόνος και η ανεπιθύμητη στροφή ή κλίση της κεφαλής ελαττώνονται ή εξαφανίζονται.

Βλεφαρόσπασμος

Πρόκειται επίσης για εστιακή δυστονία. Οι σφικτήρες των βλεφάρων συσπώνται απρόβλεπτα και τα μάτια κλείνουν για πολλά δευτερόλεπτα. Σε μια πιο σπάνια μορφή τα βλέφαρα δεν φαίνεται να συσπώνται, όμως σε τμήματα του σφικτήρα των βλεφάρων ανιχνεύεται δυστονική ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα.

Ημίσπασμος προσώπου

Δεν πρόκειται για δυστονία. Είναι σπασμός των μυών μιας πλευράς του προσώπου. Οφείλεται σε υπερδιέγερση του προσωπικού νεύρου, είτε λόγω πιεστικής βλάβης (συνήθως μιας αγγειακής αγκύλης), είτε λόγω παλαιάς πάρεσης του νεύρου.

Σπαστικότητα, εντοπισμένη

Η σπαστικότητα είναι υπερδραστηριότητα μυών που εμφανίζεται μετά από βλάβη του άνω κινητικού νευρώνα π.χ. σε αγγειακά εγκεφαλικά επεισόδια και πολλαπλή σκλήρυνση. Όταν συγκεκριμένοι μύες σε μια περιοχή προκαλούν λειτουργική δυσκολία, π.χ. υπερβολική έσω στροφή του άκρου ποδός από υπερδραστηριότητα του οπισθίου κνημιαίου ή δυσχέρεια στην έκταση της κνήμης από υπερδραστηριότητα των ισχιοκνημιαίων, η επεμβατική ηλεκτρομυογραφία με έγχυση Botox είναι η θεραπεία εκλογής.

Άλλες ενδείξεις

Υπάρχουν και άλλες ενδείξεις για θεραπεία με Botox με ηλεκτρομυογραφική καθοδήγηση όπως ο σπασμός γραφέως και η σπασμωδική δυσφωνία. (Brans JW και συνεργάτες 1998)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8^ο

Οι εφαρμογές της ΗΜΓ στο γεννητικό και κατώτερο πεπτικό σύστημα

Η ανάλυση και η μελέτη των περιοχών της πυέλου είναι πολύ σημαντική στη προσπάθεια αποκατάστασης βλαβών στη περιοχή όταν αυτές συμβαίνουν από νευρολογικές παθήσεις ή τραυματισμούς. Η λειτουργία του νευρικού συστήματος της περιοχής είναι ιδιαίτερα πολύπλοκη και ευαίσθητη, ενώ η ηλεκτρομυογραφία έχει αποδειχθεί ως ένα από τα καλύτερα εργαλεία για τη μελέτη της, αυτό όμως προϋποθέτει περίπλοκα πρωτοκόλλα καταγραφής μερικά παραδείγματα από τα οποία παρουσιάζονται παρακάτω.

8.1 Η συμβολή της ΗΜΓ στις σεξουαλικές διαταραχές λόγω πόνου

Γυναίκες με πόνο στο αιδοίο, δυσπαρευνία (δυσχερής ή επώδυνη συνουσία της γυναίκας), ή κολεοσπασμό (επώδυνος σπασμός του κόλπου λόγω ακούσιας μυϊκής συσπάσεως) δυσκολεύονται να λειτουργήσουν σεξουαλικά, φαινόμενο που συχνά παρουσιάζεται με μυοσκελετικά και νευρολογικά ευρήματα.

Αν και η ηλεκτρομυογραφική επανατροφοδότηση επιφάνειας (sEMG) στη πυέλο έχει μελετηθεί, ο συνυπολογισμός της φυσιοθεραπείας στην προσέγγιση ομάδων θεραπείας των γυναικών με σεξουαλικές διαταραχές λόγω πόνου είναι μια σχετικά πρόσφατη πρόοδος, και ο ακριβής ρόλος του δεν γίνεται ευρέως κατανοητός από τους γιατρούς. Το παρακάτω άρθρο εξετάζει τον ενθαρρυντικό ρόλο του φυσιοθεραπευτή στην υπέρθεση των συνθηκών του κολεοσπασμού και της δυσπαρευνίας.

Στην θεραπεία του πρόδρομου συνδρόμου των έξω γεννητικών οργάνων (VVS), που είναι μια από τις κύριες αιτίες της δυσπαρευνίας στις γυναίκες πριν από την εμμηνόπαυση ο Graziottin (2004) αναφέρεται στη φυσιοθεραπεία και προτείνει "δύο μεθόδους που αποτελούνται από τη γενική χαλάρωση και τις στατικές αλλαγές και μεθόδους με EMG BFB επιφάνειας με την εισαγωγή ενός μικρού ενιαίου αισθητήρα στον κόλπο.

Η πυελική βιοανάδραση με ηλεκτρομυογραφία επιφάνειας (sEMG) είναι μόνο ένα από τα πολλά διαθέσιμα εργαλεία που χρησιμοποιούνται συνήθως από τους φυσιοθεραπευτές στην θεραπεία των επώδυνων συνδρόμων της πυέλου και έχει επίσης έναν ρόλο στην αξιολόγηση και την θεραπεία του κολεοσπασμού (Reissing et al 2004, van der Velde & Everaerd, 2001). Διάφορες μελέτες έχουν αποδείξει την αποτελεσματικότητα τουλάχιστον 50% στη μείωση του πόνου VVS με την πυελική βιοανάδραση επιφάνειας (Glazer et al., 1995; McKay et al., 2001).

Αν και η επανατροφοδότηση της πυέλου είναι ένα χρήσιμο εργαλείο για τους φυσιοθεραπευτές στην θεραπεία των διάφορων πυελικών δυσλειτουργιών, δεν συγκρίνεται όσον αφορά την αποτελεσματικότητα της με τη φυσιοθεραπεία που περιλαμβάνει την εφαρμογή των διάφορων χειρωνακτικών ασκήσεων, και των συμπεριφοριστικών τεχνικών.

Η αξιολόγηση που κάνει ο φυσιοθεραπευτής στα γεννητικά όργανα διαφέρει από μια γυναικολογική εξέταση. Και η εξωτερική και η εσωτερική εστίαση εξετάζει την κινητικότητα και την ακεραιότητα των τμημάτων του μυϊκού και του συνδετικού ιστού.

Η εξέταση των έξω γεννητικών οργάνων και της πυέλου αποτελείται από τα εξής: (α) παρατήρηση του αιδοίου, του περίνεου και του πρωκτού για να σημειώσει τα σημεία της ερυθρότητας, τις ουλές των ιστών, ή το οίδημα (β) ψηλάφηση για να σημειώσει τυχόν ευαισθησία στην περιοχή (γ) εσωτερική εξέταση για να αξιολογήσει τη τάση των μυών της πυέλου, τη συμπίεση, το τόνο, το εύρος τροχιάς και τη παρουσία υμενώδη ιστού (δ) αξιολόγηση των εσωτερικών σημείων πυροδότησης (trigger points) των μυών (ε) προσδιορισμός της ακεραιότητας των πυελικών οργάνων και πιθανής παρουσίας πρόπτωσης κύστης, μήτρας, ή ορθοκήλη (κηληκή πρόπτωση τμήματος του ορθού εντός του κόλπου) και (φ) ορθοπρωκτική εσωτερική εξέταση. Οι φυσιοθεραπευτές αξιολογούν τον τόνο των πυελικών μυών και με τη χειρωνακτική εξέταση και με την sEMG αξιολόγηση με έναν κολπικό έλεγχο.

Η αξιολόγηση των μυών της πυέλου καθορίζει τον τόνο των μυών σε ενεργοποίηση και σε ανάπαυση, το εύρος συστολής, τους χρόνους αντίδρασης, και τη σταθερότητα των μυών. Οι στόχοι της sEMG επανατροφοδότησης είναι να ομαλοποιηθεί (μειωθεί) ο τόνος των μυών της πυέλου, και να βελτιωθεί η συσταλτική και στηρικτική σταθερότητα. Άλλες μορφές διαθέσιμες στο φυσιοθεραπευτή περιλαμβάνουν τον ηλεκτρικό ερεθισμό της πυέλου.

