



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**Σύγκριση μεθόδων διεγχειρητικής
νευροπαρακολούθησης ως προς τα κινητά
προκλητά δυναμικά**

ΤΣΟΓΚΑΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

Αριθμός Μητρώου: 17098

Επιβλέπων Καθηγητής

MARIA ΚΑΛΛΕΡΓΗ, Ph.D.

Αθήνα 10/10/2024

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Μαρία Καλλέργη

Καθηγήτρια

Ευαγγελία Πατσαβούδη

Καθηγήτρια

Αικατερίνη Σκουρολιάκου

Καθηγήτρια

Ο υπογράφων ΤΣΟΓΚΑΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ του ΘΕΟΔΩΡΟΥ, με αριθμό μητρώου 17098 φοιτητής του Τμήματος ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ της Σχολής ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ του ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

10/10/2024

Ο Δηλών



Πίνακας περιεχομένων

Περίληψη	5
Abstract	6
Εισαγωγή.....	7
1. Νευροπαρακολούθηση-Ιστορική αναδρομή	10
2. Βασικές αρχές Νευροανατομίας – Νευροφυσιολογίας	14
2.1 Νευροανατομία.....	14
2.1.1 Εγκέφαλος	14
2.1.2 Νωτιαίος Μυελός	17
2.1.3 Νευρικά Κύτταρα	18
2.2 Νευροφυσιολογία.....	20
3. Προκλητά κινητικά δυναμικά (MEP's).....	21
3.1 Κλινικοί Παράγοντες Διέγερσης	22
3.1.1 Αναισθησία.....	22
3.1.3 Φυσιολογία ασθενούς.....	23
3.2 Τεχνικοί Παράγοντες Διέγερσης.....	24
3.1.1 Τάση	24
3.1.2 Πλήθος παλμών.....	24
3.1.3 ISI-Inter Stimulus Interval	25
3.1.4 Πλάτος παλμού	25
4. Υλικά και Μεθοδολογία Έρευνας	27
4.1.1 Δημογραφικά στοιχεία	27
4.1.2 Παθολογία ασθενών	27
4.2 Καταγραφή	27
4.3 Ανάλυση Δεδομένων	29
5. Αποτελέσματα	30
6. Συμπεράσματα	37
Αναφορές	41

Περίληψη

Σκοπός:

Τα κινητά προκλητά δυναμικά (motor evokes potentials (MEP)) επιτυγχάνονται προκαλώντας διέγερση του εγκεφαλικού φλοιού με μαγνητικά ή ηλεκτρικά ερεθίσματα στο κρανίο. Η πρόκληση διακρανιακής διαφοράς δυναμικού σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου που ελέγχουν συγκεκριμένους μύες επιτρέπει την μέτρηση της κίνησης των μυών αυτό με καταγραφή του πλάτους τους, χρησιμοποιώντας ένα ηλεκτρομυογράφημα. Ο σκοπός αυτής της εργασίας είναι να εξετάσει εάν μπορούν να ληφθούν ικανοποιητικές και συγκρίσιμες καταγραφές χωρίς να προσδίδεται μεγάλο ηλεκτρικό φορτίο στον ασθενή και χωρίς να προκαλείται μεγάλη κίνηση κατά την διέγερση.

Υλικά και μεθοδολογία:

Για την μελέτη αυτή αναλύθηκαν καταγραφές με δύο διαφορετικές διεγέρσεις σε ασθενείς, οι οποίοι χειρουργήθηκαν στην οσφυϊκή μοίρα εξ αιτίας κοίλων μεσοσπονδύλιων δίσκων. Οι ασθενείς αυτοί δεν είχαν κινητικό πρόβλημα πριν την επέμβαση και οι καταγραφές έγιναν στα μη παθολογικά άκρα. Στην μελέτη χρησιμοποιήθηκαν καταγραφές από δύο μύες: Πρόσθιος κνημιαίος (Tibialis Anterior, TA) και Απαγωγός του μεγάλου δαχτύλου του ποδιού (Abductor Haluccis, ABH). Οι μεταβλητές της διέγερσης που μελετήθηκαν και συγκρίθηκαν είναι το πλήθος παλμών και ο διαπαλμικός χρόνος (Intra Stimulus Interval, ISI) ο οποίος έχει για μονάδα μέτρησης το χιλιοστό του δευτερολέπτου (ms).

Αποτελέσματα:

Παρατηρήθηκε ότι κατά την διέγερση MEP με 5 παλμούς-4msISI προκαλείται σημαντικά μικρότερη κίνηση στον ασθενή σε σχέση με την διέγερση 7 παλμών-3msISI ανεξαρτήτως από φύλο και ηλικία. Ακόμη, παρατηρήθηκε ότι το πλάτος κύματος των καταγραφών MEP με 5παλμούς-4msISI μειώνεται κατά 11% σε σχέση με το πλάτος κύματος καταγραφών 7παλμών-3msISI . Επίσης παρατηρήθηκε ότι όσο αυξάνεται η ηλικία του ασθενούς, τόσο μειώνεται το πλάτος των καταγραφών και στα δυο πρωτόκολλα διέγερσης. Συγκεκριμένα, μειώνεται γραμμικά για τους 2 μύες και στα δύο πρωτόκολλα.

Συμπεράσματα:

Συμπεραίνεται ότι το η χρήση διέγερσης με 5 παλμούς-4msISI στις συγκεκριμένες επεμβάσεις έχει στατιστικά σημαντική διαφορά από τη διέγερση με 7 παλμούς-3msISI. Η διαφορά είναι στο ότι με την πρώτη ρύθμιση προσδίδεται μικρότερο φορτίο στον ασθενή καθώς και αποτρέπονται τραυματισμοί που μπορεί να προκληθούν με την μεγάλη κίνηση που προκαλεί το δεύτερο πρωτόκολλο.

Λέξεις κλειδιά: *Διπλωματική εργασία, Νεύρα, Χειρουργεία, Νευροπαρακολούθηση, Ανατομία, Προκλητά Κινητικά Δυναμικά*

Abstract

Purpose:

Motor evoked potentials (MEP) are obtained by causing cortical stimulation with magnetic or electrical stimuli to the skull. These are called transcranial MEPs. Inducing a transcranial potential difference in specific areas of the brain that control specific muscles allows the movement of these muscles to be measured by recording their amplitude, using electromyography. The purpose of this work is to examine whether satisfactory and comparable recordings can be obtained without imparting a large electrical charge to the patient while also not inducing large amounts of patient movement during the stimulation.

Materials and methodology:

For this study, records were taken of patients who underwent surgery with two different stimuli on the lumbar spine due to herniated discs. Recordings were taken from patients who had no motor problems before surgery and were recorded from the non-pathological limbs. Recordings were done on the Tibialis Anterior and Abductor Haluccis Muscles. The parameters that were variable during this study was the number of pulses and the Intra Stimulus Interval (ISI), which is counted in milliseconds (ms) between them.

Results:

It was found that during the 5pulse-4msISI MEP stimulation significantly less motion was observed in the patients than the 7pulse-3msISI MEP stimulation, regardless of age or sex. In addition, this study showed that the MEP amplitude when stimulating with 5pulses-4msISI was reduced by 11% compared to the amplitude when stimulating with 7pulses-3msISI. It was also observed that as the age of the patient increased, the amplitude of the recordings decreased. Specifically, the amplitude of the signal from both muscles decreased linearly in both setups.

Conclusions:

The study showed that the stimulation with 5pulses-4msISI yielded statistically significant different results from the stimulation with 7pulses-3msISI. In the first setup, significantly less electrical charge is given to the patient while injuries from large movements caused by the second setup may be prevented.

Keywords: *Thesis, Neurons, Surgeries, Neuromonitoring, Anatomy, Motor Evoked Potentials*

Εισαγωγή

Η ιστορία της χειρουργικής ιατρικής ξεκινά από την αρχαιότητα, όταν οι πρώτοι γιατροί, όπως ο Ιπποκράτης και ο Γαληνός, ανέπτυξαν βασικές τεχνικές για τη θεραπεία τραυμάτων και ασθενειών. Σημαντικές εξελίξεις ήρθαν κατά τον Μεσαίωνα και την Αναγέννηση, όταν οι χειρουργοί άρχισαν να απομακρύνονται από τις παραδοσιακές πρακτικές και να εφαρμόζουν πειραματικές μεθόδους, με τον Ambroise Paré να πρωτοστατεί στην ανακάλυψη της αγγειακής απολίνωσης. Η σύγχρονη χειρουργική ωστόσο γνώρισε αλματώδη πρόοδο τον 19ο αιώνα με την εισαγωγή της αναισθησίας και της αντισηψίας από τον Joseph Lister και τον Ignaz Semmelweis. Αυτές οι ανακαλύψεις μείωσαν δραστικά τη θνησιμότητα και οδήγησαν στη δημιουργία των ασφαλών και εξειδικευμένων χειρουργικών πρακτικών που γνωρίζουμε σήμερα. [1]

Η νευροχειρουργική, όπως και η γενική χειρουργική, έχει τις ρίζες της στην αρχαιότητα, με πρώιμες πρακτικές όπως ο τρυπανισμός, όπου άνοιγαν τρύπες στο κρανίο για την ανακούφιση από τραύματα ή ασθένειες. Ωστόσο, η εξέλιξή της ακολούθησε τις προόδους της ιατρικής κατά τον 19ο αιώνα, όταν η εισαγωγή της αναισθησίας και της αντισηψίας κατέστησε πιο ασφαλείς τις χειρουργικές επεμβάσεις. Η νευροχειρουργική αναπτύχθηκε ουσιαστικά στις αρχές του 20ού αιώνα, με πρωτοπόρους όπως ο Harvey Cushing, ο οποίος βελτίωσε τις τεχνικές χειρουργικής του εγκεφάλου, ανοίγοντας τον δρόμο για την ασφαλέστερη αντιμετώπιση εγκεφαλικών όγκων και άλλων νευρολογικών παθήσεων. [2]

Στην Ελλάδα, εκτιμάται ότι πραγματοποιούνται περίπου 7.000 με 8.000 νευροχειρουργικές επεμβάσεις ετησίως, με τις πιο συνηθισμένες να αφορούν την αντιμετώπιση όγκων εγκεφάλου, ανευρυσμάτων και παθήσεων της σπονδυλικής στήλης. Σε παγκόσμιο επίπεδο, οι νευροχειρουργικές επεμβάσεις ξεπερνούν τα 13 εκατομμύρια ετησίως, με την πλειοψηφία να επικεντρώνεται σε εγκεφαλικά τραύματα, όγκους, εγκεφαλικά επεισόδια και σπονδυλικές διαταραχές. Η συχνότητα αυτών των χειρουργείων ποικίλλει σημαντικά ανάλογα με την πρόσβαση σε ιατρικές υπηρεσίες και τον βαθμό εξειδίκευσης σε κάθε χώρα. [3]

Κατά την διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων του κεντρικού αλλά και περιφερικού νευρικού συστήματος, ο χειρουργός μπορεί να κάνει οπτική αναγνώριση του νευρικού ιστού

αλλά δεν μπορεί να εκτιμήσει την λειτουργικότητά του. Σε αυτές τις επεμβάσεις ο νευρικός ιστός βρίσκεται σε κίνδυνο μηχανικού (εφελκυσμός, στρέψη, διάτμηση) αλλά και βιολογικού (ισχαιμία, μόλυνση) τραυματισμού. Για αυτό τον σκοπό δημιουργήθηκε η μέθοδος της διεγχειρητικής Νευροπαρακολούθησης. Με αυτή την μέθοδο, η χειρουργική ομάδα μπορεί να αναγνωρίσει βλάβη σε νευρικό ιστό, πριν την ολοκλήρωση του χειρουργείου με ακρίβεια 86.8% [4] και να την αντιμετωπίσει εγκαίρως. Αυτή η μέθοδος είναι ιδιαίτερα σημαντική σε επεμβάσεις οι οποίες αφορούν παιδιά καθώς εξαιτίας της ανατομίας τους, οι κινήσεις του χειρουργού πρέπει να είναι πιο λεπτές σε σχέση με τις επεμβάσεις σε ενήλικες.

Στην Ευρωπαϊκή Ένωση (ΕΕ) η νομοθεσία επιτρέπει σε οποιονδήποτε επικυρωμένο Νευροφυσιολόγο να ασκήσει νευροπαρακολούθηση. Ωστόσο, στην ΕΕ και στην Ελλάδα, δεν υπάρχουν οδηγίες και τρόποι ορθής άσκησης της Διεγχειρητικής Νευροπαρακολούθησης όπως υπάρχουν στις ΗΠΑ. Συγκεκριμένα στις ΗΠΑ τις οδηγίες τις προσδίδει η Αμερικανική Κοινότητα Νευροπαρακολούθησης (American Society of Neuromonitoring).

Για να ελεγχθεί η λειτουργικότητα του νευρικού ιστού, πρέπει να προκληθεί η διέγερσή του πρώτα, αυτό επιτυγχάνεται με την δημιουργία διαφοράς δυναμικού στη κεφαλή με την χρήση διαδερμικών ηλεκτροδίων. Αυτή η διαφορά δυναμικού μεταβάλλει την διαφορά δυναμικού μεταξύ του εξωκυττάριου και ενδοκυττάριου χώρου και δημιουργεί μια τεχνητή νευρική όση η οποία ξεκινάει από την κεφαλή και καταλήγει στις νευρομυικές συνάψεις [5]. Αυτές με την σειρά τους προκαλούν την κίνηση στους μύες του σώματος.

Αυτή την κίνηση μπορούμε να την ανιχνεύσουμε μερικές φορές οπτικά (παρατηρείται στιγμιαία κίνηση του άκρου) και να την μετρήσουμε με την χρήση του ηλεκτρομυογραφήματος. Για την διεγχειρητική νευροπαρακολούθηση χρησιμοποιούνται βελονοειδή ηλεκτρόδια καθώς αυτά έχουν μεγαλύτερη σταθερότητα. [6]

Σημαντικές διαφορές στο πλάτος των καταγραφών των μυών (>50% μείωση σε σχέση με την αρχική καταγραφή) μπορεί να σηματοδοτεί την βλάβη νευρικού ιστού, ωστόσο η μεταβολή του πλάτους μπορεί να οφείλεται σε άλλες παραμέτρους όπως είναι η αναισθησία [7].

