



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Ο ΡΟΛΟΣ ΤΩΝ ΡΟΜΠΟΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΣΤΗΝ
ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΑΤΕΛΗ
ΚΑΚΩΣΗ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ: ΜΙΑ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ
ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑΣ**

ΦΟΙΤΗΤΡΙΕΣ: ΚΑΛΟΓΕΡΟΠΟΥΛΟΥ ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ Α.Μ. 2148

ΠΑΣΠΑΡΑΚΗ ΧΡΙΣΤΙΝΑ Α.Μ. 2212

ΕΙΣΗΓΗΤΗΣ: ΤΟΛΟΣ ΗΛΙΑΣ

ΑΙΓΙΟ- 2021

**THE ROLE OF ROBOTIC SYSTEMS IN GAIT TRAINING TO
PATIENTS WITH INCOMPLETE SPINAL CORD INJURY: A
LITERATURE REVIEW**

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστούμε θερμά τον καθηγητή μας κ. Τόλο Ηλία, καθηγητή του τμήματος φυσικοθεραπείας και υπεύθυνο αυτής της πτυχιακής εργασίας, για την καθοδήγηση και τις συμβουλές του. Ευχαριστούμε όλους τους καθηγητές του τμήματος μας, που όλα αυτά τα χρόνια μας μετέδωσαν τις γνώσεις τους.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία γίνεται μελέτη στις κακώσεις του νωτιαίου μυελού, στα ρομποτικά συστήματα και στον τρόπο με τον οποίο αυτά μπορούν να βελτιώσουν την βάδιση σε ασθενείς με ατελή κάκωση νωτιαίου μυελού. Στο γενικό μέρος αυτής της εργασίας θα γίνει αναφορά στο αυτόνομο νευρικό σύστημα, στο κεντρικό νευρικό σύστημα, στο περιφερικό νευρικό σύστημα. Στη συνέχεια θα γίνει μια πιο εκτενής αναφορά στην ανατομία του νωτιαίου μυελού, στις κακώσεις που μπορεί να υποστεί και στην ταξινόμηση αυτών των κακώσεων. Έπειτα θα αναλυθεί η αξιολόγηση της κάκωσης, η κλινική της εικόνα αλλά και η διαφορική διάγνωσή της. Στο ειδικό μέρος αυτής της εργασίας θα αναπτυχθεί το φυσιολογικό πρότυπο βάδισης των υγιή ατόμων και το πρότυπο βάδισης ατόμων που έχουν υποστεί κάκωση νωτιαίου μυελού. Επιπλέον θα γίνει λεπτομερής αναφορά των ρομποτικών συστημάτων, στις κατηγορίες που αυτά χωρίζονται και στην επιρροή που ασκούν στην βάδιση σε ασθενείς με κάκωση νωτιαίου μυελού. Στόχος αυτής της μελέτης είναι να εξετάσει και να εναποθέσει τα πιθανά οφέλη των ρομποτικών βοηθημάτων στη βάδιση σε άτομα με ατελή κάκωση νωτιαίου μυελού. Αυτή η εργασία βασίστηκε σε μελέτες βιβλιογραφίας και αρθρογραφίας που περιέχουν εμπειριστατωμένες έρευνες. Για την αναζήτηση τέτοιων ερευνών χρησιμοποιήθηκαν οι βάσεις αναζήτησης pubmed και google scholar. Κάποιες από τις λέξεις κλειδιά που χρησιμοποιήθηκαν για την αναζήτηση τέτοιων άρθρων είναι spinal cord injury, incomplete spinal cord injury, robotic gait training, effects of robotic-system, locomat, treadmill walking.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....σελ 3	σελ 3
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....σελ 4	σελ 4
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....σελ 9	σελ 9
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΝΕΥΡΟΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ.....σελ 10	σελ 10
1.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΝΕΥΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....σελ 10	σελ 10
1.2 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΝΕΥΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....σελ 12	σελ 12
1.2.1. ΑΥΤΟΝΟΜΟ ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ.....σελ 12	σελ 12
1.2.2. ΚΕΝΤΡΙΚΟ ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ.....σελ 12	σελ 12
1.2.3. ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΟ ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ.....σελ 15	σελ 15
1.3 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....σελ 17	σελ 17
1.3.1. ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΔΟΜΗ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....σελ 18	σελ 18
1.3.2. ΕΞΩΤΕΡΙΚΗ ΔΟΜΗ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....σελ 19	σελ 19
1.4. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ.....σελ 19	σελ 19
1.4.1. ΑΥΧΕΝΙΚΗ ΜΟΙΡΑ.....σελ 20	σελ 20
1.4.2. ΘΩΡΑΚΙΚΗ ΜΟΙΡΑ.....σελ 21	σελ 21
1.4.3. ΟΣΦΥΪΚΗ ΜΟΙΡΑ.....σελ 21	σελ 21
1.4.4. ΙΕΡΟ ΟΣΤΟ.....σελ 21	σελ 21
1.4.5. ΚΟΚΚΥΓΑΣ.....σελ 22	σελ 22
1.4.6. ΑΡΘΡΩΣΕΙΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ.....σελ 22	σελ 22
1.4.7. ΣΥΝΔΕΣΜΟΙ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ.....σελ 23	σελ 23
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΚΑΚΩΣΕΙΣ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....σελ 25	σελ 25
2.1. ΟΡΙΣΜΟΣ.....σελ 25	σελ 25
2.2. ΑΙΤΙΕΣ ΚΑΚΩΣΗΣ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....σελ 25	σελ 25
2.3. ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ.....σελ 25	σελ 25
2.4. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΚΑΚΩΣΗΣ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....σελ 25	σελ 25
2.4.1 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΤΗΣ ΚΑΚΩΣΗΣ.....σελ 25	σελ 25

