

---

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ

## 6

---

### Ηλεκτρομυογραφία

Δημήτρης Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Γιώργος Ματσόπουλος  
Ερευνητής ΕΠΙΣΕΥ-Ε.Μ.Π.

#### 6.1 Εισαγωγή

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)**.

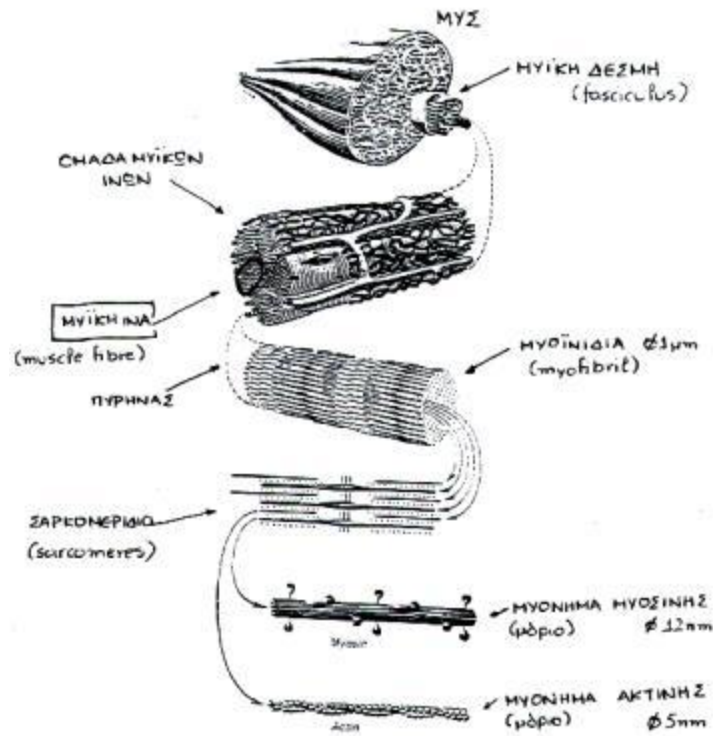
Το ΗΜΓ χρησιμοποιείται κυρίως για τη μελέτη της μυϊκής λειτουργίας και της συναρμογής. Η περιοχή έρευνας καλείται συνήθως κινησιολογική ηλεκτρομυογραφία και επικεντρώνεται στην εξακρίβωση του τρόπου εκτέλεσης των κινήσεων των διαφόρων μελών του σώματος ή του μεγέθους των εξωτερικών ή εσωτερικών ροπών ή δυνάμεων που δρουν σε ένα μέλος του σώματος. 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.

#### 6.2 Δομή σκελετικού μυός

Στην ενότητα αυτή εξετάζεται η δομή ενός τυπικού σκελετικού μυός. Στο σχήμα 6.1 παρουσιάζονται τα βασικά δομικά χαρακτηριστικά ενός μυός χρησιμοποιώντας ηλεκτρονικό μικροσκόπιο που αυξάνει τη διακριτική ικανότητα στα 0,2 nm.

Οι βασικές μονάδες που απαρτίζουν το μυ είναι οι μυϊκές ίνες (muscle fibers). Κάθε μία αποτελεί μια χωριστή κυψελίδα που απαρτίζεται από πολλές εκατοντάδες πυρήνες. Οι

μυϊκές ίνες είναι τακτοποιημένες σε δέσμες διαφορετικών διαστάσεων που ονομάζονται μυϊκές δέσμες (muscle fasciculus). Ο χώρος μεταξύ των μυϊκών ινών, μαζί με τις μυϊκές δέσμες, καλύπτεται από συνδετικούς ιστούς. Επιπλέον, κάθε μυϊκή δέσμη καλύπτεται εξωτερικά από ένα δυνατό συνδετικό ιστό ενώ ολόκληρος ο μυς καλύπτεται εξωτερικά από ένα πιο δυνατό επίστρωμα συνδετικού ιστού.



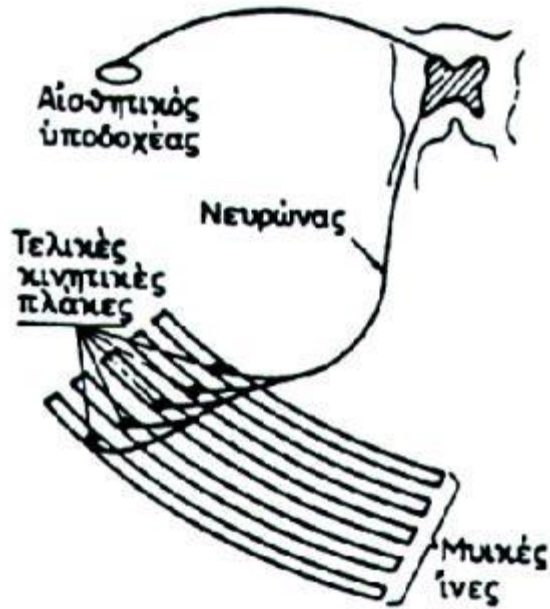
Σχήμα 6.1: Βασικά δομικά στοιχεία σκελετικού μυός

Ένας τυπικός σκελετικός μυς μπορεί να επιμηκυνθεί, έχοντας διάμετρο από 10-60  $\mu\text{m}$  και μήκος από μερικά  $\text{mm}$  μέχρι μερικά  $\text{cm}$ , φτάνοντας μερικές φορές και τα 30  $\text{cm}$  (μακρύς μυς). Οι μυϊκές ίνες εκτείνονται από τη μία άκρη του μυ στην άλλη, αλλά συχνά η έκταση αυτή συνοδεύεται με τη μεταβολή μέρους του μήκους του μυός καταλήγοντας σε τενοντώδεις ή άλλους συνδετικούς ιστούς.

Ο επίπεδος πυρήνας των μυϊκών ινών βρίσκεται κάτω από τη μυϊκή-κυτταρική μεμβράνη και διαιρείται σε νέες ίνες, διαμέτρου 1  $\mu\text{m}$  περίπου, που ονομάζονται μυο-ινίδια (myofibrils). Τα μυο-ινίδια μπορούν να εξετασθούν στο μικροσκόπιο, καθώς μερικές ζώνες τους, που ονομάζονται ισοτροπικές ή Ι-μπάντες, ανισοτροπικές ή Α-μπάντες και Ζ-μπάντες, μπορούν να χρωματιστούν με βασικές βαφές, όπως αιματοξυλίνη. Αν ο μυς συσταλλεί, οι Ι-μπάντες συρρικνώνονται σε αντίθεση με τις Α-μπάντες που παραμένουν αμετάβλητες.