Κατά την διέγερση του εγκεφάλου, προσδίδεται ένα μεγάλο ηλεκτρικό φορτίο στον ασθενή και αυτό σε μεγάλες τιμές μπορεί να προκαλέσει προσωρινή ή μόνιμη βλάβη στον ασθενή. [8] Το φορτίο που προκαλείται από την διέγερση μπορεί να μειωθεί ή να αυξηθεί με

την μεταβολή διαφόρων παραμέτρων. Συγκεκριμένα με την Διαφορά Δυναμικού, το πλήθος των παλμών και ο Διαπαλμικός Χρόνος (ISI).

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι να συγκριθούν 2 ρυθμίσεις αυτών των παραμέτρων όπου η μία προκαλεί μεγαλύτερη κίνηση και προσδίδει μεγαλύτερο ηλεκτρικό φορτίο στον ασθενή από ότι η άλλη. Συγκεκριμένα θα συγκριθούν οι ρυθμίσεις «5 παλμοί-4msISI» και «7 παλμοί-3msISI». Με αυτή την εργασία θα συμπεράνουμε ποια από τις δύο ρυθμίσεις είναι πιο ασφαλής για τον ασθενή αλλά ταυτόχρονα ποια προσφέρει και τις καταγραφές μεγαλύτερου πλάτους.

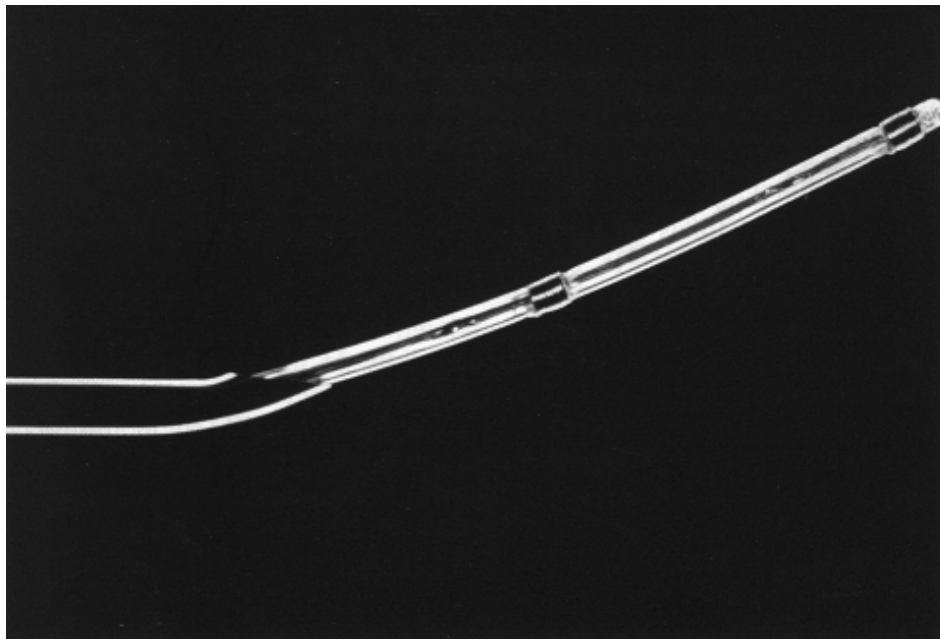
Στο Κεφάλαιο 1 θα γίνει μια ιστορική αναδρομή για την ιστορία της διεγχειρητικής νευροπαρακολούθησης. Στο κεφάλαιο 2 θα αναλυθούν οι βασικές αρχές ανατομίας, νευροφυσιολογίας που έχουν σχέση με την παρούσα έρευνα. Στο κεφάλαιο 3 θα αναλυθούν οι παράμετροι και η τεχνική καταγραφής των MEP. Στο Κεφάλαιο 4 θα παρουσιαστεί η μέθοδος της έρευνας. Τέλος, στο Κεφάλαιο 5 θα παρουσιαστούν και θα σχολιαστούν τα αποτελέσματα των μετρήσεων και στο Κεφάλαιο 6 θα αναλυθούν τα συμπεράσματα αυτών των μετρήσεων.

1. Νευροπαρακολούθηση-Ιστορική αναδρομή

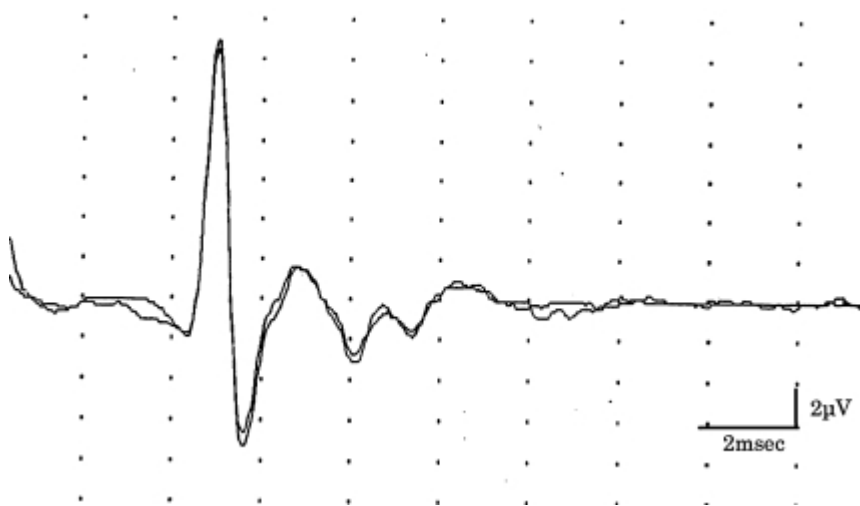
Η Διεγχειρητική Νευροπαρακολούθηση (Intraoperative Neurophysiological Monitoring (IONM)) είναι μια σημαντική τεχνολογία που χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια νευροχειρουργικών επεμβάσεων για την πρόληψη βλαβών στο νευρικό σύστημα. Η ιστορική αναδρομή της ξεκινά τον 20ό αιώνα, με σημαντικό ορόσημο στην εξέλιξή της να συνδέονται με τις ανακαλύψεις στην ηλεκτροφυσιολογία και την ιατρική τεχνολογία.

Η έννοια της διεγχειρητικής νευροπαρακολούθησης βασίζεται στις πρώτες ανακαλύψεις στον τομέα της ηλεκτροφυσιολογίας, όπου η δυνατότητα μέτρησης της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου και του νωτιαίου μυελού έδωσε τις πρώτες ενδείξεις για το πώς μπορούν να παρακολουθηθούν οι νευρολογικές λειτουργίες κατά τη διάρκεια χειρουργείων. Ήδη από τη δεκαετία του 1930, οι πρώτες εφαρμογές περιλάμβαναν την καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων (EEG) για να αξιολογηθεί η εγκεφαλική λειτουργία. [9]

Στις αρχές του 1970 η χειρουργική είχε προχωρήσει αρκετά στο να είναι πλέον δυνατόν να θεραπευτούν παραμορφώσεις της ΣΣ με χειρουργικό τρόπο. Οι ορθοπεδικοί χειρουργοί Tetsuya Tamaki και Seiji Kubota δημιούργησαν μια τεχνολογία το 1972 για να παρακολουθήσουν προκλητά δυναμικά στον νωτιαίο μυελό. Το ηλεκτρόδιο που χρησιμοποιήθηκε φαίνεται στην *Εικόνα 1* και η καταγραφή φαίνεται στην *Εικόνα 2*. Το 1980 οι Merton and Morton κατάφεραν να διεγείρουν τον εγκέφαλο διακρανιακά και να προκαλέσουν κίνηση στον ασθενή και να καταγράψουν προκλητά κινητικά δυναμικά (Motor Evoked Potentials, MEP) χωρίς να χρειαστεί να είναι ξύπνιος κατά την διάρκεια της επέμβασης. Ή οποία τεχνική ήταν η μόνη που υπήρχε για την καταγραφή MEP. [10] [11]



Εικόνα 1: Το ηλεκτρόδιο που χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή δυναμικών από τον νωτιαίο μυελό. Με διέγερση από τον Α7 σπόνδυλο, και καταγραφή στον Θ12 σπόνδυλο. [30]



Εικόνα 2: Ηλεκτρικό σήμα που καταγράφηκε από τον Νωτιαίο Μυελό στο ύψος του σπονδύλου Θ12. Στον οριζόντιο άξονα έχουμε τον χρόνο (s) και στον κάθετο διαφορά δυναμικού (μV). [10]

Η δεκαετία του 1980 αποτέλεσε σταθμό στην ανάπτυξη της ΙΟΝΜ, καθώς αναπτύχθηκαν εξειδικευμένες τεχνικές παρακολούθησης διαφόρων νευρολογικών οδών, όπως τα σωματοαισθητικά προκλητά δυναμικά (SSEP) και τα κινητικά προκλητά δυναμικά (MEP). Αυτό οδήγησε σε μεγαλύτερη ακρίβεια και ασφάλεια στις νευροχειρουργικές επεμβάσεις,

καθώς οι χειρουργοί μπορούσαν να παρακολουθούν σε πραγματικό χρόνο την κατάσταση των νεύρων και του εγκεφάλου. Σημαντικά κέντρα στην Ευρώπη και την Αμερική άρχισαν να ενσωματώνουν τη διεγχειρητική νευροπαρακολούθηση ως βασική τεχνική στις επεμβάσεις.

Στη σύγχρονη εποχή, η Διεγχειρητική Νευροπαρακολούθηση γίνεται με την χρήση αναλώσιμων βελονοειδών ηλεκτροδίων όπως αυτά που παρουσιάζονται στις *Εικόνες 3 και 4*. Το ζεύγος ηλεκτροδίων καταγραφής της *Εικόνας 3* είναι παρόμοιο με αυτά που χρησιμοποιήθηκαν στην συγκεκριμένη εργασία. Το ηλεκτρόδιο διέγερσης της *Εικόνας 4* τοποθετείται στο τριχωτό της κεφαλής του ασθενούς. Σημειώνεται ότι ο ρόλος των ηλεκτροδίων δεν είναι αποκλειστικός. Δηλαδή τα βελονοειδή ηλεκτρόδια μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως ηλεκτρόδια διέγερσης περιφερικών Νεύρων και τα βιδωτά ηλεκτρόδια για καταγραφή σημάτων από το τριχωτό της κεφαλής.

Η εξέλιξη της Διεγχειρητικής Νευροπαρακολούθησης οδήγησε στη σημαντική μείωση των επιπλοκών σε χειρουργικές επεμβάσεις και έχει επηρεάσει καθοριστικά τη σύγχρονη νευροχειρουργική, προσφέροντας βελτιωμένα αποτελέσματα και μεγαλύτερη ασφάλεια για τους ασθενείς



Εικόνα 3: Βελονοειδές ηλεκτρόδιο καταγραφής παρόμοιο με αυτά που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή την μελέτη.



Εικόνα 4: Βιδωτό (Corkscrew) ηλεκτρόδιο διέγερσης που εφαρμόζεται στο τριχωτό της κεφαλής του ασθενούς.

2. Βασικές αρχές Νευροανατομίας – Νευροφυσιολογίας

2.1 Νευροανατομία

Το ανθρώπινο νευρικό σύστημα είναι υπεύθυνο για τη ρύθμιση και τον συντονισμό όλων των σωματικών λειτουργιών, χωρίζεται δε στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ) και στο Περιφερικό Νευρικό Σύστημα (ΠΝΣ). Το ΚΝΣ αποτελείται από τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό, τα οποία είναι τα κύρια όργανα επεξεργασίας πληροφοριών και ελέγχου. Ο εγκέφαλος ελέγχει τις γνωστικές λειτουργίες, όπως η σκέψη, η μνήμη και οι αισθήσεις, ενώ ο νωτιαίος μυελός μεταφέρει τα σήματα μεταξύ εγκεφάλου και σώματος. Αυτά τα όργανα προστατεύονται από το κρανίο και τη σπονδυλική στήλη αντίστοιχα, καθώς και από τρεις μεμβράνες, τις μήνιγγες, που παρέχουν επιπλέον προστασία.

Το Περιφερικό Νευρικό Σύστημα αποτελείται από τα νεύρα που εκτείνονται από τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό σε όλο το σώμα, επιτρέποντας τη σύνδεση του ΚΝΣ με τα άκρα και τα όργανα. Το ΠΝΣ χωρίζεται σε δύο κύρια υποσυστήματα: το Σωματικό Νευρικό Σύστημα, το οποίο ελέγχει τις εκούσιες κινήσεις των μυών και τη μετάδοση αισθητηριακών πληροφοριών από το σώμα στον εγκέφαλο, και το Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα, το οποίο ρυθμίζει αυτόματες, ακούσιες λειτουργίες, όπως η καρδιακή λειτουργία, η αναπνοή και η πέψη.