Οι σεξουαλικές διαταραχές λόγω πόνου είναι διαταραχές που παρεμποδίζουν τη σεξουαλική δραστηριότητα. Οι συνθήκες με συνέπεια την επίπονη σεξουαλική επαφή είναι συχνά πολυσυστηματικές και αποκρίνονται καλά σε μια διεπιστημονική προσέγγιση στην θεραπεία (Graziottin, 2004). Αν και ζητήματα όπως η επίδραση στη σχέση, το επίκτητο χαμηλό λίμπιντο και η διέγερση εξετάζονται καλύτερα στη θεραπεία φύλων, οι φυσιοθεραπευτές είναι σε μοναδική θέση για να παρέχουν την προσδιοριστική θεραπεία για την υπερνίκηση της ανησυχίας σχετικά με την κολπική διείσδυση.

Οι ιατροί που αναγνωρίζουν και θεραπεύουν τις γυναίκες που παρουσιάζουν κολεοσπασμό, δυσπαρευνία και πρόδρομο σύνδρομο έξω γεννητικών οργάνων πρέπει να θεωρήσουν τους φυσιοθεραπευτές ως ζωτικής σημασίας μέλη της διεπιστημονικής ομάδας. (Talli Yehuda Rosenbaum, 2005).

8.2 Η συμβολή της ηλεκτρομυογραφίας στη θεραπεία της νευρογενούς κύστης

Ο Spinelli και οι συνεργάτες του (2005) προτείνουν μια νέα ελάχιστη επεμβατική διαδικασία για νευρικό ερεθισμό (με περινεϊκή και οπίσθια προσέγγιση) στα έξω γεννητικά όργανα των γυναικών για τη θεραπεία της νευρογενούς κύστης.

Περιγραφή του Ά σταδίου. Ο ερεθισμός των νεύρων των έξω γεννητικών οργάνων και η τοποθέτηση ηλεκτροδίων πραγματοποιούνται χρησιμοποιώντας τον νευροφυσιολογικό έλεγχο για να οδηγήσουν το ηλεκτρόδιο όσο το δυνατόν πιο κοντά στο νεύρο. Ένα ηλεκτρόδιο γείωσης τοποθετείται στο πόδι του ασθενή και το St. Mark's ηλεκτρόδιο είναι τοποθετημένο πάνω στο χειρουργικό γάντι. Ο εξωτερικός πρωκτικός σφιγκτήρας μυς (EAS) είναι εύκολο να εξερευνηθεί με τον ασθενή σε μια θέση ανάλογη της αφαίρεσης της πέτρας.

Για να καθορίσουν την ηλεκτρομυογραφική (EMG) δραστηριότητα του EAS, ένα ηλεκτρόδιο βελόνα εισήχθει στο μυ μονόπλευρα στην πλευρά του μοσχεύματος. Ο ενδοκολπικός ή μεσοπρωκτικός ερεθισμός των νεύρων των έξω γεννητικών οργάνων εκτελείται έπειτα κοντά στο ισχίο με τη βοήθεια του ηλεκτροδίου St. Mark's ενώ το CMAP (ενιαία λανθάνουσα μυϊκή δράση) καταγράφεται μέσω του EMG ηλεκτροδίου που τοποθετείται μέσα στον σφιγκτήρα μυ.

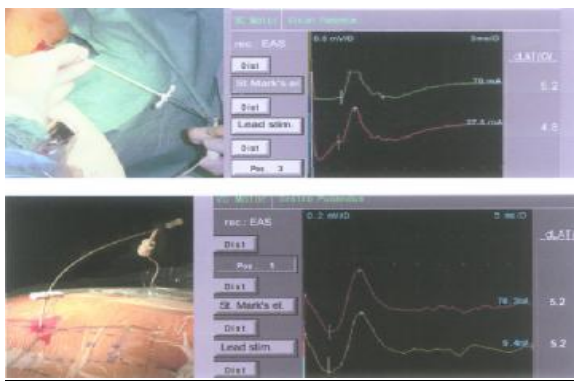
Η περινεϊκή προσέγγιση πραγματοποιείται με τοπική αναισθησία με ροπιβακαΐνη που χορηγείται στο επίπεδο του ισχιακού κυρτώματος περίπου 4 εκατοστά βάθος προς το ισχίο. Μια απομονωμένη βελόνα 20 cm παρεμβάλλεται έπειτα κάθετα πάνω στο ισχιακό κύρτωμα. Το δάκτυλο του χειρουργού τοποθετείται στο ορθό έντερο ή τον κόλπο και χρησιμοποιείται έπειτα για να καθοδηγήσει τη βελόνα στην ισχιακή μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Η βελόνα είναι γερμένη ενδιάμεσα και ραχιαία για να φθάσει στη δεξιά πλευρά του ισχιακού βόθρου έως ότου βρίσκεται κάτω και πίσω από την ισχιακή μοίρα της σπονδυλικής στήλης κοντά στο νεύρο.

Για να διεγείρει το νεύρο των έξω γεννητικών οργάνων χρησιμοποιεί τη βελόνα, ένα καλώδιο χρησιμοποιείται για να συνδέσει τον εξοπλισμό σύνδεσης των ηλεκτροδίων με το βοηθητικό καλώδιο διερεύνησης. Η λαβή ερεθισμού του καλωδίου (εικ 8.1) συνδέεται με τον αρνητικό πόλο ενώ ο θετικός πόλος συνδέεται με ένα μαξιλαράκι με ηλεκτρική γείωση.

Ο ηλεκτρικός ερεθισμός εφαρμόζεται στη βελόνα από το καλώδιο υποκίνησης και η δραστηριότητα του EAS ελέγχεται συνεχώς και καταγράφεται. Η ένταση του ρεύματος ερεθισμού αυξάνεται βαθμιαία καθώς παρακολουθείται η CMAP. Οι απαντήσεις που λαμβάνονται με τον ερεθισμό της βελόνας συγκρίνονται με την καταγραφή και η θέση της βελόνας ρυθμίζεται έως ότου αναπαραχθεί η ίδια καταγραφή. Μόλις είναι η βελόνα στην

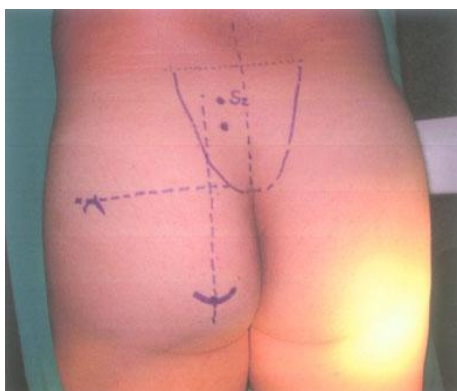
σωστή θέση, είναι δυνατό να τοποθετηθεί είτε ένα προσωρινό ηλεκτρόδιο ερεθισμού είτε ένα καθοριστικό τετραπολικό ηλεκτρόδιο κατά μήκος του νεύρου των έξω γεννητικών οργάνων κοντάς το νευρο.

Το στυλέτο παρεμβάλλεται στη βελόνα που αφαιρείται έπειτα και ο εισηγητής τοποθετείται πέρα από το στυλέτο. Ο ηλεκτρικός ερεθισμός εφαρμόζεται για να ελέγξει τη συνέπεια μεταξύ της προκαλούμενης απάντησης και του RPT. Η διαδικασία διαρκεί κατά μέσο όρο 45 λεπτά.