Κάθε μυο-ινίδιο αποτελείται από σύνολο μυονημάτων (myofilaments). Αυτά διαχωρίζονται εγκάρσια από τις Η-μπάντες (περιλαμβάνονται στις Α-μπάντες) σε σειριακές επαναλαμβανόμενες περιοχές που ονομάζονται σαρκομερίδια (sarcomeres), με μήκος εξαρτώμενο από τη δύναμη που εφαρμόζεται στο μυ. Δύο τύποι μυονημάτων διακρίνονται

σε κάθε σαρκομερίδιο: λεπτά μυνήματα διαμέτρου 5nm που ονομάζονται μόρια ακτίνης (actin molecules) και μυνήματα διαμέτρου 12nm που ονομάζονται μόρια μυοσίνης (myosin molecules). Η διάταξη και η αλληλοσυσχέτιση των νημάτων ακτίνης και μυοσίνης επηρεάζουν τη μεταβολή του μήκους του μυός, όταν αυτός υπόκειται στην εφαρμογή ερεθίσματος.



Σχήμα 6.2: Σχηματική παράσταση κινητικής μονάδας: νευρώνας με νευρικές ίνες, τελικές κινητικές πλάκες και μυϊκές ίνες

### 6.3 Νευρική ώση

Η κίνηση του ανθρώπινου σώματος και των μελών του είναι αποτέλεσμα της μυϊκής συστολής που επιτυγχάνεται με τη μετατροπή της χημικής ενέργειας σε μηχανική. Αυτός ο ενεργειακός μετασχηματισμός πραγματοποιείται στα μυϊκά κύτταρα, δηλαδή τις μυϊκές ίνες, που λειτουργούν με τον έλεγχο της βούλησης, δηλαδή την ενεργοποίηση του κεντρικού νευρικού συστήματος.

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 διαπερατότητάς της στο  $\text{Na}^+$  (νάτριο) και στο  $\text{K}^+$  (κάλιο).

Στις μεμβράνες όλων ουσιαστικά των κυττάρων του σώματος υπάρχουν ηλεκτρικά δυναμικά. Γενικά στο εσωτερικό των κυττάρων, και αμέσως μετά από τη μεμβράνη τους, υπάρχουν αρνητικά φορτισμένα ιόντα (ανιόντα), ενώ αμέσως έξω από τη μεμβράνη συγκεντρώνεται ποσότητα θετικά φορτισμένων ιόντων (κατιόντα).

### 6.3.1 Ανάπτυξη δυναμικού μεμβράνης

Στην υποθετική περίπτωση που οι συγκεντρώσεις όλων των ιόντων μέσα και έξω από τη νευρωνική ίνα ήταν ίσες, δεν θα υπήρχε δυναμικό μεμβράνης κάτω από τις συνθήκες αυτές. Όμως ένα φυσιολογικό κύτταρο αναπτύσσει αυτόματα δυναμικό μεμβράνης. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της λειτουργίας της αντλίας νατρίου-καλίου.

Η αντλία νατρίου μεταφέρει μερικά από τα θετικά φορτισμένα ιόντα νατρίου (κατιόντα νατρίου) από το εσωτερικό στο εξωτερικό της ίνας, με αποτέλεσμα το εσωτερικό της μυϊκής ίνας να είναι αρνητικά φορτισμένο (πλεόνασμα αρνητικών ιόντων - ανιόντα). Η ίδια αντλία νατρίου είναι και αντλία καλίου. Ο ίδιος μηχανισμός που ενεργεί ως φορέας εξαγωγής νατρίου από το κύτταρο, μεταφέρει ταυτόχρονα κάλιο στο εσωτερικό του. Η αντλία όμως μεταφέρει προς τα έξω τρία μόρια νατρίου, για κάθε δύο μόρια καλίου που εισάγει στο κύτταρο, με αποτέλεσμα να παρατηρείται πάντοτε μεταφορά περισσότερων θετικών ιόντων προς τα έξω. Η διαρκής άντληση περισσότερων φορτίων από την εσωτερική προς την εξωτερική επιφάνεια της μεμβράνης (3 ιόντων νατρίου προς 2 ιόντα καλίου που εισέρχονται στο κύτταρο), οδηγεί τελικά στη δημιουργία του αρνητικού δυναμικού μεμβράνης μεταξύ του εσωτερικού και εξωτερικού του κυττάρου.

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.

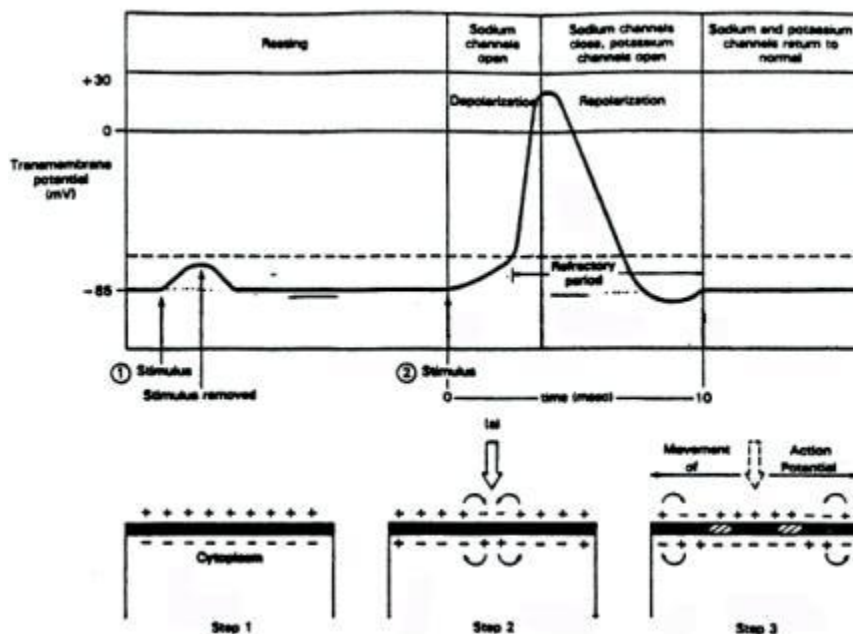
### 6.3.2 Εκπόλωση

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 (βλέπε σχήμα 6.3).