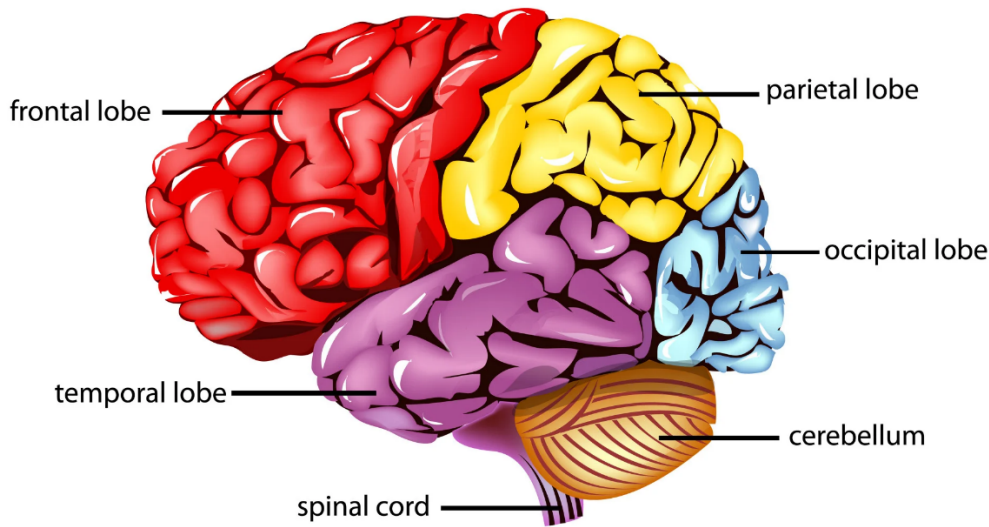
Το Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα περιλαμβάνει το Συμπαθητικό και το Παρασυμπαθητικό σύστημα, τα οποία λειτουργούν ανταγωνιστικά για τη διατήρηση της ισορροπίας (ομοιόστασης) στο σώμα. Το συμπαθητικό σύστημα ενεργοποιείται κατά τη διάρκεια καταστάσεων στρες, προετοιμάζοντας το σώμα για δράση (fight or flight), ενώ το παρασυμπαθητικό σύστημα προάγει την ξεκούραση και την αποκατάσταση (rest and digest), μειώνοντας τον καρδιακό ρυθμό και προωθώντας την πέψη. Αυτή η ισορροπία μεταξύ των δύο διασφαλίζει τη σωστή λειτουργία του σώματος σε διαφορετικές συνθήκες. [12]

2.1.1 Εγκέφαλος

Ο εγκέφαλος είναι το κεντρικό όργανο του νευρικού συστήματος και διαχωρίζεται σε διάφορες περιοχές με εξειδικευμένες λειτουργίες. Ανατομικά, ο εγκέφαλος χωρίζεται σε τρία

κύρια μέρη: τον εγκεφαλικό φλοιό, το εγκεφαλικό στέλεχος και την παρεγκεφαλίδα. Όπως φαίνεται στην *Εικόνα 5*.

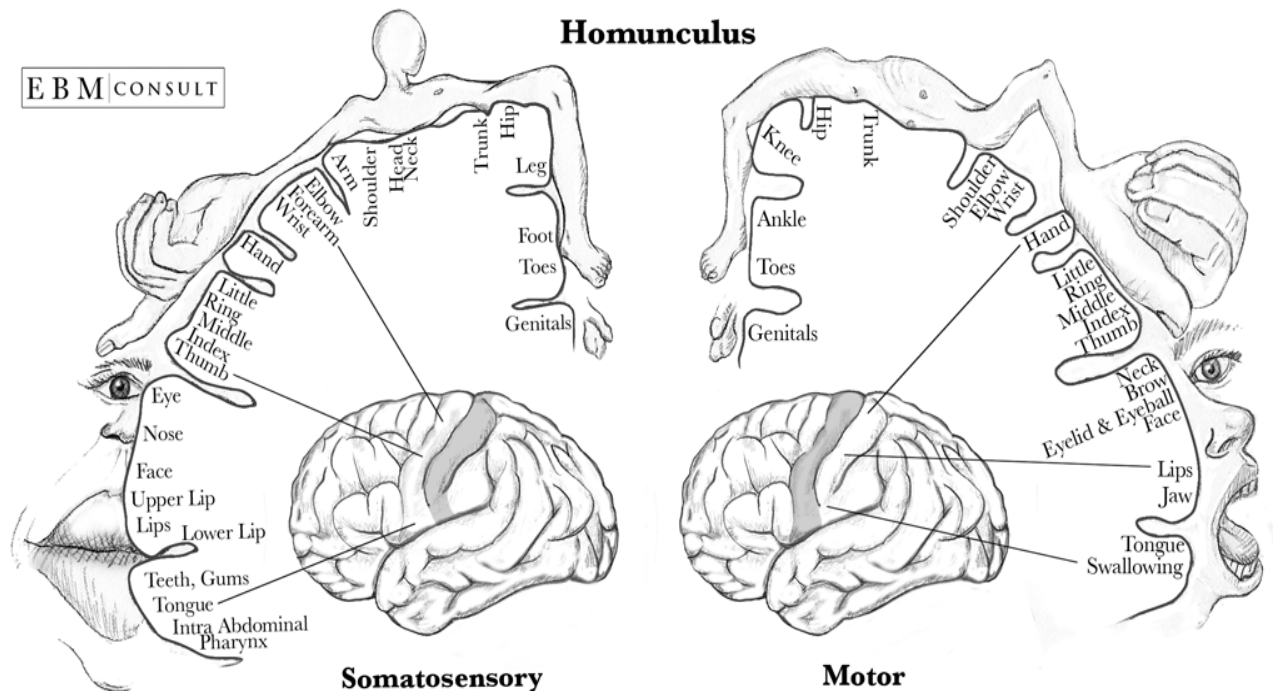
Parts of the Human Brain



Εικόνα 5: Τα βασικά μέρη του εγκεφάλου και του εγκεφαλικού φλοιού. [13]

- **Εγκεφαλικός φλοιός:** Η εξωτερική στιβάδα του εγκεφάλου και το πιο εξελιγμένο τμήμα, υπεύθυνο για ανώτερες λειτουργίες όπως η σκέψη, η μνήμη, η γλώσσα και οι εθελοντικές κινήσεις. Ο φλοιός χωρίζεται σε τέσσερις λοβούς:
 - **Μετωπιαίος λοβός (Frontal Lobe):** Ελέγχει τις εθελοντικές κινήσεις, την κρίση και τη συναισθηματική έκφραση.
 - **Βρεγματικός λοβός (Parietal Lobe):** Υπεύθυνος για την επεξεργασία των αισθητηριακών ερεθισμάτων, όπως η αφή και η θερμοκρασία.
 - **Κροταφικός λοβός (Temporal Lobe):** Σχετίζεται με την ακοή και τη γλώσσα.
 - **Ινιακός λοβός (Occipital Lobe):** Διαχειρίζεται την όραση.
- **Εγκεφαλικό στέλεχος (Brainstem):** Συνδέει τον εγκέφαλο με τον νωτιαίο μυελό και ελέγχει τις βασικές λειτουργίες επιβίωσης, όπως η καρδιακή λειτουργία, η αναπνοή και η αρτηριακή πίεση.
- **Παρεγκεφαλίδα (Cerebellum):** Βρίσκεται στο πίσω μέρος του εγκεφάλου και συντονίζει την ισορροπία, την κίνηση και τη μυϊκή μνήμη.

Η εθελοντική κίνηση ξεκινά στον πρωτογενή κινητικό φλοιό, που βρίσκεται στον μετωπιαίο λοβό. Σε αυτόν τον φλοιό, κάθε περιοχή αντιστοιχεί σε συγκεκριμένες ομάδες μυών, δημιουργώντας έναν κινητικό «χάρτη» του σώματος, γνωστό ως κινητικό ανθρωπάριο (Motor Homunculus). Ο «χάρτης» φαίνεται στην *Εικόνα 6*.



Εικόνα 6: Το κινητικό και το σωματοαισθητικό ανθρωπάριο στον εγκέφαλο. Παρατηρείται ότι τα κάτω άκρα βρίσκονται εκ των έσω ενώ τα άνω άκρα εκ των έσω [14]

Όταν «σχεδιάζεται» μια κίνηση, ο πρωτογενής κινητικός φλοιός ενεργοποιεί έναν ανώτερο κινητικό νευρώνα, ο οποίος στέλνει ένα ηλεκτρικό σήμα (δυναμικό ενέργειας) μέσω του φλοιονωτιαίου οδού. Αυτή η οδός συνδέει τον εγκέφαλο με τον νωτιαίο μυελό.

Στον νωτιαίο μυελό, το σήμα μεταδίδεται από τον ανώτερο κινητικό νευρώνα σε έναν κατώτερο κινητικό νευρώνα. Αυτοί οι νευρώνες εξέρχονται από τον νωτιαίο μυελό μέσω των περιφερικών νεύρων και κατευθύνονται στους μύες.

Όταν το σήμα φτάνει στους μύες, οι κατώτεροι κινητικοί νευρώνες απελευθερώνουν τη χημική ουσία ακετυλοχολίνη στις νευρομυϊκές συνάψεις. Αυτή η ουσία προκαλεί την σύσπαση των μυϊκών ινών, οδηγώντας σε κίνηση.

Ο συντονισμός μεταξύ του εγκεφάλου, των νευρώνων και των μυών επιτρέπει την ομαλή και ακριβή κίνηση. Ο φλοιός και οι κινητικές οδοί διαδραματίζουν έναν κρίσιμο ρόλο στην

έναρξη και την εκτέλεση των εθελοντικών κινήσεων, διασφαλίζοντας ότι τα σήματα από τον εγκέφαλο μεταδίδονται αποτελεσματικά στους μύες.

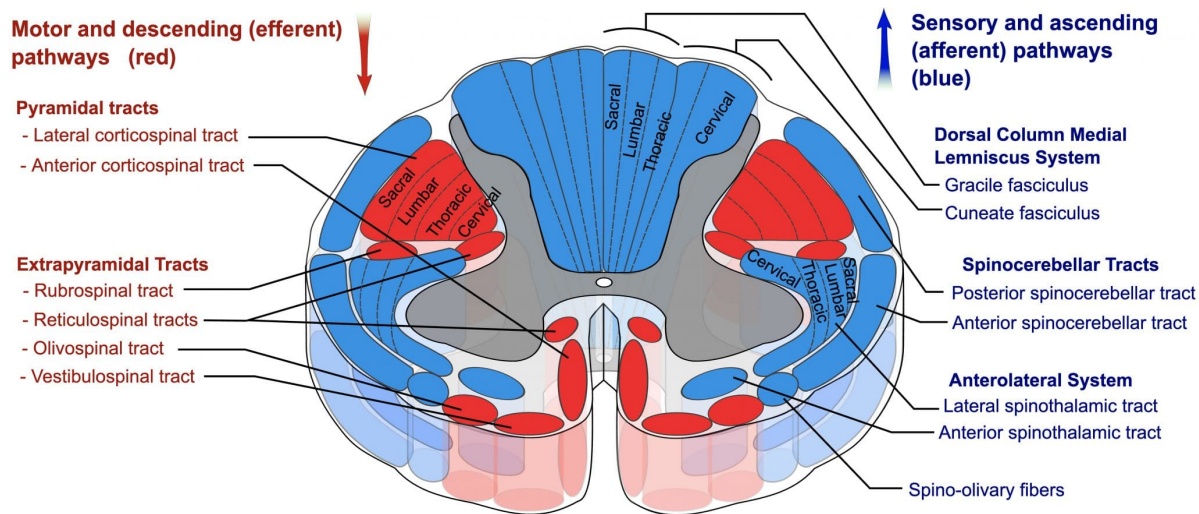
[12] [15]

2.1.2 Νωτιαίος Μυελός

Ο νωτιαίος μυελός αποτελεί βασικό τμήμα του κεντρικού νευρικού συστήματος και εκτείνεται από το εγκεφαλικό στέλεχος μέσα στη σπονδυλική στήλη, καταλήγοντας στο ύψος των σπονδύλων Θ12-Ο1, όπου μεταβαίνει στο τελικό νημάτιο (filum terminale). Περιβάλλεται, όπως και ο εγκέφαλος, από τρεις προστατευτικές μεμβράνες, τις μήνιγγες (σκληρά, αραχνοειδής και χοριοειδής μήνιγγα), που εξασφαλίζουν την προστασία και τη στήριξη του μέσα στο σπονδυλικό σωλήνα. Η κύρια λειτουργία του νωτιαίου μυελού είναι η μεταφορά σημάτων μεταξύ του εγκεφάλου και του υπόλοιπου σώματος μέσω των νευρικών ριζών που εξέρχονται από τη σπονδυλική στήλη, ρυθμίζοντας τόσο τις κινητικές όσο και τις αισθητικές λειτουργίες.

Η δομή του νωτιαίου μυελού χωρίζεται σε φαιά και λευκή ουσία. Η φαιά ουσία βρίσκεται στο κέντρο του μυελού και περιέχει τα σώματα των νευρώνων, ενώ η λευκή ουσία αποτελείται από νευρικές ίνες (άξονες) που περιβάλλονται από μυελίνη και είναι υπεύθυνες για τη μετάδοση των σημάτων. Οι κατερχόμενοι κινητικοί οδοί (efferent) μεταφέρουν εντολές από τον εγκέφαλο προς τους μύς για την εκτέλεση κινήσεων, ενώ οι ανερχόμενοι αισθητικοί οδοί (afferent) μεταφέρουν πληροφορίες από τους αισθητικούς υποδοχείς του σώματος πίσω στον εγκέφαλο για επεξεργασία. [16]

Οι κατερχόμενοι οδοί, όπως η φλοιονωτιαία οδός, είναι ιδιαίτερα σημαντικοί για τον έλεγχο των εκούσιων κινήσεων, κυρίως των άκρων. Κατά τη διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων στον νωτιαίο μυελό ή τον εγκέφαλο, αυτές οι οδοί μπορεί να βρεθούν σε κίνδυνο τραυματισμού, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε κινητικές δυσλειτουργίες. Η παρακολούθηση αυτών των οδών, για παράδειγμα μέσω IONM, είναι ζωτικής σημασίας για την αποφυγή σοβαρών επιπλοκών κατά τη διάρκεια χειρουργικών παρεμβάσεων στον νωτιαίο μυελό. [17] [18] Στην *Εικόνα 7* παρουσιάζονται οι διαφορετικές οδοί του νωτιαίου μυελού.