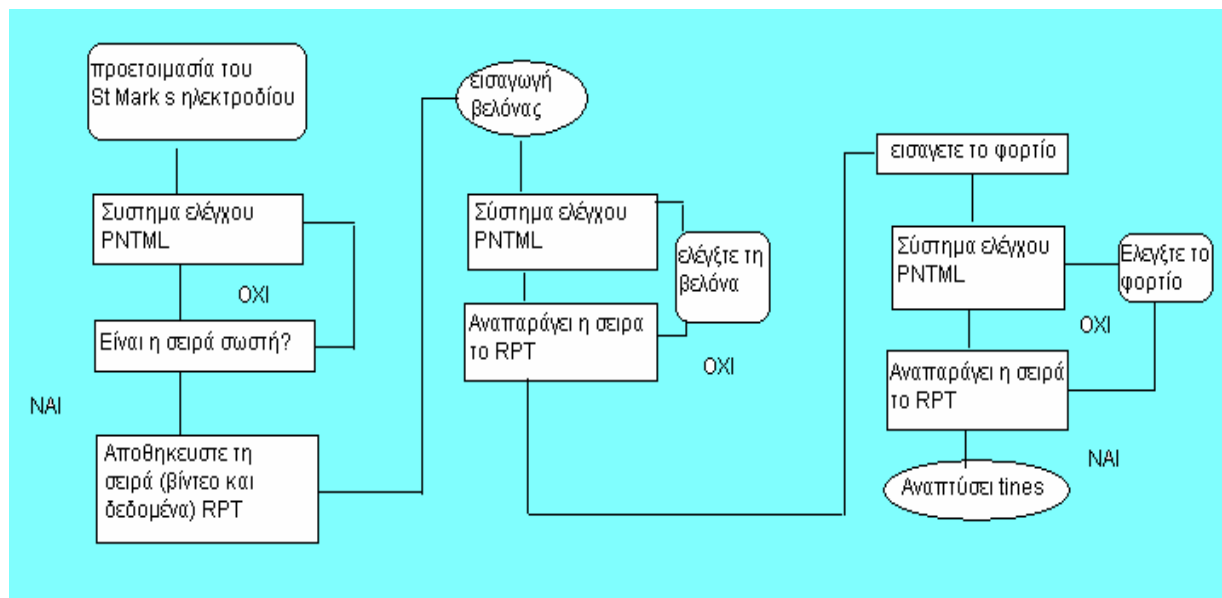
Εικόνα 8.1 Περινεϊκή και οπίσθια προσέγγιση: σημάδια αναφοράς που λαμβάνονται με St. Mark's ηλεκτρόδια και σημάδια που λαμβάνονται με καθοδήγηση στη σωστή θέση. (τροποποιημένο από Spinnelli et al, 2005)

Η οπίσθια προσέγγιση γίνεται στην πρηγή θέση, φέρνοντας δυο κάθετα τεμνόμενες γραμμές στο ύψος της ισχιακής μοίρας, μια οριζόντια από το μείζονα τροχαντήρα και η δεύτερη κάθετα από την άκρη του ισχιακού κυρτώματος (εικ, 8.2). Η διαδικασία για το μόσχευμα του μολύβδου είναι η ίδια που περιγράφεται για την περινεϊκή προσέγγιση χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο στην εικόνα 8.3.



Εικόνα 8.2 Οπίσθια προσέγγιση για εύκολη πρόσβαση στο ισχίο και στο νεύρο των έξω γεννητικών οργάνων (τροποποιημένο από Spinnelli et al 2005)

Περιγραφή του δεύτερου σταδίου. Αποτελείται από την εμφύτευση μιας γεννήτριας σφυγμού (IPG). Μια κοιλότητα δημιουργείται για το IPG χαμηλά στη κοιλιά και έπειτα το IPG συνδέεται με το μόλυβδο χρησιμοποιώντας ένα υποδόρια ανοιγμένο καλώδιο επέκτασης.



Εικόνα 8.3 Αλγόριθμος του χρόνιου νευρικού ερεθισμού των έξω γεννητικών οργάνων (CPNS) procedure. (τροποποιημένο από Spinnelli et al, 2005)

Για την εκτίμηση της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας (EMG) του σφιγκτήρα μύος εισάχθει ένα ηλεκτρόδιο βελόνα μονόπλευρα μέσα στο μυ από τη πλευρά του εμφυτεύματος. Ο μέσος όρος των επεισοδίων ακράτειας καθημερινά μειώθηκε. Μετά το εμφύτευμα, όλοι οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε μια εβδομαδιαία αξιολόγηση για την εύρεση των παραμέτρων του βέλτιστου δυνατού ερεθισμού. Ο ερεθισμός των νευρών ακόμα και για χρόνιες παθήσεις των έξω γεννητικών οργάνων είναι εφικτός.

Η νευροφυσιολογική καθοδήγηση είναι επιβεβλημένη για να τοποθετηθεί η μονοπολική απαγωγή κοντά στο νεύρο χρησιμοποιώντας είτε περινεϊκή είτε οπίσθια προσέγγιση (εικ. 8.1). Επιπλέον μελέτες θα πρέπει να διεξαχθούν ούτως ώστε να οριστούν οι παράμετροι για τον βέλτιστο νευρικό ερεθισμό.

Σύμφωνα με τους Paul Enck & David B. Vodus (2006) οι μύες της πυέλου (PFM) περιλαμβάνονται στενά στη λειτουργία του κατώτερου τμήματος του ουροποιητικού συστήματος, στις ανορεκτικές και σεξουαλικές λειτουργίες, επομένως ο νευρικός τους έλεγχος παρακάμπει τη βασική σημαντική σωματική νεύρωση των γραμμωτών μυών, δεδομένου ότι συμμετέχουν άμεσα `` στη σπλαγγχνική δραστηριότητα ". Μεταξύ των

τεχνολογιών για τη μελέτη του νευρικού ελέγχου της πυέλου, η EMG των PFM έχει κερδίσει τη περισσότερη προσοχή και κλινική εφαρμογή.

Τα συμπεράσματα EMG για τους PFM θα αναθεωρηθούν εδώ όσον αφορά την κανονική δραστηριότητα και την παθολογική εύρεση τους στους ασθενείς με δυσλειτουργίες της πυέλου, ειδικά με περιττωματική και ουρική ακράτεια. Η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των PFM με τη βοήθεια των βελόνων ή της καταγραφής της EMG επιφάνειας παρέχει ένα χρήσιμο εργαλείο όχι μόνο στην κατανόηση του νευρικού ελέγχου της πυέλου, αλλά και στην κατανόηση της παθολογίας του σε περίπτωση νευρολογικής ή τραυματικής βλάβης που μπορεί να οδηγήσει στην περιττωματική και ουρική ακράτεια.

Όπως λέει ο Paul Enck et al (2006) τα πολυδιαυλικά σήματα ηλεκτρομυογραφίας (EMG) παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για τις ανατομικές ιδιότητες του υπό μελέτη μυός (Masuda et al., 1985; Masuda and Sadoyama, 1987; Roeleveld et al., 1997; Roeleveld and Stegeman, 2002; Merletti et al., 1999; Rainoldi et al., 2004). Σύμφωνα με τις έννοιες που περιγράφονται, η οπτική ανάλυση των πολυδιαυλικών καταγραφών επιτρέπει την εκτίμηση του μήκους των μυϊκών ινών, τη θέση των ζωνών εννέρωσης και την οριοθέτηση της περιοχής των τενόντων.

8.3 Ορθοπρωκτικές λειτουργίες

Οι κύριες κινητικές λειτουργίες της ορθοπρωκτικής περιοχής είναι η εγκράτεια των κοπράνων και η αφόδευση του απέπτου υπολείμματος σε κοινωνικώς αποδεκτό χώρο και χρόνο. Οι επιμέρους μηχανισμοί περιλαμβάνουν ειδικές ανατομικές κατασκευές με ιδιαίτερη ηλεκτρομυϊκή δραστηριότητα και αντίστοιχη αισθητική και κινητική νεύρωση, τοπικά και νωτιαία αντανακλαστικά και έλεγχο από φλοιώδη και υποφλοιώδη κέντρα του εγκεφάλου.

Η μυϊκή κατασκευή του πρωκτικού σωλήνα, η οποία ρυθμίζει την κινητική συμπεριφορά της ορθοπρωκτικής περιοχής, περιλαμβάνει κατά κύριο λόγο τον έσω και έξω σφιγκτήρα και την αγκύλη του ηβοορθικού μυ. Κατά δεύτερο λόγο, στην κινητική συμπεριφορά της ορθοπρωκτικής περιοχής συμβάλλει και η κύρια μάζα του ανελκτήρα του πρωκτού. Ο έσω σφιγκτήρας του πρωκτού βρίσκεται σε συνεχή τονική σύσπαση (Duthie et al, 1992 & Burleigh et al 1979).