### 6.3.3 Επαναπόλωση

Αμέσως μετά την εκπόλωση, οι πόλοι της μεμβράνης γίνονται πάλι σχεδόν αδιαπεράστοι 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

ίοντα καλίου, λόγω του μεγέθους της συγκέντρωσης στο εσωτερικό. Επειδή τα ίοντα 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** (βλέπε σχήμα 6.3).



Σχήμα 6.3: Δημιουργία μυϊκών δυναμικών, εκπόλωση και επαναπόλωση κατά την εφαρμογή διεγέρσεων (1 και 2). Για την πρόκληση μυϊκών δυναμικών θα πρέπει η διέγερση να είναι μεγαλύτερη από ένα κατώφλι (threshold). Η διέγερση 1 δεν προκαλεί μυϊκό δυναμικό, ενώ η διέγερση 2 προκαλεί εκπόλωση και επαναπόλωση. Στο κάτω μέρος του σχήματος απεικονίζονται βηματικά οι μετακινήσεις των προκλητών δυναμικών κατά μήκος μιας μυϊκής μεμβράνης: κατάσταση ηρεμίας (step 1) – εκπόλωση (step 2) – δημιουργία μυϊκού δυναμικού κατά μήκος της μεμβράνης (step 3)

### 6.3.4 Μυϊκό δυναμικό δράσης

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 (βλέπε σχήμα 6.3).

Συγκεκριμένα, στη διάρκεια της εκπόλωσης της κυτταρικής μεμβράνης, θετικά φορτία της εσωτερικής επιφάνειας της μεμβράνης μεταφέρονται από το σημείο εκπόλωσης προς τις γειτονικές αρνητικά φορτισμένες περιοχές της μεμβράνης, ενώ στο εξωτερικό της μεμβράνης μετακινούνται θετικά φορτία από τις γειτονικές περιοχές, που είναι σε ηρεμία, σε σχέση με την περιοχή εκπόλωσης. Με την κυκλική αυτή μετακίνηση των φορτίων ελαττώνεται η διαφορά δυναμικού στις περιοχές της μεμβράνης που συνορεύουν με τις περιοχές της αρχικής εκπόλωσης. Όταν η μείωση της διαφοράς δυναμικού υπερβεί τα 15mV, τότε στις περιοχές αυτές δημιουργείται νέο δυναμικό δράσης, που στη συνέχεια με

τον ίδιο μηχανισμό προκαλεί διέγερση άλλων γειτονικών περιοχών κ.ο.κ., μέχρι τελικής μετακίνησης της νευρικής διέγερσης σε όλο το μήκος του κυττάρου.

Η μεταβίβαση των διαδικασιών της εκπόλωσης κατά μήκος της μυϊκής ίνας και προς τις δύο κατευθύνσεις (step 3, σχήμα 6.3) 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 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.

## 6.4 Ηλεκτρομυογράφημα

### 6.4.1 Ορισμός

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.

Μια πλήρης διάταξη παραγωγής, λήψης και παρουσίας FW ΗΜΓ παρουσιάζεται στο σχήμα 6.4.

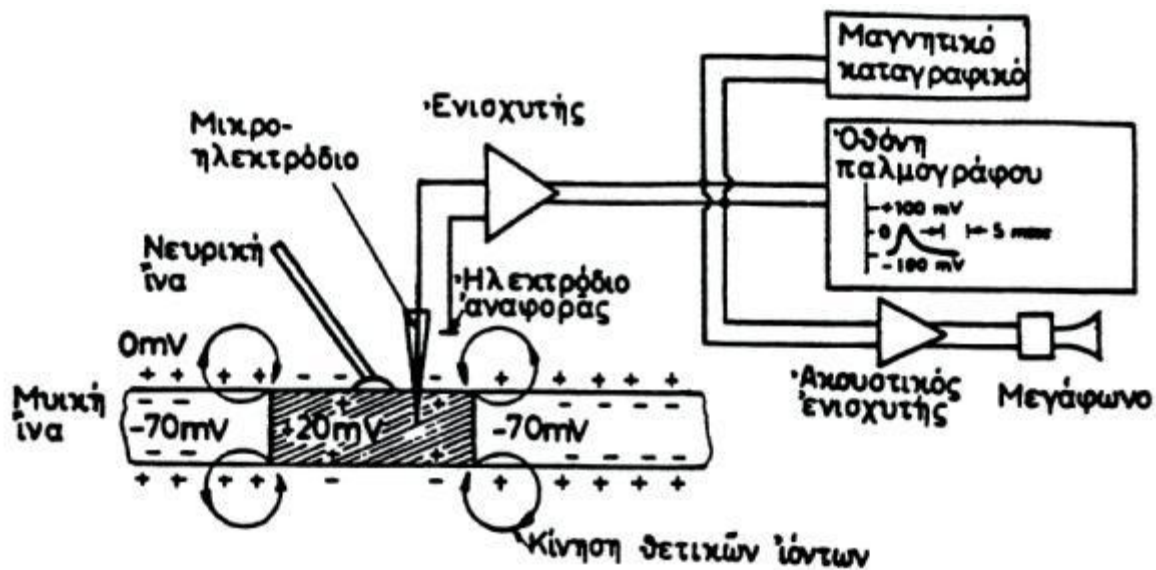
### 6.4.2 Λήψη και καταγραφή του ΗΜΓ σήματος

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. Ο εξοπλισμός που χρησιμοποιείται κατά τη λήψη του σήματος θεωρητικά δεν έχει καμιά επίδραση στο περιεχόμενο της πληροφορίας.

### 6.4.3 Καταγραφή δυναμικών

Για την καταγραφή του ΗΜΓ είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν ένα ή δύο ηλεκτρόδια. Συνηθίζεται η χρησιμοποίηση δύο ηλεκτροδίων σε ένα διπολικό μοντέλο

(Dipole), θεωρώντας ότι το ρεύμα συγκεντρώνεται σε δύο σημεία κατά μήκος της μυϊκής ίνας.



Σχήμα 6.4: Τυπική διάταξη μέτρησης της χρονικής μεταβολής του δυναμικού δράσης που διαδίδεται από την κινητική πλάκα της νευρικής ίνας προς τις δύο κατευθύνσεις της μυϊκής ίνας. Το μικροηλεκτρόδιο είναι μονωμένο εκτός της αιχμής του και το ηλεκτρόδιο αναφοράς βρίσκεται στο εξωκυττάριο υγρό

Η πηγή του ρεύματος  $I$  αντιπροσωπεύει την πόλωση (depolarisation) ενώ η πτώση του ρεύματος  $-I$  αντιπροσωπεύει την επαναπόλωση (repolarisation) και απέχουν απόσταση  $b$ .