Εικόνα 7: Κατερχόμενοι και ανερχόμενοι οδοί του Νωτιαίου μυελού. Οι κατερχόμενοι παρουσιάζονται με κόκκινο χρώμα και είναι υπεύθυνοι για την κίνηση και με μπλε παρουσιάζονται οι αισθητικοί οδοί που είναι υπεύθυνοι για την αίσθηση. [18]

2.1.3 Νευρικά Κύτταρα

Οι νευρώνες, τα κύρια κύτταρα του νευρικού συστήματος, είναι εξαιρετικά εξειδικευμένα για τη μετάδοση πληροφοριών μέσω ηλεκτρικών και χημικών σημάτων. Αυτή η ικανότητα επιτρέπει στον εγκέφαλο και το σώμα να επικοινωνούν αποτελεσματικά, ελέγχοντας τις σωματικές και νοητικές λειτουργίες. Η βασική ανατομία ενός νευρώνα φαίνεται στην *Εικόνα 3*.

Οι νευρώνες έχουν τρία κύρια μέρη: το κυτταρικό σώμα, τους δενδρίτες και τον άξονα. Οι δενδρίτες λαμβάνουν σήματα από άλλους νευρώνες, ενώ ο άξονας μεταφέρει τα ηλεκτρικά σήματα σε μεγάλες αποστάσεις, προς άλλους νευρώνες ή μύες. Η βασική αρχή λειτουργίας ενός νευρώνα είναι η ικανότητά του να δημιουργεί και να μεταδίδει ηλεκτρικές ώσεις, γνωστές ως δυναμικά ενέργειας.

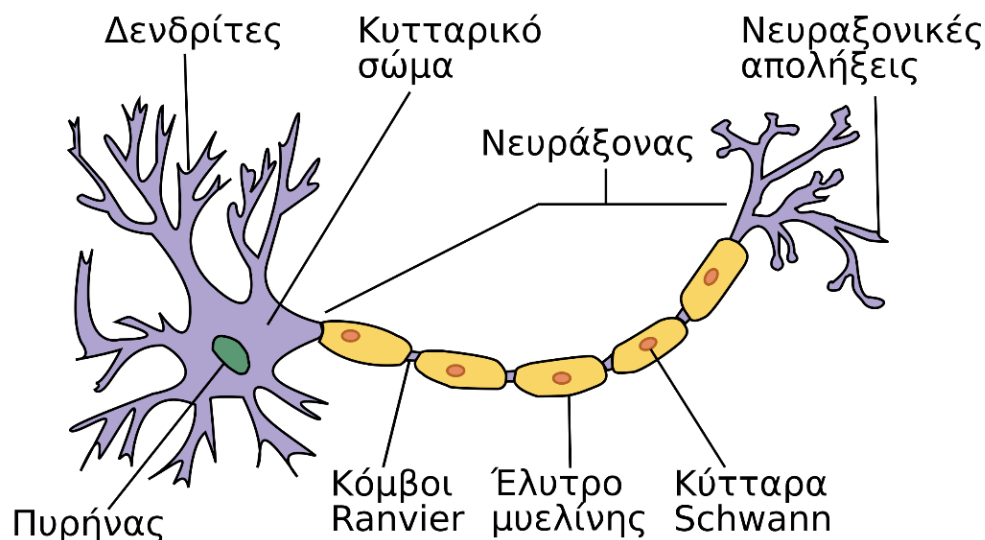
Όταν ένας νευρώνας δεν στέλνει σήμα, βρίσκεται σε κατάσταση που ονομάζεται δυναμικό ηρεμίας. Αυτό σημαίνει ότι το εσωτερικό του κυττάρου έχει αρνητικό φορτίο σε σχέση με το εξωτερικό, λόγω της διαφορετικής συγκέντρωσης ιόντων. Οι κύριοι ιοί που συμμετέχουν είναι τα ιόντα νατρίου (Na^+) και καλίου (K^+). Κατά τη διάρκεια του δυναμικού ηρεμίας, οι αντλίες νατρίου-καλίου (Na^+/K^+) διατηρούν αυτή τη διαφορά φορτίου, κρατώντας τα ιόντα νατρίου έξω από το κύτταρο και τα ιόντα καλίου μέσα.

Όταν ο νευρώνας δέχεται επαρκές ερέθισμα, ενεργοποιείται το δυναμικό ενέργειας, ένα ηλεκτρικό σήμα που ταξιδεύει κατά μήκος του άξονα. Το δυναμικό ενέργειας προκύπτει

όταν ανοίγουν τα κανάλια νατρίου στη μεμβράνη του νευρώνα, επιτρέποντας στα ιόντα νατρίου να εισέλθουν γρήγορα στο κύτταρο. Αυτό προκαλεί την αποπόλωση, δηλαδή την αντιστροφή του ηλεκτρικού φορτίου στο εσωτερικό του κυττάρου από αρνητικό σε θετικό. Αμέσως μετά, ανοίγουν τα κανάλια καλίου, επιτρέποντας στα ιόντα καλίου να εξέλθουν από το κύτταρο, επαναφέροντας το δυναμικό στο αρχικό του επίπεδο – μια διαδικασία που ονομάζεται επαναπόλωση.

Το δυναμικό ενέργειας ταξιδεύει κατά μήκος του άξονα με σταθερή ταχύτητα και ισχύ. Σε πολλούς νευρώνες, ο άξονας καλύπτεται από μια λιπώδη ουσία που ονομάζεται μυελίνη, η οποία λειτουργεί σαν μονωτικό υλικό. Η παρουσία της μυελίνης επιτρέπει στο δυναμικό ενέργειας να "πηδάει" από ένα σημείο σε άλλο κατά μήκος του άξονα, αντί να κινείται συνεχώς κατά μήκος της μεμβράνης. Αυτή η διαδικασία, γνωστή ως αλματική αγωγή, αυξάνει σημαντικά την ταχύτητα μετάδοσης του σήματος.

Όταν το δυναμικό ενέργειας φτάσει στο τέλος του άξονα, προκαλεί την απελευθέρωση νευροδιαβιβαστών στις συνάψεις, τα σημεία επικοινωνίας μεταξύ των νευρώνων. Οι νευροδιαβιβαστές διασχίζουν το κενό της σύναψης και συνδέονται με υποδοχείς στους δενδρίτες του επόμενου νευρώνα, προκαλώντας την έναρξη ενός νέου δυναμικού ενέργειας στον επόμενο νευρώνα. [19]



Εικόνα 8: Ένας νευρώνας και τα επιμέρους μέρη του. [20]

2.2 Νευροφυσιολογία

Σε επίπεδο κυττάρου, υπάρχει μια διαφορά δυναμικού ανάμεσα στο εσωτερικό και το εξωτερικό του νευρώνα. Συγκεκριμένα αυτή η διαφορά δυναμικού ανέρχεται στα -70mV . Αυτή η διαφορά δυναμικού επιτυγχάνεται με τις διάφορες αντλίες ιόντων που υπάρχουν την μεμβράνη του κυττάρου. [19]

Μέσω αυτών των αντλιών, ένας νευρώνας μπορεί να «ενεργοποιηθεί» εάν ξεπεράσει το κατώφλι της διέγερσής του (-55mV) όπου ύστερα ακολουθεί μια αλυσιδωτή αντίδραση όπου στον νευρώνα δημιουργείται ένα δυναμικό διέγερσης το οποίο φτάνει μέχρι και τα $+30\text{mV}$. Στη συνέχεια, μέσω των αντλιών, ο νευρώνας επιστρέφει στην αρχική του κατάσταση.

Αυτό το ηλεκτρικό σήμα μεταφέρεται μέσα από τον νευράξονα και πηγαίνει σε άλλους νευρώνες μέσω των συνάψεων, όπου και καταλήγει σε διάφορες δομές στο σώμα μας.

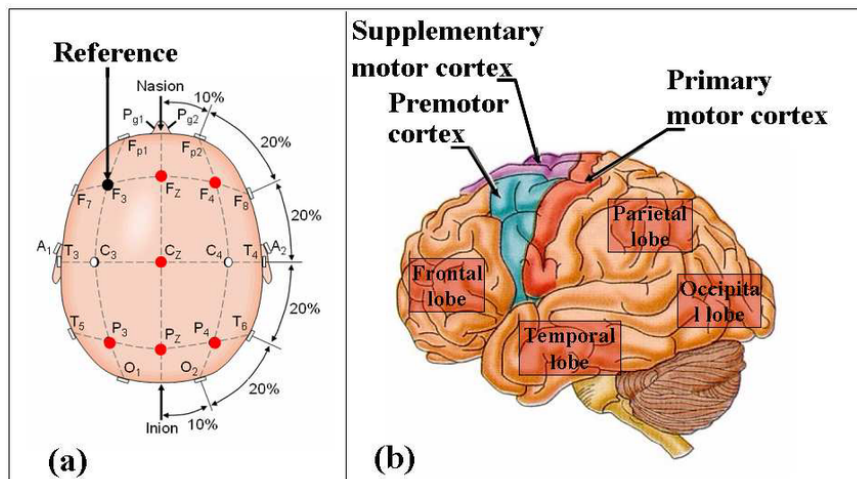
Το δυναμικό ηρεμίας καθώς και το κατώφλι, μπορούν να αλλάξουν ανάλογα με τις συνθήκες του περιβάλλοντος όπου βρίσκεται ο νευρικός ιστός (π.χ. Θερμοκρασία, Συγκέντρωση ιόντων) [16]

3. Προκλητά κινητικά δυναμικά (MEP's)

Τα προκλητά κινητικά δυναμικά είναι δυναμικά τα οποία μπορούν να καταγραφούν από την ΣΣ, από περιφερικά νεύρα ή από τους μύες του ανθρώπινου σώματος. Η καταγραφή αυτών των σημάτων είναι σημαντική επειδή προσδίδει πληροφορίες σχετικά με τις κινητικές οδούς του σώματός μας.

Τα προκλητά κινητικά δυναμικά (MEP's) είναι ηλεκτρικά σήματα που καταγράφονται από τους μύες μετά από διέγερση του εγκεφάλου ή του νωτιαίου μυελού, συνήθως μέσω ηλεκτρικών ερεθισμάτων. Τα MEP's χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της λειτουργίας των κινητικών οδών που συνδέουν τον εγκέφαλο με τους μύες. Είναι χρήσιμα για την ανίχνευση τραυματισμών του νευρικού συστήματος κατά την διάρκεια επεμβάσεων ΣΣ ή εγκεφάλου, καθώς και για επεμβάσεις όπου βρίσκονται σε κίνδυνο περιφερικά νεύρα τα οποία είναι υπεύθυνα για κίνηση.

Για την καταγραφή αυτών χρησιμοποιούνται βελονοειδή ηλεκτρόδια καταγραφής στους μύες του σώματος, και ηλεκτρόδια διέγερσης στο τριχωτό της κεφαλής. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο κεφάλι με το σύστημα 10-20 όπως φαίνεται στην Εικόνα 9 επί της πρωτοταγούς κινητικής περιοχής του φλοιού του εγκεφάλου, δηλαδή στις θέσεις C3 και C4. Ύστερα, προσδίδεται στον ασθενή ηλεκτρική διέγερση η οποία προκαλεί κίνηση στους μύες μέσω της ενεργοποίησης του νευρικού συστήματος. [22]



Εικόνα 9: α) Το διεθνές σύστημα 10-20 τοποθέτησης ηλεκτροδίων διέγερσης και β) Οι περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού συμπεριλαμβανομένου και του πρωτοταγούς κινητικού φλοιού (Primary Motor Cortex). [21]

Αφού ενεργοποιηθεί ο κινητικός φλοιός, τα ηλεκτρικά σήματα ταξιδεύουν μέσω των κινητικών οδών, οι οποίες περιλαμβάνουν τον φλοιώδη-νωτιαίο σωλήνα (πυραμιδική οδός). Αυτός ο σωλήνας μεταφέρει τα σήματα μέσω του εγκεφαλικού στελέχους, περνώντας μέσα από τη γέφυρα και τον προμήκη μυελό, και συνεχίζει προς τον νωτιαίο μυελό.

Από εκεί, τα σήματα μεταφέρονται μέσω των κατερχόμενων κινητικών ινών στους κατώτερους κινητικούς νευρώνες που βρίσκονται στα πρόσθια κέρατα του νωτιαίου μυελού. Οι κατώτεροι κινητικοί νευρώνες μεταδίδουν τα σήματα στους περιφερειακούς νευρώνες, που ενεργοποιούν τους μύς των άκρων, προκαλώντας τη σύσπασή τους. Αυτή η αλυσίδα επιτρέπει την καταγραφή των ΜΕΡ στους μύες των χεριών και των ποδιών, επιβεβαιώνοντας την ακεραιότητα των κινητικών οδών. [22]

3.1 Κλινικοί Παράγοντες Διέγερσης

3.1.1 Αναισθησία

Η γενική αναισθησία καταστέλλει τη λειτουργία του κεντρικού νευρικού συστήματος, προκαλώντας απώλεια συνείδησης και αναλγησία. Φάρμακα όπως το προποφόλη και το σεβοφλουράνιο συνδέονται με υποδοχείς GABA στον εγκέφαλο, μειώνοντας τη νευρική δραστηριότητα και διακόπτοντας τη μεταφορά πόνου. Η διαδικασία περιλαμβάνει τρία στάδια: επαγωγή, συντήρηση και ανάνηψη, κατά τα οποία ο ασθενής παραμένει αναισθητός και ανίκανος να αισθανθεί πόνο.

Κατά τη διάρκεια της αναισθησίας, το αναπνευστικό και καρδιαγγειακό σύστημα επηρεάζονται σημαντικά. Η αναπνοή συνήθως καταστέλλεται, απαιτώντας μηχανική υποστήριξη, ενώ η αρτηριακή πίεση και ο καρδιακός ρυθμός μπορεί να μειωθούν λόγω της επίδρασης των αναισθητικών στα αιμοφόρα αγγεία και την καρδιακή λειτουργία. Η διασωλήνωση είναι συνήθης για τη διατήρηση της αναπνευστικής οδού ανοιχτής και σταθερής.