Στην ηλεκτρομυογραφία, ο έσω σφιγκτήρας παρουσιάζει φασική δραστηριότητα με την μορφή κολποειδών εκπολώσεων της κυτταρικής μεμβράνης σε ρυθμό 11-20κύκλων/min, οι οποίες καλούνται βραδέα κύματα. Τα βραδέα κύματα του έσω σφιγκτήρα συνεχίζουν να παρατηρούνται και μετά την παράλυση του έξω σφιγκτήρα ή την εισαγωγή γενικής αναισθησίας. Επιπροσθέτως, στο 70% των υγιών ανθρώπων, παρατηρείται και δεύτερης

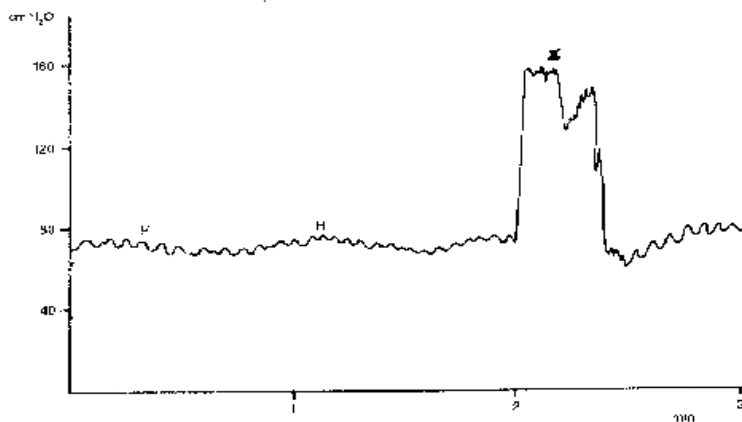
μορφής ηλεκτρομυϊκή δραστηριότητα του έσω σφιγκτήρα, του τύπου κυμάτων εκπολώσεων, τα οποία αποκαλούνται υπερβραδέα κύματα. και παρουσιάζουν μέση συχνότητα περίπου 1.6κύκλων/min.

Ο Duthie et al (1992) σε ταυτόχρονη καταγραφή των πρωκτικών πιέσεων και της ηλεκτρικής δραστηριότητας του έσω σφιγκτήρα διαπίστωσαν, ότι η αύξηση της πίεσης ηρεμίας του πρωκτού συνοδεύεται σταθερά από αύξηση της συχνότητας, άλλα όχι του ύψους, των βραδέων και λιγότερο σταθερά των υπερβραδέων ηλεκτρικών κυμάτων του έσω σφιγκτήρα. Η διάταση του ορθού προκαλεί ταυτοχρόνως ελάττωση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του έσω σφιγκτήρα και πτώση της πίεσης ηρεμίας του πρωκτού. Εν γένει, αυξημένη παρουσία υπερβραδέων κυμάτων παρατηρείται σε ασθενείς με αυξημένη πίεση ηρεμίας του πρωκτού, όπως σε όσους έχουν αιμορροϊδοπάθεια ή έχουν ραγάδα του πρωκτικού δακτυλίου (Hancock et al 1976 & Xynos et al 1993).

Ο έξω σφιγκτήρας παρουσιάζει συνεχή τονική δραστηριότητα ακόμη και εν ηρεμία ή κατά τον ύπνο (Duthie et al,1992), η οποία μεταβάλλεται αναλόγως της θέσης και της φυσικής δραστηριότητας (Duthie et al,1992). Η τονική δραστηριότητα του έξω σφιγκτήρα ελαττώνεται κατά την διάρκεια του ύπνου, ελαττώνονται όμως και οι ενδοορθικές πιέσεις και έτσι διατηρείται η εγκράτεια. (Duthie et al 1990)

Σε κατάσταση ηρεμίας, ο τόνος του πρωκτικού σφιγκτηριακού συμπλέγματος δημιουργεί μία πίεση στον αυλό του πρωκτού, που καλείται πίεση ηρεμίας. Υπάρχουν ισχυρά δεδομένα σύμφωνα με τα οποία για το 70-85% της πίεσης ηρεμίας υπεύθυνος είναι ο τόνος του έσω σφιγκτήρα. Η φυσιολογική μέση μέγιστη πίεση ηρεμίας του πρωκτού κυμαίνεται μεταξύ 60 και 85mmHg, ανάλογα με την τεχνική μέτρησής της [Xynos et al 1993, Bartolo et al 1983, Collier 1987] (διαγραμμα 8.1).

Η κατανομή της μέτρησης ηρεμίας, τόσο στον επιμήκη όσο και σε εγκάρσιο επίπεδο, δεν είναι ομοιογενής. Έχει δειχθεί μανομετρικά ότι η πίεση ηρεμίας του πρωκτού στο κεντρικό του άκρο είναι εμφανώς μεγαλύτερη από την ενδοορθική (10-12mmHg) και αυξάνεται περιφερικότερα. Στην περιοχή που αντιστοιχεί η πάχυνση του περιφερικού άκρου του έσω σφιγκτήρα η πίεση ηρεμίας αυξάνει σημαντικά, δημιουργώντας τη ζώνη υψηλών πιέσεων, που έχει μήκος περίπου 1.5-2cm. Μέσα στη ζώνη υψηλών πιέσεων βρίσκεται το σημείο της μέγιστης πίεσης ηρεμίας και σε απόσταση 1.5cm περίπου από το πρωκτοδερματικό όριο.



Διαγραμμα 8.1. Μανομετρική καταγραφή πίεσης ηρεμίας (H) και συγκράτησης του πρωκτού (Σ).

Από μανομετρική άποψη, ως ζώνη υψηλών πιέσεων ορίζεται η περιοχή του πρωκτού όπου οι πιέσεις ηρεμίας που επικρατούν είναι μεγαλύτερες από τη μισή τιμή της μέγιστης πίεσης.

Παρομοίως, η κατανομή της πίεσης ηρεμίας του πρωκτού διαφέρει και σε εγκάρσιο επίπεδο. Συγκεκριμένα, στο κεντρικό τμήμα του πρωκτικού σωλήνα, υπεύθυνο για το μεγαλύτερο μέρος της πίεσης ηρεμίας είναι το πίσω ήμισυ του σφιγκτηριακού συμπλέγματος. Στο μέσο τριτημόριο του άξονα του πρωκτικού σωλήνα, τα πλάγια τμήματα του σφιγκτήρα είναι υπεύθυνα για το μεγαλύτερο μέρος της πίεσης ηρεμίας που μετράται στο ύψος αυτό, ενώ το πρόσθιο τμήμα του πρωκτικού σφιγκτήρα είναι υπεύθυνο για το μεγαλύτερο μέρος της πίεσης που μετράται στο ύψος του περιφερικού τριτημορίου του πρωκτικού σωλήνα (εικόνα 8.5).

Ο έξω σφιγκτήρας παρουσιάζει συνεχή ηλεκτρομυϊκή δραστηριότητα που μεταφράζεται σε τονική δραστηριότητα, ακόμη και κατά την διάρκεια του ύπνου. Η φασική δραστηριότητα του έξω σφιγκτήρα εκφράζεται α) με την εκούσια σύσπαση του μυ και την ανάπτυξη της πίεσης συγκράτησης και β) με την αντανακλαστική σύσπαση του μυ κατά τον ερεθισμό του δέρματος του περινέου ή την διενέργεια δακτυλικής εξέτασης (Whitehead et al, 1987)

Η νύξη με βελόνη του δέρματος του περινέου πλησίον του πρωκτού και η έναρξη της προσπάθειας για δακτυλική εξέταση προκαλούν σύσπαση του έξω σφιγκτήρα. Η σύσπαση είναι αντανακλαστική μέσω νωτιαίων νευρικών τόξων (Whitehead et al, 1987). Ο τραυματισμός του νωτιαίου μυελού προκαλεί επίταση της απάντησης των ανωτέρω αντανακλαστικών, με περαιτέρω αύξηση της πίεσης του έξω σφιγκτήρα [Dietrich , Okamoto

(1982) & Pannek et al (2001)]. Αντανακλαστική σύσπαση, μέσω υψηλότερων νωτιαίων αντανακλαστικών, του έξω σφιγκτήρα και των υπολοίπων μυών του πυελικού εδάφους παρατηρείται επίσης κατά τον βήχα και την δοκιμασία Valsalva (Duthie et al,1992)

8.3.1 Αντανακλαστικοί Μηχανισμοί της Ορθοπρωκτικής Περιοχής

Πέραν της ανατομικής και λειτουργικής ακεραιότητας των μυών του πυελικού εδάφους, στην εξυπηρέτηση των λειτουργιών της ορθοπρωκτικής περιοχής συμβάλλουν διάφορα τοπικά αντανακλαστικά. Χαρακτηριστικά αναφέρονται:

Ανασταλτικό ορθοπρωκτικό αντανακλαστικό (inhibitory rectoanal reflex)

Η διάταση του ορθού από εισερχόμενα από το σιγμοειδές κόπρανα ή εμφύσηση αέρα [Xynos et al 1993, Collier 1987, Duthie et al 1990], αλλά και ο ηλεκτρικός ερεθισμός του ορθικού τοιχώματος (Kamm et al 1989) προκαλούν ελάττωση της ηλεκτρομυϊκής δραστηριότητας και χάλαση του έξω σφιγκτήρα με παράλληλη αύξηση της ηλεκτρομυϊκής δραστηριότητας και σύσπαση του έξω σφιγκτήρα.