Το δυναμικό καταγράφεται από ένα ηλεκτρόδιο σημείου, που βρίσκεται σε απόσταση  $r$  από την πηγή του ρεύματος και δίνεται από τον τύπο:

$$V = \frac{1}{4\pi\sigma} \times \frac{1}{r} \quad (6.1)$$

όπου  $\sigma$  είναι η αγωγιμότητα (conductivity) του μέσου, το οποίο θεωρείται ισότροπο, δηλαδή παρουσιάζει την ίδια αγωγιμότητα σε όλες τις κατευθύνσεις.

Το καθαρό δυναμικό που καταγράφεται από το ηλεκτρόδιο σημείου είναι:

$$V = \frac{1}{4\pi\sigma} \times \frac{1}{r_1} - \frac{1}{4\pi\sigma} \times \frac{1}{r_2} = \frac{1}{4\pi\sigma} \times \left( \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (6.2)$$

όπου  $r_1$  και  $r_2$  είναι οι αντίστοιχες αποστάσεις.

Όταν χρησιμοποιείται ένα ηλεκτρόδιο, συλλέγεται ένα διφασικό κύμα. Τα περισσότερα ηλεκτρομυογραφήματα απαιτούν δύο ηλεκτρόδια καταγραφής πάνω στο μυ, ώστε η τάση που καταγράφεται να είναι η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων.



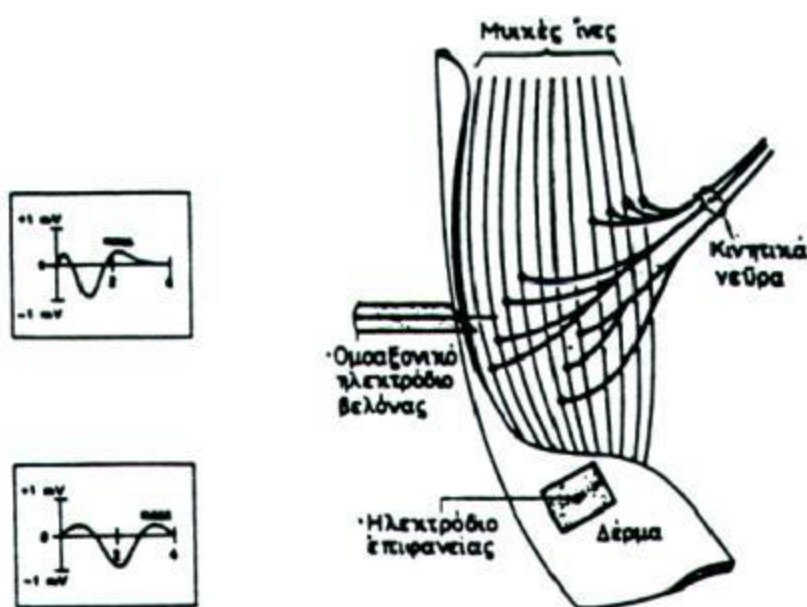
## 6.4.4 Ηλεκτρόδια

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

- Επιφανειακά ηλεκτρόδια (surface electrodes)
- Ηλεκτρόδια βάθους (indwelling intramuscular electrodes)

Τα επιφανειακά ηλεκτρόδια διακρίνονται σε:

- α) Παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια (passive surface electrodes) και
- β) ενεργητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια (active surface electrodes)



Σχήμα 6.5: Διάταξη λήψης και ΗΜΓ με ηλεκτρόδιο ομοαξονικής βελόνας και ηλεκτρόδιο επιφάνειας δέρματος

### Παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια

Τα παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια αποτελούνται από ένα μεταλλικό δίσκο, συνήθως αργύρου / χλωριούχου αργύρου (silver / silver chloraid), έναν αυτοκόλλητο δίσκο και είναι μονωμένα σε όλο το μήκος τους, εκτός από το σημείο επαφής τους. Τοποθετούνται πάνω στο δέρμα, στην περιοχή του αντίστοιχου μυ, με χρήση ηλεκτρολυτικής κρέμας. Τα ηλεκτρόδια αυτά ανιχνεύουν τη μέση δραστηριότητα των επιφανειακών μυών ενώ παράλληλα μεταβάλλοντας (μειώνοντας) τις διαστάσεις του δίσκου τους, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη μυϊκή καταγραφή μυών μικρότερων διαστάσεων.

Για την καταγραφή του ΗΜΓ χρησιμοποιούνται δύο (2) 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 (ground electrode) 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.

Μέσω των παθητικών επιφανειακών ηλεκτροδίων καταγράφεται το αλγεβρικό άθροισμα όλων των δυναμικών δράσης των κινητικών μονάδων, που μεταδίδονται κατά μήκος των μυϊκών ινών και που βρίσκονται μεταξύ των δυο ηλεκτροδίων. Η τιμή αυτή εξαρτάται από:

- α) το μέγεθος των ηλεκτροδίων και
- β) τη μεταξύ τους απόσταση.

### **Μέγεθος των ηλεκτροδίων**

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 (amplitude) 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 (impedance). Στην υπάρχουσα βιβλιογραφία αναφέρεται η χρήση ηλεκτροδίων διαμέτρων 1cm, 3mm και 10mm.

### **Απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων**

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 («cross-talk») στο ελάχιστο. Στην υπάρχουσα βιβλιογραφία αναφέρονται αποστάσεις μεταξύ των κέντρων των δύο επιφανειακών ηλεκτροδίων ίσες με 1cm, 2cm, 2.5cm και 4cm.

### **Τοποθέτηση ηλεκτροδίων**

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

### **Μείωση θορύβου των ηλεκτροδίων**

Η εφαρμογή πίεσης στα επιφανειακά ηλεκτρόδια, όταν αυτά βρίσκονται σε επαφή με το δέρμα, προκαλεί τάση παρεμβολής (θόρυβος - artifact voltage), 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 (high-pass filtering) για συχνότητες μεγαλύτερες από 10 MHz.