2.4.2. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΗ ΒΑΡΥΤΗΤΑ ΤΗΣ ΚΑΚΩΣΗΣ.....	σελ 26
2.5 ΑΤΕΛΗ ΚΛΙΝΙΚΑ ΣΥΝΔΡΟΜΑ.....	σελ 26
2.5.1. ΣΥΝΔΡΟΜΟ BROWN-SEQUARD.....	σελ 27
2.5.2. ΚΕΝΤΡΙΚΟ ΜΥΕΛΙΚΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ.....	σελ 27
2.5.3. ΠΡΟΣΘΙΟ ΜΥΕΛΙΚΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ.....	σελ 28
2.5.4. ΟΠΙΣΘΙΟ ΜΥΕΛΙΚΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ.....	σελ 29
2.5.5. ΣΥΝΔΡΟΜΟ ΜΥΕΛΙΚΟΥ ΚΩΝΟΥ.....	σελ 29
2.5.6. ΙΠΠΟΥΡΙΔΙΚΗ ΣΥΝΔΡΟΜΗ.....	σελ 30
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ.....	σελ 31
3.1. ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ ΚΑΚΩΣΗΣ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....	σελ 31
3.2. ΚΛΙΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ-ΔΙΑΓΝΩΣΗ.....	σελ 31
3.3. ΔΙΑΦΟΡΙΚΗ ΔΙΑΓΝΩΣΗ.....	σελ 32
ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΒΑΔΙΣΗ.....	σελ 34
4.1. ΟΡΙΣΜΟΣ.....	σελ 34
4.2. ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΣΤΟ ΟΒΕΛΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ.....	σελ 35
4.3. ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΣΤΟ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ.....	σελ 36
4.4. ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΣΤΟ ΕΓΚΑΡΣΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ.....	σελ 36
4.5. ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΚΟΡΜΟΥ ΣΤΗ ΒΑΔΙΣΗ.....	σελ 37
4.6. ΜΥΪΚΗ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗ ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ.....	σελ 37
4.7. ΒΑΔΙΣΗ ΑΤΟΜΩΝ ΜΕ ΚΑΚΩΣΗ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....	σελ 38
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΡΟΜΠΟΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ.....	σελ 40
5.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	σελ 40
5.2. ΡΟΜΠΟΤΙΚΑ ΜΗΧΑΝΙΜΑΤΑ.....	σελ 40
5.2.1. ΕΙΔΗ ΡΟΜΠΟΤΙΚΩΝ ΒΟΗΘΗΜΑΤΩΝ.....	σελ 40
5.3. ΧΡΗΣΗ ΡΟΜΠΟΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΣΤΗΝ ΕΠΑΝΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΣΕ ΚΝΜ.....	σελ 47
5.4. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ-ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΡΟΜΠΟΤΙΚΩΝ ΒΟΗΘΗΜΑΤΩΝ.....	σελ 49

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	σελ 54
ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ.....	σελ 56
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΗ.....	σελ 64
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΕΛΛΗΝΙΚΗ.....	σελ 65