Επιπλέον, το ήπαρ και τα νεφρά παίζουν σημαντικό ρόλο στη μεταβολική διάσπαση και αποβολή των φαρμάκων, κάτι που μπορεί να επηρεάσει ασθενείς με προϋπάρχουσες παθήσεις αυτών των οργάνων. Η γενική αναισθησία μπορεί επίσης να προκαλέσει υποθερμία, καθώς επιβραδύνει τη μεταβολική δραστηριότητα του οργανισμού και την παραγωγή

θερμότητας, καθιστώντας τη θερμορύθμιση κρίσιμο στοιχείο παρακολούθησης κατά τη διάρκεια των επεμβάσεων

Η γενική αναισθησία μπορεί να επηρεάσει σημαντικά την καταγραφή των προκλητών κινητικών δυναμικών (MEP's) κατά τη διάρκεια μιας επέμβασης. Οι αναισθητικοί παράγοντες, ιδιαίτερα τα πτητικά αναισθητικά όπως το δεσφλουράνιο και το σεβοφλουράνιο, καταστέλλουν τη δραστηριότητα των νευρικών οδών και μειώνουν την ένταση των MEP's, καθιστώντας δυσκολότερη την καταγραφή τους. Αντίθετα, τα ενδοφλέβια αναισθητικά όπως η προποφόλη ή τα μυοχαλαρωτικά σε μικρές δόσεις έχουν μικρότερη επίδραση στα MEP's, επιτρέποντας καλύτερη παρακολούθηση της κινητικής λειτουργίας. Κατά την διάρκεια των επεμβάσεων, χρησιμοποιούνται συχνά ελαφρύτερα αναισθητικά σχήματα για να διατηρηθεί η αξιοπιστία των MEP's και να παρακολουθούνται με ακρίβεια οι κινητικές οδοί, μειώνοντας τον κίνδυνο νευρολογικής βλάβης. [23] [7]. Για την έρευνα αυτή, οι δοσολογίες φαρμάκων ήταν τέτοιες έτσι ώστε να μην επηρεαστούν τα MEP τους.

3.1.3 Φυσιολογία ασθενούς

Η φυσιολογία του ασθενούς επηρεάζει σημαντικά την αποτελεσματικότητα και την ακρίβεια της Διεγχειρητικής Νευροπαρακολούθησης (IONM). Αρκετοί παράγοντες σχετικοί με τη φυσιολογική κατάσταση μπορούν να επηρεάσουν τις καταγραφές και την απόκριση στα ηλεκτρονικά σήματα που χρησιμοποιούνται για την παρακολούθηση του νευρικού συστήματος. Συγκεκριμένοι παράγοντες είναι η θερμοκρασία, η οποία όταν είναι πολύ χαμηλή, οι ταχύτητα μεταφοράς της νευρικής ώσης στις νευρικές απολήξεις μειώνεται. Η μη φυσιολογική αιματική πίεση και μειωμένη οξυγόνωση του Κεντρικού νευρικού συστήματος, όπου σε αυτή την περίπτωση το πλάτος των καταγραφών μειώνεται σημαντικά. Η γηραιότητα του νευρικού συστήματος, διότι οι μεγαλύτεροι σε ηλικία ασθενείς, παρουσιάζουν χαμηλότερο πλάτος καταγραφών σε σχέση με νεότερους.

Επίσης, η ποιότητα και το πλάτος των καταγραφών επηρεάζονται αν ο ασθενής πάσχει από παθήσεις όπως: Ζαχαρώδη διαβήτη, Μυελοπάθεια, Ρευματοειδή αρθρίτιδα, Σκλήρυνση κατά πλάκας. [23] [3] [7]

3.2 Τεχνικοί Παράγοντες Διέγερσης

Για την πρόκληση των MEP's χρειάζεται να προσφερθεί στον ασθενή μια διέγερση πολλών παλμών από το τριχωτό της κεφαλής έτσι ώστε να προκληθεί διέγερση στους πρωτοταγείς κινητικούς νευρώνες του φλοιού [17].

3.1.1 Τάση

Για την διέγερση μία παράμετρος που μεταβάλλουμε είναι η διαφορά δυναμικού ανάμεσα στα ηλεκτρόδια στο C3-C4. Όσο μεγαλύτερη είναι η τάση, τόσο μεγαλύτερο και το φορτίο που προσδίδεται στον ασθενή. [17] Ανάλογα με το μηχάνημα της Νευροπαρακολούθησης, μπορούμε να αλλάξουμε.

Η τάση επηρεάζει τα MEP κυρίως μέσω της έντασης της ηλεκτρικής διέγερσης που εφαρμόζεται στον κινητικό φλοιό. Όταν η τάση είναι χαμηλή, η διέγερση μπορεί να μην είναι αρκετή για να ενεργοποιήσει επαρκώς τους νευρώνες, με αποτέλεσμα αδύναμα ή απουσιάζοντα MEP, μειώνοντας έτσι την αξιοπιστία της παρακολούθησης των κινητικών οδών. Αντίθετα, η αυξημένη τάση μπορεί να προκαλέσει ισχυρότερη διέγερση, ενεργοποιώντας περισσότερους νευρώνες και παράγοντας πιο αξιόπιστα σήματα MEP.

Ωστόσο, πολύ υψηλή τάση μπορεί να προκαλέσει ανεπιθύμητες ενέργειες, όπως υπερδιέγερση ή τραυματισμό νευρικών ιστών, και συνεπώς η ρύθμιση της τάσης πρέπει να γίνεται προσεκτικά. Η ιδανική τάση επιλέγεται με βάση τον ασθενή και την επέμβαση, ώστε να επιτυγχάνεται αποτελεσματική και ασφαλής παρακολούθηση των κινητικών λειτουργιών χωρίς να προκαλείται βλάβη. [17]

3.1.2 Πλήθος παλμών

Επειδή η διέγερση είναι πολυπαλμική, μπορούμε να ρυθμίσουμε το πλήθος των παλμών που θα προσφέρουμε. Βρέθηκε ότι ο μικρότερος αριθμός παλμών που μπορεί να προσφερθεί, έτσι ώστε οι καταγραφές να είναι αξιόπιστες και συγκρίσιμες είναι 5. Ο μέγιστος αριθμός παλμών που μπορεί να προσφερθεί είναι 7. Μετά τους 7 παλμούς, δεν υπάρχει καμία στατιστικά σημαντική διαφορά στο πλάτος των καταγραφών. [24].

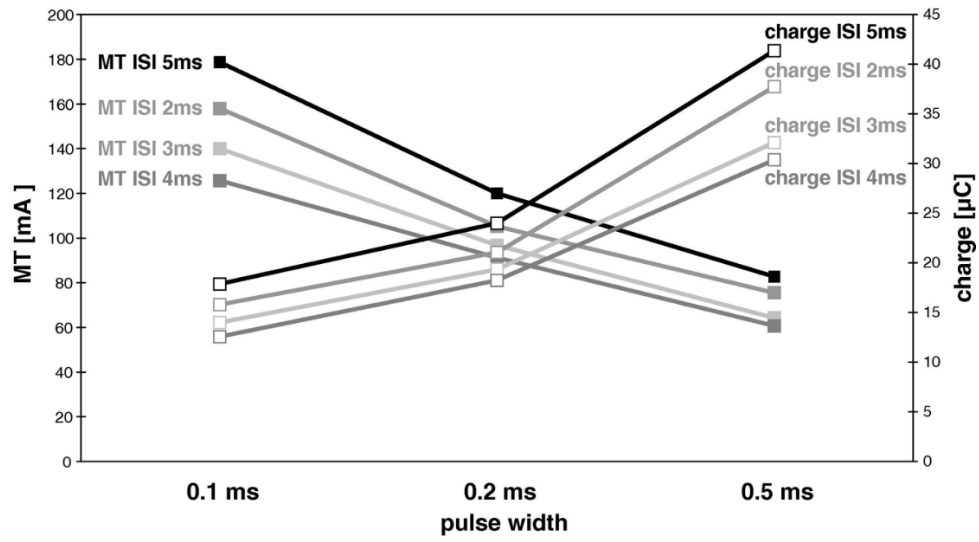
3.1.3 ISI-Inter Stimulus Interval

Ο διαπαλμικός χρόνος διέγερσης (Interstimulus Interval, ISI) είναι το χρονικό διάστημα ανάμεσα σε κάθε παλμό κατά τη διέγερση και παίζει σημαντικό ρόλο στην καταγραφή των κινητικών δυναμικών (MEP). Συνήθως μετριέται σε μερικά χιλιοστά του δευτερολέπτου (ms) και επηρεάζει άμεσα την απόκριση του νευρικού συστήματος. Συνηθισμένες τιμές του ISI κυμαίνονται στα 3 ms και 5 ms, καθώς σε αυτά τα διαστήματα καταγράφονται οι μεγαλύτερες στατιστικά σημαντικές διαφορές στο πλάτος των MEP.

Συγκεκριμένα, στα 3 ms, παρατηρείται η χαμηλότερη απόκριση, ενώ στα 5 ms το πλάτος των καταγραφών φτάνει στο μέγιστο. Αυτή η διαφορά επιτρέπει την αξιολόγηση της κινητικής οδού και της απόδοσης της διέγερσης κατά τη διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων. Η επιλογή του κατάλληλου ISI είναι κρίσιμη, καθώς επηρεάζει την ευαισθησία και την ακρίβεια της μεθόδου, προσφέροντας πληροφορίες για την ακεραιότητα των κινητικών οδών. [25] [22]

3.1.4 Πλάτος παλμού

Το πλάτος παλμού είναι το πλάτος του κάθε ένα από τους παλμούς που θα προσφέρουμε στον ασθενή. Βρέθηκε ότι το βέλτιστο πλάτος παλμού είναι τα 0.2msecs. [17] Για αυτή την έρευνα το μηχάνημα της Νευροπαρακολούθησης δεν μας δίνει την δυνατότητα να μεταβάλλουμε τη τιμή αυτή. Οπότε είναι μόνιμα στα 0.2msecs. Παρακάτω στην *Εικόνα 5* παρουσιάζονται τα αποτελέσματα έρευνας που απέδειξε ότι το βέλτιστο πλάτος παλμού για να έχουμε όσο το δυνατόν χαμηλότερο φορτίο στον ασθενή και ταυτόχρονα το καλύτερο πλάτος καταγραφών.



Εικόνα 10: Αποτελέσματα έρευνας κατωφλίων κινητικών προκλητών δυναμικών από τους Andrea_Szelényi et. al.

4. Υλικά και Μεθοδολογία Έρευνας

4.1.1 Δημογραφικά στοιχεία

Η μελέτη αυτή βασίστηκε σε δεδομένα 16 ασθενών, 6 άνδρες και 10 γυναίκες. Η μέση ηλικία των ανδρών ήταν 45 έτη και των γυναικών 44,5 έτη ενώ η μέση ηλικία γενικά ήταν 44,6 έτη. Όλα τα δεδομένα για την δημιουργία αυτής της εργασίας είναι δεδομένα δεύτερης χρήσης. Αυτό σημαίνει ότι δεν μπορεί να γίνει ταυτοποίηση των ασθενών. Συνεπώς, δεν χρειάζεται έγκριση από την ΕΗΔΕ.

4.1.2 Παθολογία ασθενών

Όλοι οι ασθενείς χειρουργήθηκαν στη περιοχή της ΟΜΣΣ (Οσφυϊκή Μοίρα Σπονδυλικής Στήλης) για στένωση από την μια πλευρά σε κάποια νευρική ρίζα. Δεν είχαν κάποιο κινητικό πρόβλημα πριν την επέμβαση, αλλά είχαν πόνο στο αντίστοιχο πόδι. Επίσης, κανένας από τους ασθενείς δεν είχε κάποια παθολογική ασθένεια που μπορεί να επηρεάσει τις παραμέτρους της νευροπαρακολούθησης όπως ο ζαχαρώδης διαβήτης. [7] Σε όλους τους ασθενείς χορηγήθηκε προποφόλη σε δοσολογία 6mg/kg/h και δεσφλουράνιο σε δοσολογία 3% v/v. Αυτές οι τιμές ήταν σταθερές σε όλη την διάρκεια της επέμβασης.

4.2 Καταγραφή

Όλες οι καταγραφές πάρθηκαν από τους μύες Πρόσθιος Κνημιαίος (Tibialis Anterior, TA) και Απαγωγός Μεγάλου Δαχτύλου (Abductor Haluccis, HA). Χρησιμοποιώντας βελονοειδή ηλεκτρόδια, όπως φαίνεται την *Εικόνα 7*. Οι καταγραφές έγιναν με το μηχάνημα Avalanche®Plus [26]. Η διέγερση έγινε χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια βίδες (corkscrew electrodes) στο τριχωτό της κεφαλής στις θέσεις C3-C4 όπως φαίνεται στην *Εικόνα 8* σύμφωνα με το διεθνές σύστημα 10-20 [27]. Τα ηλεκτρόδια είναι της εταιρίας BIONEN Medical Devices [28]. Πληροφορίες και των δυο εταιριών μπορούν να βρεθούν στο *Παράρτημα 1*.

Κατά την διάρκεια των επεμβάσεων δεν υπάρχει τρόπος να μετρήσουμε το ηλεκτρικό φορτίο που προσδίδεται στον ασθενή. Ωστόσο, έρευνες έχουν δείξει ότι το Πρωτόκολλο με 5Pulses-4msISI, προσδίδει χαμηλότερο ηλεκτρικό φορτίο στον ασθενή σε σχέση με το πρωτόκολλο 7Pulses-3msISI. [22] [17].



Εικόνα 11: Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων καταγραφής (βελόνες) στα ποδιά του ασθενούς. Συγκεκριμένα τα μπλε ηλεκτρόδια καταγράφουν την μυϊκή σύσπαση του ανάγωγού του μεγάλου δαχτύλου. Τα κόκκινα ηλεκτρόδια, την σύσπαση του Πρόσθιου Κνημιαίου μυ.