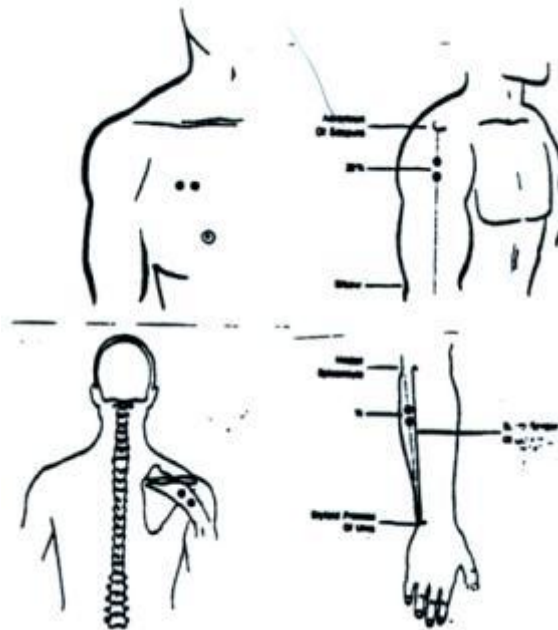
## Αντίσταση δέρματος

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. Καθώς το μέγεθος των ηλεκτροδίων έχει αντιστρόφως ανάλογη σχέση με την αντίστασή τους, στην περίπτωση που χρησιμοποιούνται μικρά ηλεκτρόδια θα πρέπει συνεχώς, λόγω της υψηλότερης αντίστασής τους, το δέρμα να προετοιμάζεται σχολαστικά.

Για τη σωστή καταγραφή του ΗΜΓ, όταν χρησιμοποιούνται παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια, είναι επιβεβλημένη η καλή προετοιμασία της επιφάνειας του δέρματος, έτσι ώστε η αντίσταση του δέρματος (skin impedance) να είναι μικρότερη από 10KΩ και στην καλύτερη περίπτωση κάτω από 5KΩ. Η αντίσταση της συνδεσμολογίας ηλεκτροδίου-δέρματος θα πρέπει να ελέγχεται μέσω ενός DC ωμόμετρου (συνεχές ρεύμα). Η αντίσταση του δέρματος, και συνεπώς η προετοιμασία του, παύουν να έχουν σημασία, όταν χρησιμοποιούνται ενισχυτές υψηλής απόδοσης ή όταν χρησιμοποιούνται ενεργητικά ηλεκτρόδια επιφάνειας.

## Ενεργητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια

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. Για το λόγο αυτό αναφέρονται στη βιβλιογραφία και ως ξηρά ηλεκτρόδια.



Σχήμα 6.6: Τοποθέτηση επιφανειακών ηλεκτροδίων για την καταγραφή ΗΜΓ μυών στις περιοχές του στήθους, της ωμοπλάτης και στο άνω άκρο

## Ηλεκτρόδια βάθους

Τα ηλεκτρόδια βάθους χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση λεπτών κινήσεων και την καταγραφή της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας των «εν τω βάθει» μυών. Είναι κατασκευασμένα από ανοξείδωτο χάλυβα και είναι μονωμένα σε όλο το μήκος τους, εκτός από την ακμή τους. Αυτή εισάγεται στο εσωτερικό του μυός για να μετρηθεί η διαφορά δυναμικού του με το εξωκυττάριο υγρό.

### 6.4.5 Βιοενισχυτές

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 (noise) και άλλες παρεμβολές (artifacts).

Για την αποφυγή παραμόρφωσης, το ΗΜΓ θα πρέπει να ενισχύεται γραμμικά (linearly) σε όλο το εύρος του ενισχυτή και του συστήματος καταγραφής (σχήμα 6.4). 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 (man-mode noise) προέρχεται κυρίως από γραμμές ισχύος (power lines), από μηχανήματα ή δημιουργείται από τον ενισχυτή.

Οι παρεμβολές γενικά αναφέρονται σε λάθος σήματα, που οφείλονται στα ίδια τα ηλεκτρόδια ή τα καλώδια. Οι παρεμβολές κίνησης (movement artifacts) οφείλονται στο άγγιγμα των ηλεκτροδίων ή στην κίνηση των καλωδίων και οι συχνότητες τέτοιων παρεμβολών εκτιμούνται από 0-10Hz. Χρησιμοποιώντας φίλτρα υψηλών συχνοτήτων, καλώδια υψηλής ποιότητας και σταθεροποιώντας προσεκτικά τα ηλεκτρόδια και τις λοιπές διατάξεις ελαχιστοποιούνται οι παρεμβολές και οι θόρυβοι. Για το λόγο αυτό συχνά χρησιμοποιούνται συστήματα προενισχυτών και ενεργητικά ηλεκτρόδια επιφανείας.

Για την καταγραφή «καθαρού» ΗΜΓ, οι βιο-ενισχυτές θα πρέπει να πληρούν κάποιες συγκεκριμένες προϋποθέσεις. Συνήθως χρησιμοποιούνται ενισχυτές εναλλασσόμενου ρεύματος (AC). Τα βασικά χαρακτηριστικά τους είναι:

- Κέρδος ενισχυτή και δυναμικό εύρος (Amplifier Gain / Dynamic Range)
- Αντίσταση εισόδου (Input Impedance)
- Απόκριση - εύρος συχνοτήτων (Frequency Response - Bandwidth)
- Απόρριψη κοινού σήματος (Common-Mode Rejection)

### Κέρδος βιοενισχυτή

Τα ηλεκτρομυογραφικά σήματα που καταγράφονται κατά τη μέγιστη εντολή, με ηλεκτρόδια επιφάνειας, έχουν μέγιστο πλάτος (maximum amplitude) ίσο με 5mV, ενώ όταν καταγράφονται με ηλεκτρόδια βάθους, έχουν μέγιστο πλάτος, πάνω από 10mV.

Ένα απλό δυναμικό δράσης κινητικής μονάδας έχει πλάτος περίπου 0,1mV. Η ενίσχυση ενός σήματος καθορίζεται από το κέρδος του ενισχυτή, που ορίζεται σαν το λόγο της τάσης εξόδου προς την τάση εισόδου, σύμφωνα με την ακόλουθη σχέση:

$$Gain = \frac{V_{out} (Output Voltage)}{V_{in} (Input Voltage)} \quad (6.3)$$

Αν π.χ. η τάση εισόδου είναι 2mV και το κέρδος του βιοενισχυτή είναι 1000, τότε η τάση εξόδου θα είναι 2000mV = 2 Volt.