Αντανακλαστική δραστηριότητα έξω σφιγκτήρα στην προσπάθεια αφόδευσης

Ο Ihre το 1974 μέτρησε την ηλεκτρομυϊκή δραστηριότητα του έξω σφιγκτήρα του πρωκτού και τις πιέσεις του πρωκτικού σωλήνα κατά την προσπάθεια αποβολής ενδοορθικού ασκού σε 16 υγιείς ανθρώπους. Οι 11 κατόρθωσαν να αποβάλουν τον ασκό, αλλά μόνο σε 8 από αυτούς παρατηρήθηκε ελάττωση της ηλεκτρομυϊκής δραστηριότητας του έξω σφιγκτήρα και πτώση των πιέσεων του πρωκτού.

8.3.2 Ηλεκτρομυϊκή Δραστηριότητα του Ορθού

Η βασική ηλεκτρική δραστηριότητα των μυϊκών ινών του ανώτερου ορθού συνίσταται σε δυναμικά ηρεμίας που εμφανίζονται με δύο συχνότητες: μία 3 κύκλων/min και μία 6 κυκλών/min (Schouten & Gordon,1999). Ο ρυθμός με τον οποίο επί των δυναμικών ηρεμίας αναπτύσσονται δυναμικά ενέργειας και κατά συνέπεια μυϊκή σύσπαση είναι τυχαίος και άτακτος, και άρα η κινητική δραστηριότητα του ορθού σε ηρεμία είναι ποικίλη. Η κινητική δραστηριότητα του ορθού είναι εντονότερη από αυτή του σιγμοειδούς, με αποτέλεσμα να υπάρχει αρνητική κλίση πιέσεων από το ορθό στο σιγμοειδές, με προφανή σκοπό την καθυστέρηση προώθησης του περιεχομένου του σιγμοειδούς περιφερικότερα (Dinoso et al 1983).

Ολοκληρώνοντας τα προαναφερθέντα, είναι αντιληπτό ότι η εγκράτεια των κοπράνων είναι μία σύνθετη λειτουργία, στην οποία υπεισέρχεται μία σειρά επιμέρους φυσιολογικών

μηχανισμών της ορθοπρωκτικής περιοχής. Σε μεγάλο μέρος η ακριβής σημασία αυτών των μηχανισμών δεν έχει πλήρως δημοσιευθεί. Κατά σειρά σπουδαιότητας των επιμέρους μηχανισμών, η εγκράτεια των κοπράνων στηρίζεται:

α) στην ανατομική και λειτουργική ακεραιότητα των σφιγκτήρων

β) στην ακεραιότητα της αισθητικής και κινητικής νεύρωσης της ορθοπρωκτικής περιοχής

Αμφοτερόπλευρες βλάβες των νευρών του πυελικού εδάφους διαταράσσουν σοβαρά τη λειτουργία της ορθοπρωκτικής περιοχής. Ετερόπλευρη βλάβη των νευρών της ορθοπρωκτικής περιοχής διαταράσσει την αισθητικότητα του πρωκτοδέρματος, αλλά διατηρείται η λειτουργικότητα των σφιγκτήρων. (Gordon,1987).

γ) στην ευενδοτότητα, διατασιμότητα και χωρητικότητα της ληκύθου του ορθού

δ) στην σύσταση και τον όγκο των κοπράνων,

ε) στην ταχύτητα πλήρωσης του ορθού με κόπρανα,

στ) στο αιμορροϊδικό προσκεφάλαιο,

ζ) στην ορθοπρωκτική συμβολή

η) στον βαλβιδικό μηχανισμό εξωτερικής πίεσης

Οι Phillips & Edwards (1965) διατύπωσαν την θεωρία ότι η εγκράτεια των κοπράνων είναι αποτέλεσμα της άσκησης ενδοκοιλιακών δυνάμεων επί της ζώνης υψηλών πιέσεων στο κατώτερο ορθό, κατά πρότυπο ανάλογο της γαστροοισοφαγικής συμβολής. Ο Duthie (1971) αμφισβήτησε έντονα την συγκεκριμένα θεωρία, παρατηρώντας ότι η πίεση που αναπτύσσεται στον πρωκτό είναι υψηλότερη από την αντίστοιχη στο κατώτερο ορθό. Συνεπώς, είναι αδύνατον η αυξημένη ενδοπρωκτική πίεση να είναι αποτέλεσμα άσκησης ενδοκοιλιακών δυνάμεων, αφού ο πρωκτός βρίσκεται εκτός περιτοναϊκής κοιλότητας.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ:

Η ηλεκτρομυογραφία είναι μια νέα πειραματική μέθοδος που βρίσκει εφαρμογή σε ένα ευρύ φάσμα επιστημών: ανθρωπομετρία, κινηματική και κινησιολογία. Ο σημαντικός ρόλος του EMG είναι η αντικειμενική αξιολόγηση της νευρομυϊκής ενεργοποίησης σε οποιαδήποτε δραστηριότητα. Για την καταγραφή των μυοηλεκτρικών σημάτων απαιτείται συγκεκριμένος εξοπλισμός. Η ηλεκτρομυογραφική βιολογική επανατροφοδότηση είναι μια επιστημονική τεχνική χρησιμοποίησης συσκευών που διαγνώσκουν και καταγράφουν φυσιολογικά γεγονότα, τα οποία συμβαίνουν σε ασθενείς αλλά δεν είναι αντιληπτά από αυτούς. Η ηλεκτρομυογραφική επανατροφοδότηση παρέχει στοιχεία για την ύπαρξη μυϊκής δραστηριοποίησης και το εύρος της, είναι σημαντικό να τονιστεί ότι δεν υποκαθιστά την κινητική εκπαίδευση, αλλά την συμπληρώνει.

Ουσιαστικό ρόλο έχει παίξει η εφαρμογή της ηλεκτρομυογραφίας και στο τομέα της έρευνας όσον αφορά την ανάλυση βηματισμού και στάσης, τις εμβιομηχανικές μελέτες καθώς και τις μυοσκελετικές παθήσεις και κακώσεις, καθώς και στη θεραπεία και αποκατάσταση τους.

Ένα ιδιαίτερο είδος EMG είναι η ηλεκτρομυογραφία επιφάνειας υψηλής πυκνότητας (HD- sEMG) που είναι μια μη διηθητική τεχνική για να μετρηθεί η ηλεκτρική μυϊκή δραστηριότητα με πολλαπλά ηλεκτρόδια κοντά τοποθετημένα το ένα στο άλλο που καλύπτουν μια συγκεκριμένη περιοχή του δέρματος. Καταγράφει τη χρονική (HD- sEMG) και τη χωρική δραστηριότητα EMG, κατά συνέπεια αυξάνονται οι δυνατότητες να ανιχνευθούν νέα χαρακτηριστικά των μυών.

Τέλος η φυσικοθεραπεία μέσω της ηλεκτρομυογραφίας προωθεί την αποκατάσταση της λειτουργικότητας, τη βελτίωση της κινητικότητας, την ανακούφιση από τον πόνο, και την αποφυγή ή περιορισμό μόνιμων φυσικών ανικανοτήτων στις γυναίκες με σεξουαλικές διαταραχές (δυσπαρευνία, κολεοσπασμό) και των ατόμων με ορθοπρωκτικές δυσλειτουργίες.