Εικόνα 12: Υπόδειξη τοποθέτησης ηλεκτροδίων διέγερσης στις θέσεις C3 (πράσινο) και C4 (άσπρο) στην κεφαλή του ασθενούς

4.3 Ανάλυση Δεδομένων

Τα δεδομένα περιλαμβάνουν τιμές του πλάτους σήματος των ασθενών κατά αύξουσα σειρά ηλικίας για τις δύο μεθόδους διέγερσης. Το πλάτος σήματος ορίζεται σαν $V_{\text{peak-peak}}$ και υπολογίζεται ως η απόλυτη τιμή της μέγιστης απόστασης της μεγαλύτερης κοιλιάδας και μεγαλύτερης κορυφής στις καταγραφές.

Για την ανάλυση των δεδομένων χρησιμοποιήθηκαν παράμετροι περιγραφικής στατιστικής. Συγκεκριμένα, υπολογίστηκε η Μέση Τιμή (MT) και η Ποσοστιαία Διαφορά. Δημιουργήθηκαν επίσης γραφήματα τα οποία διευκολύνουν την οπτική σύγκριση των αποτελεσμάτων, καθώς και οι γραμμές τάσης αυτών. Συγκεκριμένα, υπολογίστηκε η μέση τιμή των μετρήσεων κάθε διέγερσης και για τις δυο μυϊκές ομάδες και η ποσοστιαία διαφορά των MT των πλατών κύματος για τα δυο αυτά πρωτόκολλα, ανά μυϊκή ομάδα. Επίσης, έγινε στατιστική ανάλυση χρησιμοποιώντας το t-test για δυο εξαρτώμενες μεταβλητές, και υπολογίστηκε η τιμή P συγκρίνοντας τα δύο πρωτόκολλα. Τα διαγράμματα έγιναν ώστε να δείχνουν, και για τα δυο πρωτόκολλα, τις σχέσεις πλάτους/ηλικίας (Γράφημα 1 και 2 στο επόμενο κεφάλαιο) αλλά και τις σχέσεις πλατών/πρωτόκολλων για τους ίδιους μύες (Γράφημα 3 και 4 στο επόμενο κεφάλαιο).

5. Αποτελέσματα

Στον Πίνακα 1 παρουσιάζονται τα πλάτη κύματος από τον κάθε ασθενή για το κάθε πρωτόκολλο για τον κάθε μυ. Το πλάτος ($V_{\text{peak-peak}}$) ορίζεται ως η απόσταση μεταξύ της χαμηλότερης κοιλάδας με την υψηλότερη κορυφή στο κύμα του MEP. Συγκεκριμένα, στην 3^η στήλη παρατηρείται η ηλικία του κάθε ασθενούς. Σε αυτόν τον πίνακα η ηλικία των ασθενών είναι κατά αύξουσα σειρά. Αξίζει να σημειωθεί ότι στην 2^η στήλη παρατηρείται και το φύλο του εκάστοτε ασθενή. Στην 4^η και 5^η στήλη είναι τα πλάτη κύματος των MEP που καταγράφηκαν από τους μύες TA και ABH των ασθενών με πρωτόκολλο 7pulses-3msISI ενώ στην 7^η και 8^η με πρωτόκολλο 5 pulses-4msISI.

Με μία πρώτη ματιά, παρατηρείται ότι όσο αυξάνεται η ηλικία του ασθενούς, μειώνεται και το πλάτος των MEP και στα δυο πρωτόκολλα. Αυτό οφείλεται στην γήρανση του νευρικού συστήματος [5]. Ωστόσο αυτό δεν ισχύει για όλους τους ασθενείς. Αυτή η αντίφαση οφείλεται στο γεγονός ότι η γήρανση του νευρικού συστήματος εξαρτάται και από τον τρόπο ζωής του κάθε ασθενούς (άσκηση/διατροφή).

Επίσης, παρατηρείται ότι ο ασθενής #8 έχει πολύ χαμηλές καταγραφές. Αυτό οφείλεται στο ότι η δόση των αναισθητικών επηρέασε πιο πολύ τον συγκεκριμένο ασθενή με αποτέλεσμα να μην ανταποκρίνεται το νευρικό του σύστημα όπως των υπολοίπων. Για αυτόν τον λόγο, δεν θα ληφθεί υπόψιν στους επόμενους υπολογισμούς.

Πίνακας με το πλάτος καταγράφων ($V_{\text{peak-peak}}$) των μυϊκών MEP των ασθενών							
		7 pulses – 3msISI			5Pulses – 4msISI		
#	SEX	Age	TA (μV)	ABH(μV)	Age	TA (μV)	ABH(μV)
1	M	21	1000	250	21	800	200
2	F	25	1100	1000	25	1000	950
3	F	30	1500	780	30	700	700
4	F	32	570	600	32	400	500
5	F	32	420	380	32	400	390
6	F	36	350	500	36	350	450
7	F	40	800	580	40	600	500
8	M	42	50	100	42	0	50
9	M	45	350	300	45	300	200
10	F	46	150	300	46	150	270
11	M	47	100	600	47	100	500
12	M	55	580	550	55	600	500
13	F	57	200	50	57	160	50
14	M	60	100	450	60	50	250
15	F	73	600	270	73	580	250
16	F	74	250	500	74	200	500

Πίνακας 1: Τα πλάτη καταγραφών των MEP των ασθενών και για τα δυο πρωτόκολλα. Οι ασθενείς είναι κατανεμημένοι ανά αύξουσα ηλικία.

Στον Πίνακα 2 υπολογίστηκαν οι Μ.Τ. των πλατών των μυών και για τα 2 πρωτόκολλα, καθώς επίσης και η ποσοστιαία διαφορά των πλατών για τα δυο αυτά πρωτόκολλα. Οι μέση τιμή του πλάτους κύματος για τα 7pulses-3msISI ήταν 508μV και 399μV για τους μύες TA και ABH αντίστοιχα. Για το πρωτόκολλο 5pulses-3msISI ήταν 451μV και 391μV αντίστοιχα.

Παρατηρείται ότι η μέση τιμή με το πρωτόκολλο 7pulses-3msISI είναι κατά 11.21% και 2.03% μεγαλύτερη σε σχέση με το πρωτόκολλο 5pulses-4msISI για τους μύες TA και ABH αντίστοιχα. Από αυτή την διαφορά μπορούμε να συμπεράνουμε ότι το πλάτος κύματος των καταγραφών είναι **μεγαλύτερο με το πρωτόκολλο 7pulses-3msISI**.

Στον Πίνακα 3 ύστερα από t-Test το οποίο συγκρίνει τις τιμές των πλατών που καταγράφηκαν και με τα δύο πρωτόκολλα, παρατηρείται ότι το P και των δυο τιμών είναι <0.05. Αυτό σημαίνει ότι **υπάρχει** στατιστικά σημαντική διαφορά όσον αναφορά το πλάτος που καταγράφηκε στα δύο πρωτόκολλα.

Η διαφορά 11.21% είναι αρκετά σημαντική, ωστόσο επειδή οι τιμές των MEP κυμαίνονται πάνω από 200μV συνήθως [25], ένα τέτοιο ποσοστό διαφοράς δεν δικαιολογεί να χρησιμοποιείται το πρωτόκολλο 7pulses-3msISI σε όλες τις περιπτώσεις.

Mean Values of each setup		
	TA(μV)	ABH(μV)
7Pulses – 3msISI	508	399
5Pulses – 4msISI	451	391
Difference (%)	11.21%	2.03%

Πίνακας 2: Πίνακας που δείχνει την μέση τιμή των μετρήσεων στα δύο πρωτόκολλα καθώς και την ποσοστιαία διαφορά μεταξύ τους στον εκάστοτε μυ.

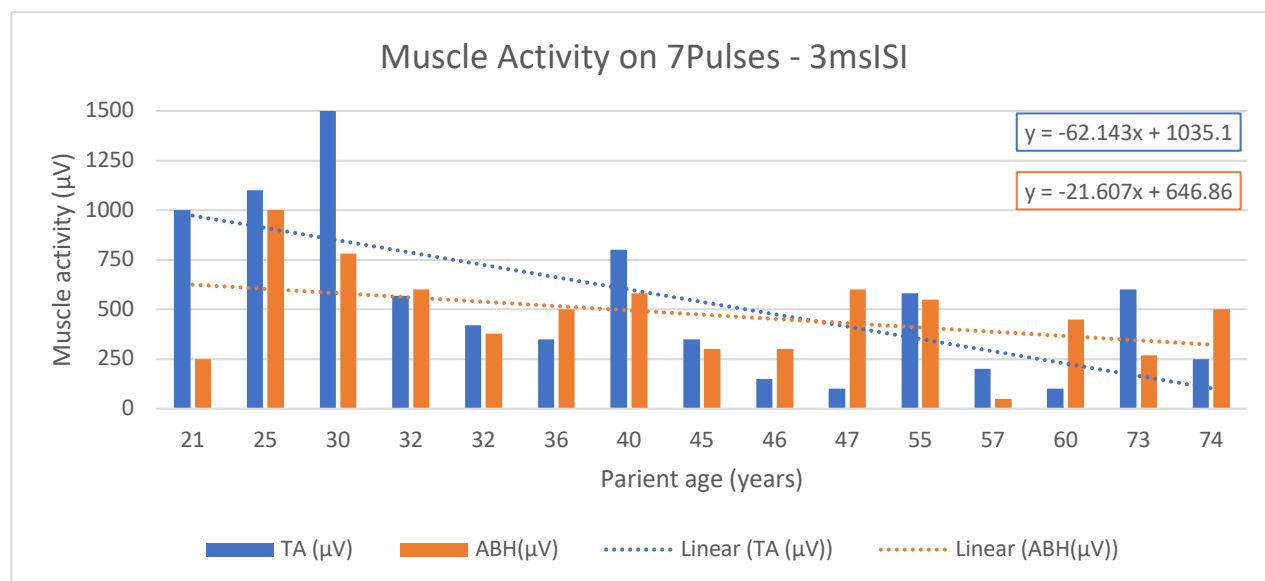
t-Test	
	P Value
TA	0.045
ABH	0.0004

Πίνακας 3: Πίνακας όπου δείχνει τις τιμές P του t-Test και για τους δύο μύες.

Στο *Γράφημα 1* παραθέτοντας οι τιμές του *Πίνακα 1* για το Πρωτόκολλο 7Pulses-3msISI. Στον οριζόντιο άξονα βρίσκεται η ηλικία του κάθε ασθενούς και στον κάθετο το πλάτος των καταγραφών. Με μπλε χρώμα οι τιμές για τον μυ TA και με πορτοκαλί για τον ABH. Επίσης, παραθέτοντας και οι γραμμές τάσης για τις τιμές πλάτους των 2 μυών.

Παρατηρείται ότι και οι δύο γραμμές τάσης έχουν αρνητικό συντελεστή. Από αυτό μπορούμε να συμπεράνουμε ότι όσο μεγαλύτερη είναι η ηλικία του ασθενούς, τόσο μειώνεται η ανταπόκριση του νευρικού του συστήματος σε διεγέρσεις MEP. Επί πρόσθετος, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι εξ' αιτίας της γήρανσης του νευρικού συστήματος, η ανταπόκριση του μυ TA μειώνεται πιο γρήγορα σε σχέση με την ανταπόκριση του μυ ABH.

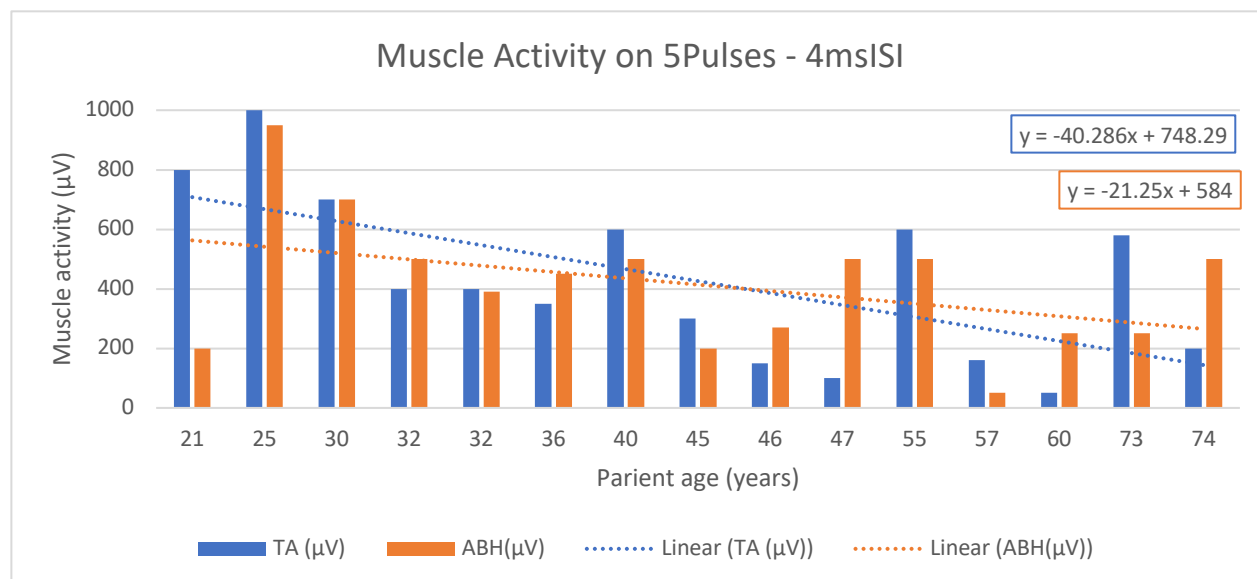
Αξίζει να σημειωθεί ότι, σύμφωνα με τις γραμμές τάσης, η ηλικία του ασθενούς είναι αντίστροφος ανάλογη με το πλάτος των MEP.