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

Οι περισσότεροι ενισχυτές παρέχουν τη δυνατότητα επιλογής κέρδους για εύρος από 100-1000. Συχνά το κέρδος του ενισχυτή εκφράζεται σε λογαριθμική κλίμακα (σε dB). Ανεξάρτητα όμως από το κέρδος του ενισχυτή, το πλάτος του σήματος θα πρέπει να αναφέρεται έτσι όπως εμφανίζεται στα ηλεκτρόδια, δηλαδή σε mV.

### Αντίσταση εισόδου

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 ( $V_{HMG}$ ).

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.

Αν η αντίσταση εισόδου του βιοενισχυτή είναι αρκετά υψηλή, τότε μπορεί να μειωθεί η πτώση τάσης που παρατηρείται στη συνδεσμολογία ηλεκτροδίων - δέρματος. Είναι σκόπιμο στα ηλεκτρόδια επιφανείας η αντίσταση εισόδου (input impedance) να έχει τιμή 1MΩ ή μεγαλύτερη και να προετοιμάζεται κατάλληλα το δέρμα έτσι ώστε να μειώνεται η αντίσταση στα 1000Ω ή λιγότερο. Στα ηλεκτρόδια βάθους, η αντίσταση των ηλεκτροδίων μπορεί να είναι πολύ υψηλότερη, μέχρι και 5000Ω, έτσι ώστε να απαιτείται ενισχυτής με αντίσταση εισόδου το ελάχιστο ίση με 5MΩ. Η σπουδαιότητα της αντίστασης του δέρματος μπορεί να ελαχιστοποιηθεί χρησιμοποιώντας ενισχυτές με μεγαλύτερη αντίσταση εισόδου, που θα πρέπει να είναι τουλάχιστον 100 φορές μεγαλύτερη από την αντίσταση του δέρματος.

Η αντίσταση εισόδου (input resistance) θα πρέπει να είναι:

α)  $> 10^{10}$  ohms για DC ρεύμα και

β)  $> 10^8$  ohms στα 100Hz για AC ρεύμα (όπως το ΗΜΓ).

## Απόκριση - Εύρος συχνοτήτων

Το εύρος συχνοτήτων στο βιοενισχυτή θα πρέπει να είναι κατάλληλο ώστε να ενισχύσει όλες τις συχνότητες που εμφανίζονται στο ΗΜΓ. Τυπικές τιμές εύρους συχνοτήτων είναι: α) ΗΜΓ με επιφανειακά ηλεκτρόδια: 5-1000 Hz, β) ΗΜΓ με ηλεκτρόδια βάθους: 20-2000 Hz

Το μεγαλύτερο μέρος του σήματος συγκεντρώνεται στο εύρος μεταξύ 20-200 Hz και μόνο ένα μικρό ποσοστό εκτείνεται μέχρι τα 1000 Hz. Συνεπώς, παράλληλα με το ηλεκτρομυογραφικό σήμα, λαμβάνεται και εξετάζεται το φάσμα και άλλων φυσιολογικών σημάτων και θορύβων. Για παράδειγμα, το ηλεκτρομυογράφημα περιέχει συχνότητες γύρω στα 100Hz με συνέπεια να μην είναι δυνατή η μείωση των παρεμβολών, ιδίως όταν οι εξεταζόμενοι μύες βρίσκονται γύρω από την καρδιά. Θόρυβος που προέρχεται από γραμμές ισχύος βρίσκεται στο κέντρο του φάσματος συχνοτήτων και είναι δύσκολο να φιλτραρισθεί. Οι παρεμβολές κινήσεως κυμαίνονται σε εύρος συχνοτήτων μεταξύ 0-10Hz. Τέτοιες παρεμβολές εξουδετερώνονται με φίλτρο χαμηλών συχνοτήτων με συχνότητα αποκοπής περίπου στα 20Hz. Διαφορετικά χρησιμοποιούνται προενισχυτές.

Το εύρος κάθε βιοενισχυτή είναι η διαφορά μεταξύ της ανώτερης συχνότητας αποκοπής  $f_2$  και της χαμηλότερης συχνότητας αποκοπής  $f_1$  (cut-off frequencies). Συνήθως, σαν κατώτερη συχνότητα αποκοπής θεωρούνται τα 20Hz και τα σήματα που έχουν συχνότητα έξω από το εύρος αποκρίνονται και δεν ενισχύονται. Η διαδικασία της επιλογής κατάλληλου φίλτρου (low-pass, high-pass, band-pass filters) και των χαρακτηριστικών του βασίζεται στην ανάλυση όλου του φάσματος ενισχυτών στο πεδίο των συχνοτήτων με ανάλυση κατά Fourier και στη συνέχεια στην προσαρμογή του εύρους του φίλτρου (filter bandwidth) στο εύρος του σήματος (signal bandwidth).

Στην επιφανειακή ηλεκτρομυογραφία θα πρέπει να αναφέρεται ο τύπος του φίλτρου που χρησιμοποιείται και οι συχνότητες αποκοπής (ανώτερη - κατώτερη συχνότητα αποκοπής).

## Απόρριψη κοινού σήματος

Το ανθρώπινο σώμα είναι καλός αγωγός και λειτουργεί σαν κεραία που συλλέγει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία από τον περιβάλλοντα χώρο. Η παρεμβολή αυτή μπορεί να είναι μεγάλη και να παρεμποδίζει τη σωστή καταγραφή ενός ΗΜΓ (περίπου 200mV). Χρησιμοποιώντας ένα διαφορικό ενισχυτή (differential amplifier), εξουδετερώνεται το είδος τέτοιου θορύβου. Ο διαφορικός ενισχυτής λαμβάνει τη διαφορά μεταξύ των σημάτων που φτάνουν στις τελικές απολήξεις του (active terminals). Θεωρείται ότι η παραμόρφωση λόγω θορύβου εμφανίζεται με το ίδιο πλάτος (amplitude) και στις δύο απολήξεις. Το ανεπιθύμητο σήμα καλείται κοινό σήμα (common-mode signal).