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ:

Ορισμός	Σελίδα
<u>A</u>	
Αισθητικό νεύρο	26
Ακουστικό σήμα	14, 22, 36, 43, 63
Αναλογικό σήμα	22
Ανάλυση Fourier	25
Ανύψωση	31, 39, 71, 72
Ανορθωμένο σήμα	24
Αρχικό σήμα	23
Αυτόματη δραστηριότητα	15
<u>B</u>	
Βελονοειδή ηλεκτρόδια (βάθους)	17, 18, 21, 36, 37, 85
Βάδιση	13, 32, 33, 48, 54, 55
<u>Γ</u>	
Γαστροκνήμιος	32, 55, 59, 60
<u>Δ</u>	
Δελτοειδής μυς	39, 40, 59, 68, 71, 72
Διαπερατότητα	11, 12
Διαταραχές	15, 64, 67, 69, 73, 82, 83
Διαφορά δυναμικού	18
Διπολικό μοντέλο	18, 68, 69
Δυναμικό δράσης	11, 12, 17, 26
Δυναμικό μεμβράνης	11
Δυσπαρευνία	77, 78
<u>Ε</u>	
Εκπόλωση	11, 12,
Εμβιομηχανική	32, 33, 44, 45
Επαναπόλωση	12, 18
Επανατροφοδότηση	35, 36, 37, 38, 68, 69, 70, 77, 78
Επιστράτευση	12, 15, 16, 28
Επιφανειακά ηλεκτρόδια	18, 21, 36, 37
<u>Η</u>	
Ηλεκτρική δραστηριότητα	14, 53, 65, 82
Ηλεκτρικό δυναμικό	17

Ηλεκτρικό σήμα	11, 12, 17, 18, 62
Ηλεκτρόδιο αναφοράς	18, 76
Ηλεκτροκαρδιογραφικό σήμα	22
Ηλεκτρομυογραφική μελέτη	15
Ημιπληγικοί ασθενείς	38, 39, 40, 41, 43

Θ

Θεραπευτικά μέσα	36
------------------	----

Ι

Ιχνογράφημα	14
-------------	----

Κ

Κατάγματα	38
Κατώφλι ερεθισμού	28
Κινησιολογικό ηλεκτρομυογράφημα	13, 58
Κινητική μονάδα	12, 15, 16
Κινητικό νεύρο	26
Κ.Ν.Σ (Κεντρικό Νευρικό Σύστημα)	45
Κολεοσπασμό	77, 78
Κωδικοποίηση	27,28, 29

Λ

Λανθάνων χρόνος	26
-----------------	----

Μ

Μέση συχνότητα	25, 28, 51, 59, 83
Μυϊκή αδυναμία	13, 39
Μυϊκές διαταραχές	13, 67, 69, 80
Μυϊκή ίνα	12, 17, 72
Μυϊκή ώση	12
Μυο-ινίδια	11

Ν

Νευρικές διαταραχές	13, 67, 69
Νευρική ίνα	11, 12
Νευρική ώση	11, 12
Νευρολογικό Ηλεκτρομυογράφημα	13

Ο

Ολοκλήρωμα	24
Οπτικό σήμα	36, 43
Ορθοπρωκτικές λειτουργίες	83

Π

Παθολογικά πατέντα	42
Παλμογράφος	14, 22
Πόλωση	11, 18
Πολυδιαυλικό σήμα	87
Πρόδρομο σύνδρομο έξω γεννητικών οργάνων	78

Ρ

Ριζοπάθεια	16
------------	----

Σ

Σημεία πυροδότησης (trigger points)	72, 78
Σπαστικότητα	37, 39, 40, 42, 75, 76
Συχνότητα	22, 23, 24, 39, 50, 56
Συχνότητα δειγματοληψίας	22, 23
Σφικκτήρας μυς	79

Τ

Τάση παρεμβολής	21
Ταχύτητα συστολής	28, 31
Τελική κινητική πλάκα	11, 12
Τραπεζοειδής μυς	39, 59, 68, 71, 72, 75

Υ

Υποκνημίδιος	55, 56, 59, 60, 69
Υποσύστημα	45

Φ

Φάση ανόδου	29
Φάσμα ισχύος	25
Φίλτρο	24

Ψ

Ψηφιακό σήμα	22, 23
--------------	--------

ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ:

1. American College of Physicians, 2000, Ιατρική στον 21^ο αιώνα, εκδόσεις Δομική: 544
2. Arborelius U.P, Wretenberg P and Lindberg F, 1992, 'The effects of armrests and high seat heights on lower limb joint load and muscular activity during sitting and rising', *Ergonomics*, 35, 1377-1391
3. Balliet R, Levy B. and Blood K.M.T, 1986, 'Upper extremity sensory feedback therapy in chronic cerebrovascular accident patients with impaired expressive aphasia and auditory comprehension', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67, 304-310
4. Barlow A, Clarke R, Johnson N, Seabourne B, Thomas D, Gal J, 2007, 'Effect of massage of the hamstring muscles on selected electromyographic characteristics of biceps femoris during sub-maximal isometric contraction', *International Journal of Sports Medicine* 28(3):253-6
5. Bartolo DCC, Read NW, Jarratt JA, Read MG, Connelly TC, Johnson AG: Differences in anal sphincter function and clinical presentation in patients with pelvic floor descent. *Gastroenterology* 1983; 85: 68-75.
6. Blok JH, Van Dijk JP, Drost G, Zwarts MJ, Stegeman DF. A high-density multichannel surface electromyography system for the characterization of single motor units. *Rev Scientific Instrum* 2002b;73:1887-97
7. Blok JH, Van Dijk JP, Zwarts MJ, Stegeman DF. Motor unit action potential topography and its use in motor unit number estimation. *Muscle Nerve* 2005;32:280-91
8. Brans JW, et al. Long-term effect of botulinum toxin on impairment and functional health in cervical dystonia. *Neurology*. 1998 May; 50(5): 1461-1463
9. Burleigh DE, D'Mello A, Parks AG: Responses of isolated human internal anal sphincter to drugs and electrical field stimulation. *Gastroenterology* 1979; 77: 484-490
10. Γιόκαρης , Θεραπευτικά Σχήματα, Κλινική Ηλεκτρομυογραφία, Αθήνα 2007, εκδόσεις Γράμμα Α.Ε
11. Cappelozzo A, Figura F, Marchetti M, Pedotti A. The interplay of muscular external forces in human ambulation. *J Biomech* 1976; 9:35-43.
12. Carr J. and Shepherd R, 2004, Νευρολογική αποκατάσταση, Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνου

13. Chen JJ, Sun TY, Lin TH, Lin TS. Spatio-temporal representation of multichannel EMG firing patterns and its clinical applications. *Med Eng Phys* 1997;19:420–30
14. Chmielewski TL, Hurd WJ, Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L, 2005, ‘Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture’, *Physical Therapy*. 85(8):740-9
15. Colborne G.R, Olney S.J and Griffin M.P, 1993, ‘Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait’, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 1100-1106
16. Coller JA: Clinical application of anorectal manometry. *Gastroenterol N Am* 1987; 16: 17-33
17. David J. Sanderson, P.E. Martin, G. Honeyman , J. Keefer, 2006, ‘Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence’, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16: 642–649
18. De Luca CJ, Forrest CJ. An electrode for recording single motor unit activity during strong muscle contractions. *IBEEE Trans Biomed Eng* 1972;BME-19:367–72
19. De Luca CJ, Adam A, Wotiz R, Gilmore LD, Nawab SH. Decomposition of surface EMG signals. *J Neurophysiol* 2006;96:1646–57
20. Dietrich S, Okamoto G: Bowel training for children with neurogenic dysfunction follow up. *Arch Phys Med Rehabil* 1982; 63: 166-170
21. Dinoso VPJr, Murthy SNS, Goldstein J, Rosner B: Basal motor activity of the distal colon: a reappraisal. *Gastroenterology* 1983; 85: 637-642
22. Dorland, 1997, *Ιατρικό Λεξικό, Ιατρικές εκδόσεις Πασχαλίδης*
23. Drost G, Blok JH, Stegeman DF, Van Dijk JP, Van Engelen BG, Zwarts MJ. Propagation disturbance of motor unit action potentials during transient paresis in generalized myotonia: a high-density surface EMG study. *Brain* 2001;124:352–60
24. Drost G, Stegeman DF, Schillings ML, Horemans HL, Janssen HM, Massa M, et al.. Motor unit characteristics in healthy subjects and those with postpoliomyelitis syndrome: a high-density surface EMG study. *Muscle Nerve* 2004a; 30:269–76
25. Drost G, Van Dijk JP, Stegeman DF, Van Engelen BG, Zwarts MJ. Maintaining constant voluntary force in generalized myotonia despite muscle membrane disturbances: insights from a high-density surface EMG study. *J Clin Neurophysiol* 2004b; 21:114–23