Γράφημα 1: Διάγραμμα που δείχνει την μεταβολή των πλάτων των καταγραφών με βάση την ηλικία στο πρωτόκολλο: 7 Pulses – 3msISI

Στο *Γράφημα 2* παραθέτοντας οι τιμές του *Πίνακα 1* για το Πρωτόκολλο 5Pulses-4msISI. Στον οριζόντιο άξονα βρίσκεται η ηλικία του κάθε ασθενούς και στον κάθετο το πλάτος των καταγραφών. Με μπλε χρώμα οι τιμές για τον μυ TA και με πορτοκαλί για τον ABH. Επίσης, παραθέτοντας και οι γραμμές τάσης για τις τιμές πλάτους των 2 μυών.

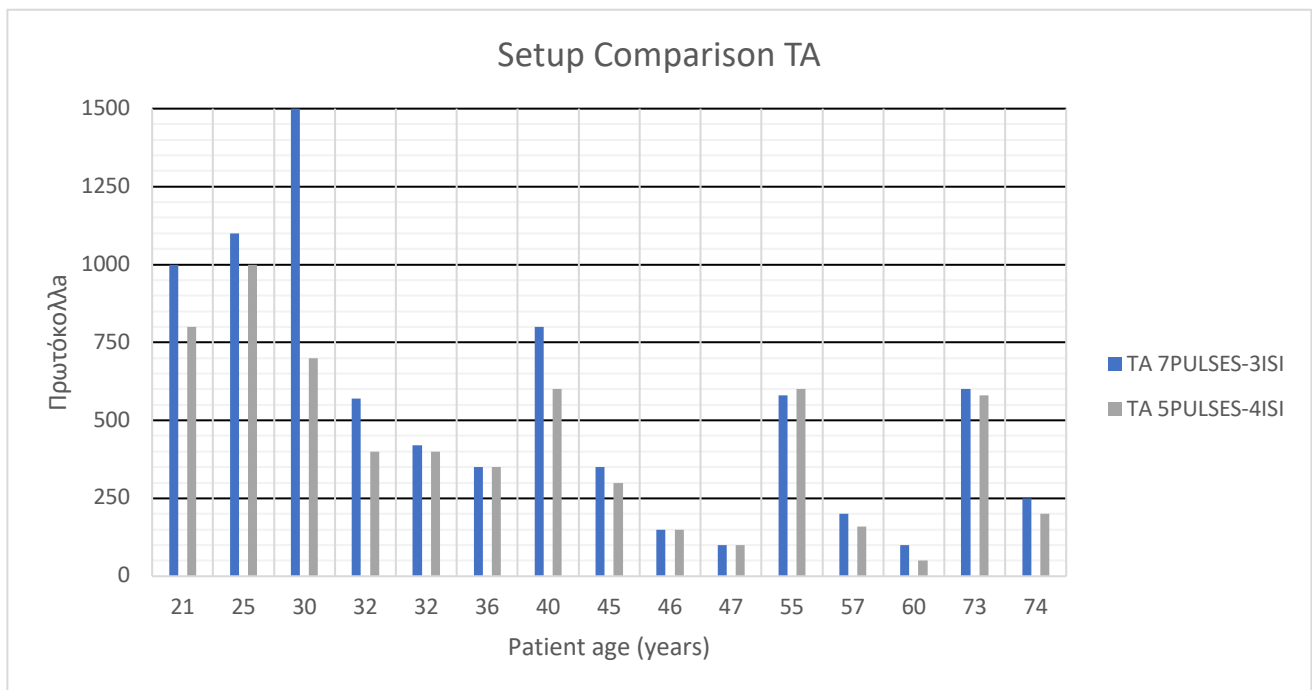
Παρατηρούμε πάλι ότι οι γραμμές τάσης έχουν αρνητικό συντελεστή και παρουσιάζεται γραμμική πτώση του πλάτους. Ωστόσο, στο Πρωτόκολλο 5Pulses-4msISI διακρίνουμε ότι η πτώση της απόδοσης του μυ TA είναι λιγότερο ραγδαία σε σχέση με το προηγούμενο Πρωτόκολλο. Συγκεκριμένα στα 7Pulses-3msISI ο συντελεστής ήταν -62.1 ενώ στα 5Pulses-4msISI ο συντελεστής είναι -40.2.



Γράφημα 2: : Διάγραμμα που δείχνει την μεταβολή των πλατών των καταγραφών με βάση την ηλικία στο πρωτόκολλο: 5 Pulses – 4msISI

Στο *Γράφημα 3* βρίσκονται στον οριζόντιο άξονα η ηλικία των ασθενών, στον κάθετο άξονα το πλάτος των καταγραφών για τον μυ TA. Με σκούρο μπλε είναι το πλάτος κύματος για το Πρωτόκολλο 7pulses-3msISI και με γκρι είναι το πλάτος κύματος για το Πρωτόκολλο 5Pulses-4msISI.

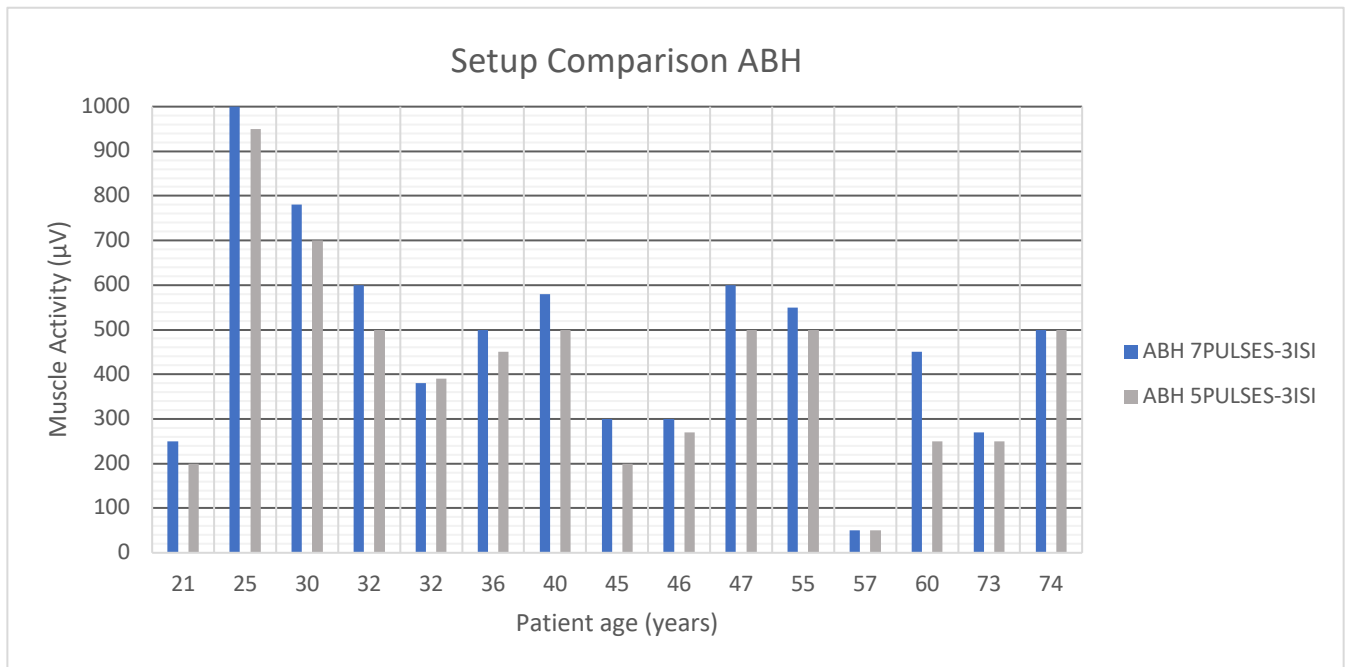
Αξιοσημείωτο είναι ότι οι ασθενείς κάτω των 50 ετών, παρουσιάζουν αύξηση του πλάτους καταγραφών ανάμεσα στα δυο πρωτόκολλα από 50μV έως 800μV, ενώ οι ασθενείς άνω των 50 παρουσιάζουν διαφορά πλάτους έως 50μV για τον μυ TA.



Γράφημα 3: Σύγκριση των δύο πρωτόκολλα για τον μυ TA

Στο *Γράφημα 4* βρίσκονται στον οριζόντιο άξονα η ηλικία των ασθενών, στον κάθετο άξονα το πλάτος των καταγραφών για τον μυ ABH. Με σκούρο μπλε είναι το πλάτος κύματος για το Πρωτόκολλο 7pulses-3msISI και με γκρι είναι το πλάτος κύματος για το πρωτόκολλο 5Pulses-4msISI.

Σε αντίθεση με το *Γράφημα 3*, εδώ παρατηρείται ότι οι ασθενείς κάτω των 50 ετών, παρουσιάζουν αύξηση του πλάτους καταγραφών μέχρι 100μV ενώ οι άνω των 50 ετών μέχρι και 200μV.



Γράφημα 4: Σύγκριση των δύο πρωτόκολλα για τον μυ TA

6. Συμπεράσματα

Ο σκοπός αυτής της εργασίας ήταν να εξεταστεί εάν η νευροδιέγερση των μυών ΤΑ και ΑΒΗ με 7 pulses-3msISI προσδίδει μεγαλύτερο πλάτος σε σχέση με τη νευροδιέγερση μυών με 5 Pulses-4msISI. Παρατηρήθηκε ότι τα δύο πρωτόκολλα έχουν στατιστικά σημαντική διαφορά (σύμφωνα με το t-Test). Επίσης, με την διέγερση με το Πρωτόκολλο 7pulses-3msISI παρατηρείται μεγαλύτερη κίνηση του ασθενούς σε σχέση με το 5Pulses-4msISI. Αυτή η κίνηση, αν και μικρή, μπορεί να προκαλέσει σοβαρούς τραυματισμούς σε επεμβάσεις ΟΜΣΣ και εγκεφάλου διότι το χειρουργικό πεδίο είναι πολύ μικρό. Επίσης, από αυτές τις κινήσεις κινδυνεύει να μετακινηθεί ο ενδοτραχειακός σωλήνας ο οποίος προσφέρει οξυγόνο στον ασθενή, και αυτό να οδηγήσει σε μη επαρκή οξυγόνωση και κίνδυνο για ισχαιμία ή θάνατο.

Από τις μετρήσεις και τη σύγκριση των αποτελεσμάτων, παρατηρούμε ότι το πλάτος των ΜΕΡ μειώνεται καθώς αυξάνεται η ηλικία του ασθενή. Αυτό το φαινόμενο εξηγείται από τη φυσιολογική γήρανση του νευρικού συστήματος, η οποία επηρεάζει την ικανότητα των νευρών να μεταδίδουν ηλεκτρικά σήματα με την ίδια αποτελεσματικότητα όπως σε νεότερα άτομα [29]. Η απώλεια μυελίνης και η μείωση του αριθμού των λειτουργικών νευρώνων με την πάροδο των ετών είναι μερικοί από τους παράγοντες που επηρεάζουν τα νευρικά μονοπάτια, οδηγώντας σε χαμηλότερα πλάτη καταγραφής. Η αναγνώριση αυτών των αλλαγών στη νευροφυσιολογία των ηλικιωμένων ασθενών είναι ζωτικής σημασίας, ώστε να γίνουν οι κατάλληλες προσαρμογές κατά τη διάρκεια της νευροπαρακολούθησης για την αποφυγή ψευδών συμπερασμάτων σχετικά με τη λειτουργία των νευρών.

Επιπλέον, στο συγκεκριμένο πείραμα, παρατηρείται ότι στο πρωτόκολλο με 5 Pulses-4msISI καταγράφεται χαμηλότερο πλάτος σε σχέση με το πρωτόκολλο των 7pulses-3msISI, με στατιστικά σημαντική διαφορά. Συγκεκριμένα, η αύξηση του πλάτους καταγραφών στο Πρωτόκολλο 7Pulses-3msISI ήταν της τάξεως 10%. Αυτό είναι ένα σημαντικό εύρημα, καθώς αποδεικνύει ότι η διέγερση με μικρότερο αριθμό παλμών διαφέρει σημαντικά από την διέγερση με μεγάλο αριθμών παλμών, ακόμα και αν το πλάτος είναι ελαφρώς μικρότερο. Ωστόσο, ο αριθμός των ασθενών ήταν μικρός, οπότε θα ήταν θεμιτό να διεξαχθούν περισσότερες μελέτες με μεγαλύτερο αριθμό ασθενών. Η αποτελεσματικότητα της μεθόδου με 5Pulses-4msISI προσφέρει ένα σημαντικό πλεονέκτημα, καθώς προκαλεί λιγότερη κίνηση στον ασθενή κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης αλλά και προσδίδει χαμηλότερο

ηλεκτρικό φορτίο στον ασθενή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση του κινδύνου τραυματισμού κατά τη διάρκεια της διαδικασίας, καθώς οι ακούσιες κινήσεις του ασθενούς μπορούν να οδηγήσουν σε τραυματισμό της γλώσσας ή άλλων ιστών. Η μείωση της κίνησης του ασθενούς είναι ιδιαίτερα σημαντική στις περιπτώσεις όπου χρησιμοποιούνται ενδοτραχειακοί σωλήνες. Η ακούσια μετακίνηση του σωλήνα εξαιτίας της διέγερσης μπορεί να έχει σοβαρές συνέπειες, καθώς ο σωλήνας είναι απαραίτητος για την αναπνοή του ασθενούς κατά τη διάρκεια της αναισθησίας. Μια ακούσια μετακίνηση μπορεί να οδηγήσει σε απόφραξη της αναπνευστικής οδού ή ακόμα και σε τραυματισμό των αεραγωγών. Η χρήση πρωτοκόλλων διέγερσης που προκαλούν λιγότερη κίνηση, όπως το 5 Pulses-4msISI, μειώνει αυτόν τον κίνδυνο και αυξάνει την ασφάλεια της επέμβασης.