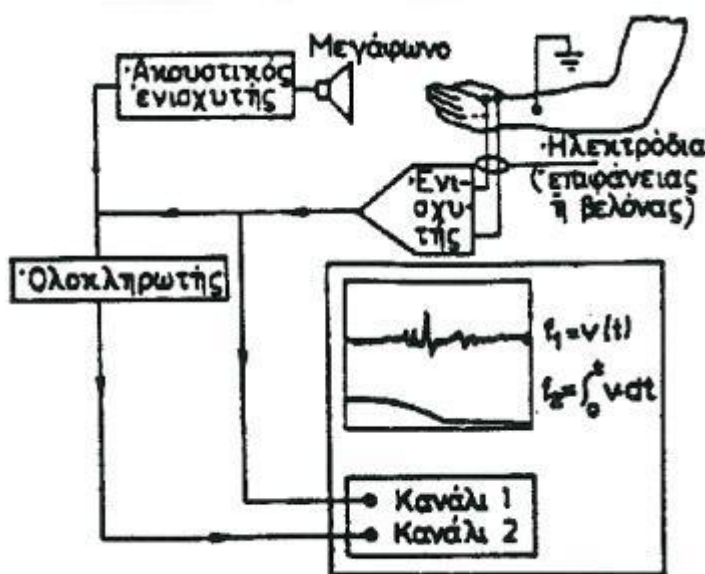
## 6.4.6 Καταγραφή ΗΜΓ

Μετά την ενίσχυση του, το ΗΜΓ οδηγείται στο μέσο καταγραφής. Θα πρέπει να δοθεί προσοχή στο εύρος συχνοτήτων που μπορούν να καταγραφούν από το μέσο, το οποίο θα πρέπει να είναι μεγαλύτερο από το εύρος συχνοτήτων του χρησιμοποιούμενου ενισχυτή. Ως μέσο καταγραφής μπορούν να χρησιμοποιηθούν μαγνητόφωνα FM, καταγραφείς χαρτιού, παλμογράφος και ηλεκτρονικοί υπολογιστές.

## Τυπικός ηλεκτρομυογράφος

Στη διάταξη του σχήματος 6.7, παρουσιάζονται οι φάσεις λήψης, ενίσχυσης και καταγραφής ενός ΗΜΓ.

Το ΗΜΓ, μετά την ενίσχυσή του, απεικονίζεται στο ένα κανάλι της οθόνης παλμογράφου (σε mV), ενώ το χρονικό ολοκλήρωμά του  $\int v \cdot dt$  απεικονίζεται στο δεύτερο κανάλι του παλμογράφου (μετρούμενο σε mV·s) και ταυτόχρονα ακούγεται από ένα μεγάφωνο. Το ύψος του ολοκληρώματος είναι σχετικό μέτρο της ποσότητας ηλεκτρικού φορτίου που μετακινήθηκε κατά το πέρασμα του δυναμικού δράσης. Όσο εντονότερη είναι η εκούσια συστολή του μυός, τόσο υψηλότερη είναι η τιμή του ολοκληρώματος. Η αξιολόγηση της μυϊκής λειτουργίας διαμέσου της ολοκληρωμένης μορφής του ΗΜΓ είναι ευκολότερη από την καμπύλη απεικόνισής της (σχήμα 6.7). Η εκούσια συστολή διαρκεί συνήθως πάνω από 100mV καθώς δεν πυροδοτούνται ταυτόχρονα όλες οι κινητικές μονάδες ενώ επίσης κάθε μια μπορεί να πυροδοτηθεί περισσότερο από μια φορά.



Σχήμα 6.7: Διάταξη λήψης, ενίσχυσης και παρουσίασης του ΗΜΓ

## 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. Αυτό επιτυγχάνεται συνήθως μέσω μιας κάρτας μετατροπής σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό. Η διαδικασία της μετατροπής συνίσταται στη λήψη διαδοχικών διακριτών τιμών από το αναλογικό σήμα σε τακτά χρονικά διαστήματα (κάθε τέτοιο χρονικό διάστημα ονομάζεται πλάτος δειγματοληψίας). Σαν αποτέλεσμα της όλης

διαδικασίας λαμβάνεται ένα σύνολο σημείων, η ένωση των οποίων σχηματίζει την καμπύλη του αναλογικού σήματος χωρίς σημαντική απώλεια πληροφοριών. Το γινόμενο του αριθμού των παραπάνω διακριτών τιμών επί το πλάτος της δειγματοληψίας ισούται με τη διάρκεια του αναλογικού σήματος. Αντίστοιχα, ο αριθμός των δειγμάτων που λαμβάνονται από το αναλογικό σήμα στη μονάδα του χρόνου κατά τη μετατροπή του σε ψηφιακό, καλείται συχνότητα δειγματοληψίας. Η συχνότητα δειγματοληψίας (sampling rate) του σήματος μπορεί να επηρεάσει σημαντικά την πληροφορία που περιέχεται στο σήμα.

Κατά την καταγραφή του ΗΜΓ, η συχνότητα μετατροπής των δεδομένων από αναλογική σε ψηφιακή μορφή (analog-to-digital conversion) 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.

#### **6.4.7 Επεξεργασία ΗΜΓ**

Μετά τη λήψη, ενίσχυση και καταγραφή, το ΗΜΓ μπορεί να αναλυθεί περαιτέρω.

##### **Αρχικό ΗΜΓ (RAW-EMG)**

Η επεξεργασία ενός ηλεκτρομυογραφήματος μπορεί να πραγματοποιηθεί: α) στο πεδίο του χρόνου (Time-Domain Analysis) και β) στο πεδίο της συχνότητας (Frequency-Domain Analysis).

Μέσω ενός προ-επεξεργασμένου ΗΜΓ, μπορεί να διαπιστωθεί αν ένας μυς ενεργοποιείται ή όχι. Συνήθως όμως, παρουσιάζεται η ποσότητα της ενεργοποίησης (amount of activity) 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.

##### **Πλήρως ανορθωμένο ΗΜΓ (Full-wave rectify)**

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.

##### **Γραμμική ομαδοποίηση (Linear envelope detector)**

Το ανορθωμένο σήμα εμπεριέχει θόρυβο και για το λόγο αυτό θα πρέπει να εξομαλυνθεί. Η εξομάλυνση επιτυγχάνεται είτε: α) μέσω φίλτρων χαμηλών ενισχυτών (low-pass filters), που επιτρέπουν τη διέλευση των χαμηλών συχνοτήτων και αποκόπτουν



τη διέλευση υψηλών συχνοτήτων  $\beta$ ) με τη μέθοδο του κινούμενου μέσου (moving average), 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 (linear envelope). 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.