26. Duthie GS, Mills A, Bartolo DCC: Does faecal urgency and incontinence relate to rapidity of rectal filling. *Gut* 1990; 31: A619
27. Duthie GS, Bartolo DCC: Nocturnal leakage is related to high pressure pouch waves following restorative proctocolectomy. *Br J Surg* 1990; 77: A699
28. Duthie GS, Bartolo DCC: Faecal continence and defaecation. In (eds) Henry MM, Swash M: *Coloproctology and the Pelvic Floor*. Butterworth and Heinemann, Cambridge, 1992; pp: 86-97
29. Gea Drost , Dick F. Stegeman, Baziél G.M. van Engelen, Machiel J. Zwarts, 2006, 'Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review', *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16: 586–602
30. Paul Enck , David B. Vodus, 2006, 'Electromyography of pelvic floor muscles', *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16: 568–577
31. Farina D, Fattorini L, Felici F, Filligoi GC. Non-linear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *J Appl Physiol* 2002;93: 1753–63
32. Farina D, Cescon C, Merletti R. Influence of anatomical, physical, and detection system parameters on surface EMG. *Biol Cybernet* 2002a; 86:445–56
33. Farina D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc Sport Sci Rev* 2006; 34:121–7
34. Fattorini L, Felici F, Filligoi GC, Trallesi M, Farina D. Influence of high motor unit synchronization levels on non-linear and spectral variables of the surface EMG. *J Neurosc Meth* 2005; 143:133–9
35. Felici F. Applications in exercise physiology. In: Merletti R, Parker P, editors. *Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications*. Piscataway (NJ, USA): IEEE Press; 2004. p. 365–79
36. Francesco Felici, 2006, 'Neuromuscular responses to exercise investigated through surface EMG', *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16 (2006) 578–585
37. Geraint Fuller, Mark Manfotd, 2000, *Νευρολογία, Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνου*
38. Gordon PH: The anorectum: anatomic and physiologic considerations in health and disease. *Gastroenterol Clin N Am* 1987; 16: 1-15
39. Gordon PH: Anorectal anatomy and physiology. *Gastroenterol Clin N Am* 2001; 30: 1-13

40. Grace Pui Yuk Szeto, Leon Melville Straker , Peter Bruce O_Sullivan, 2005, 'EMG median frequency changes in the neck–shoulder stabilizers of symptomatic office workers when challenged by different physical stressors, *Journal of Electromyography and Kinesiology*' 15: 544–555
41. Glazer, H., Rodke, G., Swencionis, C., Hertz, R., & Young, A. W. 1995, 'Treatment of vulvar vestibulitis syndrome with electromyographic biofeedback of pelvic floor musculature', *Journal of Reproductive Medicine*, 40, 283–290
42. Graziottin, A. (2004), Vulvar vestibulitis syndrome: A clinical approach. *Journal of Sex & Marital Therapy*, 30: 124–139
43. Guidetti L, Rivellini G, Figura F. EMG patterns during running: intraand inter-individual variability. *J Electrom Kinesiol* 1996;6: 37–48.
44. Haig AJ, Gelblum JB, Rechten JJ, Gitter AJ. Technology assessment: the use of surface EMG in the diagnosis and treatment of nerve and muscle disorders 46. *Muscle Nerve* 1996;19:392–5.
45. C.W. Heckathorne, D.S. Childress, 1981, 'Relationships of the surface electromyogram to the force, length, velocity, and contraction rate of the cineplastic human biceps', *Am. J. Phys. Med.* 60: 1–19
46. Hancock BD: Internal sphincter and the nature of haemorrhoids. *Gut* 1976; 18: 651-656.
47. Hemmen B, Seelen HA, 2007, 'Effects of movement imagery and electromyography-triggered feedback on arm hand function in stroke patients in the subacute phase' *Clinical Rehabilitation* 21(7):587-94
48. Henneman E. The size-principle: a deterministic output emerges from a set of probabilistic connections. *J Exp Biol* 1985;115:105–12
49. Hilfiker P, Meyer M. Normal and myopathic propagation of surface motor unit action potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1984;57:21–31
50. Hogrel JY. Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders. *Neurophysiol Clin* 2005;35:59–71
51. Huppertz HJ, Sselhorst-Klug C, Silny J, Rau G, Heimann G. Diagnostic yield of noninvasive high spatial resolution electromyography in neuromuscular diseases. *Muscle Nerve* 1997;20:1360–70
52. Ihre T: Studies in anal function in continent and incontinent patients. *Scand J Gastroenterol* 1974; 9(Suppl): 25

53. Isabel de C.N. Sacco , Gil Kiyoshi Konno , Guilherme Benetti Rojas ,Antonio Carlos Arnone , Anice de Campos Passaro ,Amelia Pasqual Marques , Cristina Maria Nunes Cabral, 2006, 'Functional and EMG responses to a physical therapy treatment in patellofemoral syndrome patients', *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16 : 167–174
54. J. Smith, MD, D.L. Dahm, MD, Brian R. Kotajarvi, PT, Andrea J. Boon, MD,Edward R. Laskowski, MD, David J. Jacofsky, MD, Kenton R. Kaufman, PhD, 2007, 'Electromyographic Activity in the Immobilized Shoulder Girdle Musculature During Ipsilateral Kinetic Chain Exercises', *Archive Physical Medicine Rehabilitation* 88:1377-83
55. Jin Luo, Brian P. McNamara, Kieran Moran, 2005, 'A portable vibrator for muscle performance enhancement by means of direct muscle tendon stimulation', *Medical Engineering & Physics* 27: 513–522
56. Jiu-jenq Lin, William P. Hanten , Sharon L. Olson , Toni S. Roddey , David A. Sotoquijano , Hyun K. Lim c, Arthur M. Sherwood, 2005, 'Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions ', *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15: 576–586
57. Juenemann KP, Lue TF, Schmidt RA, et al. 1988. 'Clinical significance of sacral and pudendal nerve anatomy'. *J Urol* 139:74-80.
58. Kamm MA, Lennard-Jones JS, Nicholls RJ: Evaluation of the intrinsic innervation of the internal anal sphincter using electric stimulation. *Gut* 1989; 30: 935-938
59. Kelley D.L, Dainis A. and Wood G.K, 1976, 'Mechanics and muscular dynamics of rising from a seated position'.In *Biomechanics*, University Park Press, Baltimore, 127- 134
60. Khemlani M, Carr J.H, Crosbie W.L et al, 1995, 'The contribution of six lower limb muscles to segmental rotations in standing up under two different initial foot positions' In *Proceedings of the twelfth International Congress of the World Confederation for Physical Therapy*, Washington USA
61. Kleine BU, Praamstra P, Stegeman DF, Zwarts MJ. Impaired motor cortical inhibition in Parkinson's disease: motor unit responses to transcranial magnetic stimulation. *Exp Brain Res* 2001;138:477–83
62. Kleine BU, Van Dijk JP, Lapatki BG, Zwarts MJ, Stegeman DF (2006) Using two-dimensional spatial information in decomposition of surface EMG signals. *J Electromyogr Kinesiol* [in press]. doi:10.1016/j.jelekin.2006.05.003.

63. Knaflitz M, Merletti R, De Luca CJ. Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol* 1990;68:657–67
64. Κουτσούρης Δημήτρης Καθηγητής Ε.Μ.Π., Ματσόπουλος Γιώργος Ερευνητής ΕΠΙΣΕΥ-Ε.Μ.Π. Σημειώσεις στο μάθημα Ηλεκτροφυσιολογία: Ηλεκτρομυογραφία κεφ. 6, Αθήνα 2008
65. Kumagai K, Yamada M. The clinical use of multichannel surface electromyography. *Acta Paediatr Jpn* 1991;33:228–37
66. Lapatki BG, Oostenveld R, Van Dijk JP, Jonas IE, Zwartz MJ, Stegeman DF. Topographical characteristics of motor units of the lower facial musculature revealed by means of high-density surface EMG. *J Neurophysiol* 2006;95: 342–54.
67. Lee Herrington, Sharon Malloy, Jim Richards, 2005, ‘The effect of patella taping on vastus medialis oblique and vastus lateralis EMG activity and knee kinematic variables during stair descent’, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15: 604–607
68. Linssen WHJP, Jacobs M, Stegeman DF, Joosten EMG, Moleman J. Muscle fatigue in mcardles disease – muscle–fiber conduction-velocity and surface EMG frequency-spectrum during ischemic exercise. *Brain* 1990;113:1779–93
69. Linssen WHJP, Stegeman DF, Merks MJH, Binkhorst RA, Notermans SLH. Electromyographic evidence of delayed fatigue-induced sarcolemmal excitability impairment in McArdle’s disease. *J Electromyogr Kinesiol* 1996;6:147–57
70. P.M. Ludewig, T.M. Cook, 2000, ‘Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement’, *Physical Therapy*. 80: 276–291
71. Marchetti M, Cappozzo A, Figura F, Felici F. Race walking versus ambulation and running. In: Matsui H, Kobayashi K, editors. *Biomechanics VIII-B International series on biomechanics, vol.4B*. Champaign (IL): Human Kinetic Publishers; 1982. p. 669–75
72. Masuda T, Miyano H, Sadoyama T, 1985, ‘The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography’, *IEEE Trans Biomed Eng* 32:36–42
73. Masuda T, Sadoyama T, 1987, ‘Skeletal muscles from which the propagation of motor unit action potentials is detectable with a surface electrode array’. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 67:421–7