Παρατηρήθηκε επίσης ότι ο μυς TA επηρεάζεται πιο πολύ σε άτομα κάτω των 50 ετών σε σχέση με άτομα άνω των 50 όσον αναφορά την αλλαγή των πρωτοκόλλων. Ακόμη, η πτώση του πλάτους του είναι πιο γρήγορη όσο αυξάνεται η ηλικία των ασθενών σε σχέση με τον μυ ABH.

Αξίζει να σημειωθεί ότι η διέγερση με 7 Pulses-3msISI χρησιμοποιείται σε ασθενείς που ενδέχεται να έχουν παθολογικές καταστάσεις ή άλλους παράγοντες που επηρεάζουν τη νευροφυσιολογία τους, όπως η χορήγηση φαρμάκων που επηρεάζουν τη νευρική λειτουργία ή ορισμένες ασθένειες που προκαλούν νευρολογικές διαταραχές. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η ισχυρότερη διέγερση μπορεί να είναι απαραίτητη για να εξασφαλιστεί η καταγραφή αξιόπιστων MEPs, καθώς το νευρικό σύστημα μπορεί να μην ανταποκρίνεται τόσο καλά σε χαμηλότερη διέγερση [7]. Ωστόσο, στους περισσότερους ασθενείς που δεν έχουν κάποια παθολογία ή που δεν έχουν λάβει φαρμακευτική αγωγή που επηρεάζει τη νευρική λειτουργία, η χρήση του πρωτοκόλλου με 5 παλμούς εμπειρικά μιλώντας είναι αρκετή για την καταγραφή συγκρίσιμων και ικανοποιητικών MEPs, ωστόσο η χρήση του πρωτοκόλλου 7παλμοί-3msISI προσφέρει στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερο πλάτος καταγραφών. Επιπλέον, η μειωμένη χρήση ηλεκτρικού φορτίου μπορεί να είναι ωφέλιμη για την ασφάλεια των ασθενών. Η υπερβολική ηλεκτρική διέγερση ενδέχεται να προκαλέσει περιττό στρες στο νευρικό σύστημα και να αυξήσει τον κίνδυνο επιπλοκών, ιδιαίτερα σε ασθενείς με ευαίσθητο νευρικό σύστημα ή καρδιαγγειακά προβλήματα.

Επομένως, η δυνατότητα επίτευξης επαρκών καταγραφών με μικρότερη διέγερση αποτελεί σημαντικό βήμα προς την κατεύθυνση ασφαλέστερων και πιο αποτελεσματικών

χειρουργικών πρακτικών. Συμπερασματικά, η διέγερση με 5 Pulses-3msISI προσφέρει επαρκή καταγραφή MEPs χωρίς να προκαλεί ακούσιες κινήσεις και με μικρότερο κίνδυνο επιπλοκών, ιδιαίτερα σε ασθενείς χωρίς παθολογικές καταστάσεις που επηρεάζουν τη νευροφυσιολογία τους. Όμως, το πρωτόκολλο 7 πλαμοί-3msISI προσφέρει στατιστικά σημαντικές διαφορές στο πλάτος. Η δυνατότητα λήψης συγκρίσιμων καταγραφών με λιγότερη διέγερση συμβάλλει στη βελτίωση της ασφάλειας και της αποτελεσματικότητας της διεγχειρητικής νευροπαρακολούθησης, κάνοντας τη διαδικασία λιγότερο επεμβατική και μειώνοντας τους κινδύνους για τον ασθενή.

Μελλοντικές μελέτες θα μπορούσαν να επικεντρωθούν στη διερεύνηση της επίδρασης διαφορετικών πρωτοκόλλων διέγερσης στις MEPs σε ασθενείς με ποικιλία νευρολογικών καταστάσεων. Ειδικότερα, θα ήταν χρήσιμο να αξιολογηθεί η αποτελεσματικότητα της διέγερσης με 7Pulses-3msISI σε πιο εξειδικευμένες ομάδες ασθενών, όπως αυτοί με χρόνιες νευρολογικές παθήσεις ή με αναπτυξιακές ανωμαλίες του νευρικού συστήματος. Εξετάζοντας την αλληλεπίδραση μεταξύ των παραγόντων ηλικίας, φαρμακευτικών αγωγών, και άλλων μεταβλητών στην καταγραφή των MEPs, θα μπορούσαμε να κατανοήσουμε καλύτερα την επίδραση αυτών των παραμέτρων στην αξιοπιστία των μετρήσεων και να αναπτύξουμε προσαρμοσμένα πρωτόκολλα διέγερσης για διαφορετικούς ασθενείς. Επίσης, πρέπει να γίνουν μελέτες σύγκρισης πρωτοκόλλων με μεγαλύτερο αριθμό ασθενών, έτσι ώστε τα αποτελέσματα να είναι πιο αντιπροσωπευτικά για το μεγαλύτερο ποσοστό του πληθυσμού.

Η μελλοντική εξέλιξη της IONM αναμένεται να επηρεαστεί από τις ραγδαίες τεχνολογικές προόδους στην ιατρική απεικόνιση, την τεχνητή νοημοσύνη (AI) και τη ρομποτική χειρουργική. Ένας βασικός στόχος είναι η βελτίωση της ακρίβειας και της ευαισθησίας της IONM, επιτρέποντας την καλύτερη ανάλυση των νευρολογικών δομών σε πραγματικό χρόνο, ελαχιστοποιώντας έτσι τις επιπλοκές. Για παράδειγμα, η ενσωμάτωση των δεδομένων της IONM με τρισδιάστατη απεικόνιση από μαγνητικές τομογραφίες (MRI) ή αξονικές τομογραφίες (CT) θα μπορούσε να προσφέρει στον χειρουργό σαφέστερη ανατομική απεικόνιση κατά τη διάρκεια της επέμβασης.

Επιπλέον, η χρήση της τεχνητής νοημοσύνης στην ανάλυση των νευροφυσιολογικών δεδομένων αναμένεται να επιτρέψει την ταχύτερη και ακριβέστερη αναγνώριση των κινδύνων για τον ασθενή. AI μοντέλα θα μπορούσαν να προβλέψουν με ακρίβεια αλλαγές στα σήματα

που συνδέονται με νευρικές βλάβες και να ενημερώνουν άμεσα τον χειρουργό για πιθανές παρεμβάσεις, προσαρμόζοντας τη στρατηγική της επέμβασης σε πραγματικό χρόνο.

Η ρομποτική χειρουργική επίσης προσφέρει νέες προοπτικές. Η συνδυαστική χρήση IONM με ρομποτικά συστήματα μπορεί να προσφέρει ακόμη μεγαλύτερη ακρίβεια σε επεμβάσεις που απαιτούν λεπτούς χειρισμούς, όπως αυτές στην σπονδυλική στήλη ή στον εγκέφαλο. Οι ρομποτικοί βραχίονες θα μπορούσαν να αλληλοεπιδρούν άμεσα με τα δεδομένα της IONM, επιτρέποντας αυτοματοποιημένες διορθώσεις κατά τη διάρκεια των επεμβάσεων.

Τέλος, η τηλεϊατρική και οι εξ αποστάσεως χειρουργικές επεμβάσεις (tele-surgery) είναι ένας τομέας που θα μπορούσε να επωφεληθεί από τη χρήση της IONM. Μελλοντικές τεχνολογίες θα επιτρέψουν τη διεξαγωγή χειρουργείων εξ αποστάσεως, με τον χειρουργό να παρακολουθεί τα νευρολογικά σήματα από απόσταση, διασφαλίζοντας την ασφάλεια του ασθενούς και την επιτυχή ολοκλήρωση της επέμβασης

Αναφορές

- [1] C. A.A., «Historical evolution of the concept of health in Western medicine,» *Acta Biomedica*, τόμ. 89, αρ. 3, pp. 352-354, 2018.
- [2] B. T. Nikova A., «The Basic Steps of Evolution of Brain Surgery,» *Maedica*, τόμ. 12, αρ. 4, pp. 297-305, 2017.
- [3] M. Steinruecke, «A Decade of Progress in Global Neurosurgery,» *Cambridge Medicine Journal*, αρ. 10, 2021.
- [4] S. J. J. P. H. A. C. F. Daniel M. May M.D, «Somatosensory evoked potential monitoring in cervical surgery: identification of pre- and intraoperative risk factors associated with neurological deterioration,» σε *Journal Of Neurosurgery*, 1996, pp. 566-573.
- [5] A. Legatt, «Motor Evoked Potentials,» *Encyclopedia of the Neurological Sciences*, τόμ. 2, αρ. 1, pp. 111-114, 2014.
- [6] D. P. M.-J. C. M. I. B. G. T. J. J. R. Renuka Chintapalli, «Adhesive surface electrodes versus needle-based,» *Surgical Neurology International*, pp. 1-5, 28 June 2024.
- [7] J. R. T. T. B. S. Antoun Koht, «Anesthesia Management and Intraoperative Electrophysiological Monitoring,» σε *Monitoring the Nervous System for Anesthesiologists and Other Health Care Professionals*, Chicago, Springer, 2017, pp. 317-335.
- [8] D. B. MacDonald, «Safety of Intraoperative Transcranial Electrical Stimulation Motor Evoked Potential Monitoring,» *Journal of clinical Neurophysiology*, τόμ. 5, αρ. 19, pp. 416-419, 2002.
- [9] F. L. H. J. a. Britton JW, «Appendix 6. A Brief History of EEG,» σε *Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants*, Chicago, American Epilepsy Society, 2016.
- [10] T. T. a. S. Kubota, «History of the development of intraoperative spinal cord monitoring,» *European Spine Journal*, τόμ. 16, αρ. 2, p. 140–146, 2007.
- [11] S. A. & A. A. C.-G. Aage R Møller, «Techniques of intraoperative monitoring for spinal cord function: their past, present, and future directions,» *Neurological Research*, τόμ. 33, αρ. 4, pp. 363-370, 2013.
- [12] L. N. T. L.-A. C.K. Barha, «Basics of neuroanatomy and neurophysiology,» σε *Handbook of Clinical Neurology*, Amsterdam, Isevier, 2016, pp. 53-68.
- [13] M. Olivia Guy Evans, «Simply Psychology,» 9 11 2023. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.simplypsychology.org/anatomy-of-the-brain.html>. [Πρόσβαση 9 21 2024].
- [14] D. K. Anthony J. Busti, «EBM CONSULT,» Copyright EBM Consult, LLC, 01 9 2015. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.ebmconsult.com/articles/homunculus-sensory-motor-cortex>. [Πρόσβαση 09 21 2024].
- [15] Mayfield Clinic, «Anatomy of the Brain,» 1 4 2018. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://d3djccaurgtij4.cloudfront.net/pe-anatomybrain.pdf>. [Πρόσβαση 19 5 2024].

- [16] F. L. Isaac Chen, *Neuroanatomy, Neuron Action Potential*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023.
- [17] K. F. K. b. V. D. c. Andrea Szélényi a, «Transcranial electric stimulation for intraoperative motor evoked potential monitoring: Stimulation parameters and electrode montages,» *Clinical Neurophysiology*, τόμ. 118, αρ. 7, pp. 1586-1595, 2007.
- [18] W. Maish, «The Descending Tracts of the Central Nervous System,» 18 04 2019. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://geekymedics.com/the-descending-tracts-of-the-central-nervous-system/>. [Πρόσβαση 24 05 2024].
- [19] P. E. e. a. Ludwig, *Neuroanatomy, Neurons.*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023.
- [20] U. F. C. Institute, *Anatomy And Physiology*, 2007.
- [21] L. A. L. S. a. P. C. Amar Kachenoura, «ICA: a potential tool for BCI systems,» *HAL author manuscript*, τόμ. 25, αρ. 1, pp. 57-68, 2008.
- [22] Yamada, S. TsuTsui και Hiroshi, «Basic Principles and Recent Trends of Transcranial Motor Evoked Potentials in Intraoperative Neurophysiologic Monitoring,» *Neurologia Medico-Chirurgia*, τόμ. 58, αρ. 8, pp. 451-456, 2016.
- [23] Z. Ali, «Intraoperative neurophysiologic monitoring and anaesthetic implications,» *Indian Journal of Anaesthesia*, τόμ. 63, αρ. 2, pp. 81-83, 2019.
- [24] P. J. F. S. S. A. J. J. G.-O. Y.-H. K. A. P.-L. Won Hyuk Chang, «Optimal number of pulses as outcome measures of neuronavigated transcranial magnetic stimulation,» *Clinical Neurophysiology*, τόμ. 127, αρ. 8, pp. 2892-2897, 2016.
- [25] V. M. N. A.-o. C. F. F. M. C. P. F. L. J. S. E. Azabou, «Optimal parameters of transcranial electrical stimulation for intraoperative monitoring of motor evoked potentials of the tibialis anterior muscle during pediatric scoliosis surgery,» *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, τόμ. 43, αρ. 4, pp. 243-250, 2013.
- [26] Dr. Langer Medical.
- [27] F. G. M. B. Steinmetz H, «Craniocerebral topography within the international 10-20 system.,» σε *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.*, Dublin, Ireland, Elsevier, 1989, pp. 499-506.
- [28] *BIONEN Medical Devices*, 2024.
- [29] J. L. Hellier, *The Brain, the Nervous System, and Their Diseases*, τόμ. 3, USA: Bloomsbury Publishing, 2014.
- [30] M. A. Y. N. H. I. S. T. M. T. a. H. Y. Tetsuya Tamaki, «Intraoperative Spinal Cord Monitoring: Focusing on the Basic Knowledge of Orthopedic Spine Surgeon and Neurosurgeon as Members of a Team Performing Spine Surgery under Neuromonitoring,» *Spine Surgery and related Rersearch*, τόμ. 5, αρ. 3, pp. 120-132, 2021.
- [31] P. E. L. V. R. M. Varacallo, *Neuroanatomy, Central Nervous System (CNS)*, Treasure Island (FL: StatPearls Publishing, 2018.