Με τη μέθοδο του κινούμενου μέσου ή κινούμενου παραθύρου (moving average window) προκύπτει το γραμμικό περίβλημα του αρχικού ΗΜΓ, όπου στη νέα καμπύλη δεδομένων, η τιμή της καμπύλης κατά τη χρονική στιγμή  $t$  είναι η μέση τιμή των τιμών της αρχικής καμπύλης για το χρονικό διάστημα  $t-T/2$  έως  $t+T/2$ , όπου  $T$  είναι το χρονικό εύρος του παράθυρου. Αυτός ο τύπος επεξεργασίας του ΗΜΓ χρησιμοποιείται για την απόρριψη θορύβου σε υψηλές συχνότητες χρησιμοποιώντας χρονικά διαστήματα των 10-30 msec.

### **Χρονική επεξεργασία σήματος (Time-domain analysis)**

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 εξομαλυμένου 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  $mV \cdot sec$ . Το ολοκλήρωμα του ΗΜΓ μπορεί να ελεγχθεί είτε για ολόκληρη τη διάρκεια της συστολής είτε για συγκεκριμένο χρονικό διάστημά της.

### **Μέσο ΗΜΓ (Average EMG)**

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.

### **Ρίζα μέσου τετραγώνου (Root mean square)**

Το RMS είναι η τετραγωνική ρίζα του ολοκληρώματος του τετραγώνου του δυναμικού του ΗΜΓ ως προς το χρόνο.

### **Ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας (Frequency-domain analysis)**

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 (power spectrum). 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.

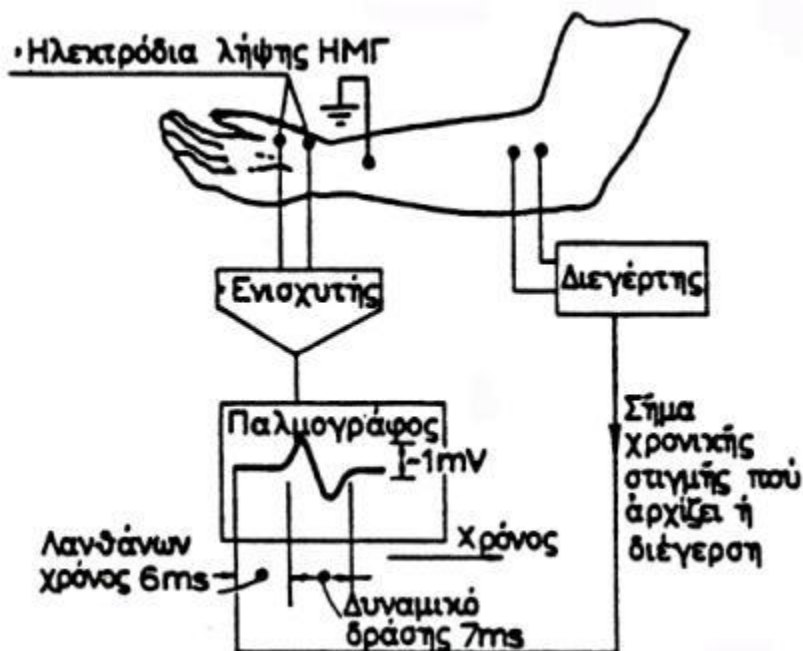
Οι στατιστικές παράμετροι που χρησιμοποιούνται για την περιγραφή του φάσματος ισχύος είναι: α) μέση συχνότητα (f-mean) β) ενδιάμεση συχνότητα (f-median), η οποία διαιρεί το φάσμα σε δύο ίσα μέρη που επηρεάζονται λιγότερο από το θόρυβο. Η ανάλυση συχνοτήτων πρακτικά χρησιμοποιείται συνήθως κατά τη μελέτη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

## 6.5 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.

Στο σχήμα 6.8 παρουσιάζεται η διάταξη διέγερσης και καταγραφής του αντίστοιχου ΗΜΓ. 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.

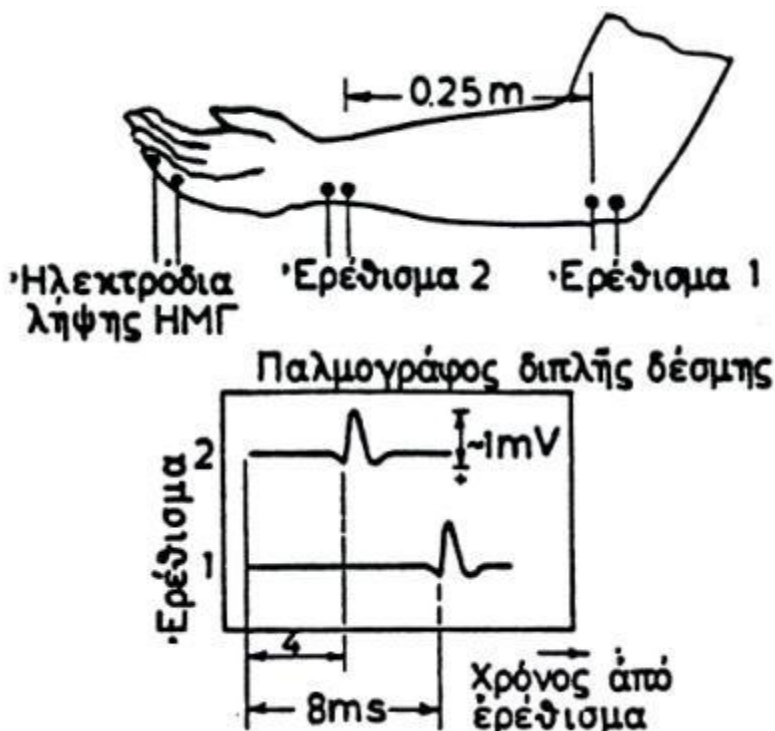


Σχήμα 6.8: Διάταξη λήψης ενός ΗΜΓ που προκλήθηκε από εξωτερική ηλεκτρική διέγερση

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.

Στο σχήμα 6.9 παρουσιάζεται μια διάταξη εφαρμογής ερεθίσματος σε δύο θέσεις.



Σχήμα 6.9: Τεχνική μέτρησης της ταχύτητας αγωγής του σήματος σε 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. Αρα η ταχύτητα αγωγής του παλμού κατά μήκος του κινητικού νεύρου είναι  $0,25\text{m}/4 \cdot 10^{-3}\text{s}=62,5\text{m/sec}$ . Η κόπωση των μυών προσδιορίζεται με πολλαπλές διεγέρσεις.