74. McKay, E., Kaufman, R. H., Doctor, U., Berkova, Z., Glazer, H., & Redko, V, 2001, 'Treating vulvar vestibulitis with electromyographic biofeedback of pelvic floor musculature', *Journal of Reproductive Medicine*, 46, 337–342
75. McNab TL, Khandwala HM, 2005, 'Acromegaly as an endocrine form of myopathy: case report and review of literature' *Endocrine Practice* 11(1):18-22
76. Merletti R, Farina D, Granata A., 1999, Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 50(Suppl):293–300.
77. Merletti R, Farina D, Gazzoni M. The linear electrode array: a useful tool with many applications. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:37–47
78. Millington P.J, Myklebust B.M and Shambes G.M, 1992, 'Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 609- 617
79. Munton J.S, Ellis M.I, and Wright V., 1984, 'Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair', *Annals of the Rheumatic Diseases*, 43, 63-65
80. Pannek J, Greving I, Tegenthoff M, et al: Urodynamic and rectomanometric findings in patients with spinal cord injury. *Neurourol Urodyn* 2001; 20: 95-103
81. P. Parker, K. Englehart, B. Hudgins, 2006, ' Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses', *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16: 541–548
82. Peter Konrad, April 2005, " The ABC of EMG"
83. Phillips SF, Edwards DAW: Some aspects of anal continence and defaecation. *Gut* 1965; 6: 396-405
84. Pozzo M, Alkner B, Norrbrand L, Farina D, Tesch PA. Muscle-fiber
85. conduction velocity during concentric and eccentric actions on a flywheel exercise device. *Muscle and Nerve* 2006;34:169–77
86. Pullman SL, Goodin DS, Marquinez AI, Tabbal S, Rubin M. Clinical
87. utility of surface EMG: report of the therapeutics and technology
88. assessment subcommittee of the American Academy of Neurology.
89. *Neurology* 2000;55:171–7.
90. Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I, 2004, 'A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles'. *J Neurosci Methods* 134(1):37–43.

91. Ramaekers VT, DisselhorstKlug C, Schneider J, Silny J, Forst J, Forst R, et al..
Clinical-application of a noninvasive multielectrode array EMG for the recording of single motor unit-activity. *Neuropediatrics* 1993;24:134–8.
92. Rau G, DisselhorstKlug C. Principles of high-spatial-resolution surface EMG (HSR-EMG): Single motor unit detection and application in the diagnosis of neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol* 1997;7:233–9.
93. Reissing, E. D., Binik, Y. M., Khalif'e, S., Cohen, D., & Amsel, R. (2004). Vaginal spasm, pain, and behavior: An empirical investigation of the diagnosis of vaginismus. *Archives of Sexual Behavior*, 33, 5–17.
94. Richards C.L, 1985, 'EMG activity level comparisons in quadriceps and hamstrings in five dynamic activities' In international Series on Biomechanics. Human Kinetics Publishers, 313-317
95. Roeleveld K, Stegeman D, Vingerhoets H, Van Oosterom A,1997, Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiol Scand* 160:1510–7
96. Roeleveld K, Stegeman DF, 2002, 'What do we learn from motor unit action potentials in surface electromyography?' *Muscle Nerve* 11: S92–7
97. Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sport Exer* 1988;20:S135–45
98. Sbriccoli P, Bazzucchi I, Rosponi A, Bernardi M, De Vito G, Felici F. Amplitude and spectral characteristics of biceps brachii sEMG depend upon speed of isometric force production. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:139–47
99. Sbriccoli P, Solomonow M, Zhou B-H, Baratta RV, Lu Y, Zhu M, Burger EL. Static load magnitude is a risk factor in the development of cumulative low back disorder. *Muscle Nerve* 2004;29:300–8
100. Schillings ML, Kalkman JS, van der Werf SP, Van Engelen BG, Bleijenberg G, Zwarts MJ. Diminished central activation during maximal voluntary contraction in chronic fatigue syndrome. *Clin Neurophysiol* 2004;115:2518–24
101. Schouten WR, Gordon PH: Physiology. In (eds) Gordon PH, Nivatvongs S: Principles and Practice of Surgery of the Colon, Rectum and Anus. St Louis, Quality Medical Publishing 1999; pp: 42-86
102. Solomonow M, Baten C, Smith J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, ShojiH. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol* 1990;68:1177–85
103. Spinelli M, Giardiello G, Arduini A, et al. 2003, ' New percutaneous technique of

- sacral nerve stimulation has high initial success rate: Preliminary results', *Eur Urol* 43:70- 4
104. Spinelli Michele, Malaguti Silvia , Giardiello Gianluca , Lazzeri Massimo, Tarantola Jessica , and Ubi Van Den Hombergh, 2005, 'A New Minimally Invasive Procedure for Pudendal Nerve Stimulation to Treat Neurogenic Bladder', *Neurourology and Urodynamics* 24:305-309
 105. Stegeman DF, Zwarts MJ, Anders C, Hashimoto T. Multi-channel surface EMG in clinical neurophysiology. *Suppl Clin Neurophysiol* 2000b;53:155–62 Talli Yehuda Rosenbaum, 2005, 'Physiotherapy Treatment of Sexual Pain Disorders', *Journal of Sex & Marital Therapy*, 31:329–340
 106. Van Beekvelt MC, Drost G, Rongen G, Stegeman DF, Van Engelen BG, Zwarts MJ. Na⁺–K⁺-ATPase is not involved in the warming-up phenomenon in generalized myotonia. *Muscle Nerve* 2006;33:514–23
 107. van der Velde, J., & Everaerd, W. (2001). The relationship between involuntary pelvic floor muscle activity, muscle awareness, and experienced threat in women with and without vaginismus. *Behavior Research and Therapy*, 39, 395–408
 108. Victoria M. Clark, Adrian M. Burden, 2005, 'A 4-week wobble board exercise programme improved muscle onset latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle', *Physical Therapy in Sport* 6: 181–187
 109. V. Weerdesteyn, B.E. Groen , R. van Swigchem, J. Duysens , 2008, 'Martial arts fall techniques reduce hip impact forces in naïve subjects after a brief period of training', *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (2008) 235–242
 110. Whitehead WE, Schuster MM: Anorectal physiology and pathophysiology. *Am J Gastroenterol* 1987; 82: 487-497
 111. Wolf S.L, Baker M.P and Kerry J.L, 1979, 'EMG biofeedback in stroke. Effect of patient characteristics', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 60, 69-102
 112. Wolf S.L, Catlin P.A, Blanton S. et al, 1994, 'Overcoming limitations in elbow movement in the presence of antagonist hyperactivity', *Physical Therapy*, 74, 826-835
 113. Wood SM, Jarratt JA, Barker AT, Brown BH. Surface electromyography using electrode arrays: a study of motor neuron disease. *Muscle Nerve* 2001;24:223–30
 114. Xynos E, Tzortzinis A, Chrysos E, Tzovaras G, Vassilakis JS: Anal manometry in patients with fissure-in-ano before and after internal sphincterotomy. *Intern J Colorectal Dis* 1993; 8: 125-128
 115. Yamada M, Kumagai K, Uchiyama A. Muscle fiber conduction velocity studied by

- the multi-channel surface EMG. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1991;31:251–6
116. Yasuhide Yoshitake, PhD, Motoki Kouzaki, PhD, Hideoki Fukuoka, MD, PhD, Tetsuo Fukunaga, PhD, Minoru Shinohara, PhD, 2007, 'Modulation of muscle activity and force fluctuations in the plantarflexors after bedrest depends on knee position', *Muscle Nerve* 35: 745–755
 117. Zwarts MJ, van Weerden TW. Transient paresis in myotonic syndromes. A surface EMG study. *Brain* 1989;112 (Pt 3):665–80