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΕΙΚΟΝΑ 1. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΕΝΟΣ ΝΕΥΡΩΝΑ	σελ 10
ΕΙΚΟΝΑ 2. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΩΝ ΤΜΗΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ.....	σελ 13
ΕΙΚΟΝΑ 3. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΜΗΜΑΤΩΝ ΤΩΝ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΩΝ ΗΜΙΣΦΑΙΡΙΩΝ.....	σελ 14
ΕΙΚΟΝΑ 4. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ ΝΩΤΙΑΙΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΩΝ.....	σελ 15
ΕΙΚΟΝΑ 5. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΔΙΟΓΚΩΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....	σελ 17
ΕΙΚΟΝΑ 6. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΕΣΩΤΕΡΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ.....	σελ 18
ΕΙΚΟΝΑ 7. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ.....	σελ 19
ΕΙΚΟΝΑ 8. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΣΥΝΔΡΟΜΟΥ BROWN-SEWARD.....	σελ 27
ΕΙΚΟΝΑ 9. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΚΕΝΤΡΙΚΟΥ ΜΥΕΛΙΚΟΥ ΣΥΝΔΡΟΜΟΥ.....	σελ 28
ΕΙΚΟΝΑ 10. ΑΠΕΙΚΟΝΙΖΕΙ ΤΟ ΚΕΝΤΡΙΚΟ ΜΥΕΛΙΚΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ, ΤΟ ΠΡΟΣΘΙΟ ΜΥΕΛΙΚΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ ΚΑΙ ΤΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ BROWN-SEWARD.....	σελ 28
ΕΙΚΟΝΑ 11. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΟΠΙΣΘΙΟΥ ΜΥΕΛΙΚΟΥ ΣΥΝΔΡΟΜΟΥ.....	σελ 29
ΕΙΚΟΝΑ 12. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΥ ΒΑΔΙΣΗΣ.....	σελ 34
ΕΙΚΟΝΑ 13. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ LOKOMAT.....	σελ 42
ΕΙΚΟΝΑ 14. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ LOPES.....	σελ 43
ΕΙΚΟΝΑ 15. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΥ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΟΣ ALEX.....	σελ 44
ΕΙΚΟΝΑ 16. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ G-EO SYSTEM.....	σελ 45
ΕΙΚΟΝΑ 17. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ HARTIC- WALKER.....	σελ 46
ΕΙΚΟΝΑ 18. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ GAIT TRAINER.....	σελ 47

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο νωτιαίος μυελός βρίσκεται μέσα στην σπονδυλική στήλη και προστατεύεται από αυτή. Είναι υπεύθυνος για τις κινητικές και αισθητικές λειτουργίες όλου του σώματος. Ο τραυματισμός του προκαλεί διαταραχές, οι οποίες εξαρτώνται από το επίπεδο και την βαρύτητα της κάκωσης. Συνήθως, ο τραυματισμός του νωτιαίου μυελού οφείλεται στον τραυματισμό των σπονδύλων (π.χ. κάταγμα σπονδύλων), αλλά μπορεί να οφείλεται και σε άλλους παράγοντες, όπως είναι η σπονδυλική στένωση ή ο όγκος. Μετά από μία κάκωση του νωτιαίου μυελού διαταράσσονται οι λειτουργίες των νεύρων, τα οποία είναι υπεύθυνα για την αποστολή και την αποδοχή μηνυμάτων από και προς τον εγκέφαλο, κλονίζοντας τις κινητικές, αισθητικές και αυτόνομες λειτουργίες κάτω από το επίπεδο της κάκωσης.

Μια κοινή διαταραχή που επέρχεται από την κάκωση του νωτιαίου μυελού είναι αυτή της βάρδισης. Ωστόσο, είναι γνωστό ότι, η βάρδιση για έναν άνθρωπο κατέχει σημαντικό ρόλο στη ζωή του, προκειμένου να είναι λειτουργικός και ανεξάρτητος. Η βάρδιση για τους ασθενείς που έχουν υποστεί κάκωση νωτιαίου μυελού είναι εξίσου σημαντική, γιατί τους βοηθά να γίνονται πιο λειτουργικοί στις καθημερινές τους δραστηριότητες και τους βοηθά να αντιμετωπίζουν άλλα προβλήματα, όπως είναι η μυϊκή ατροφία, αναπνευστικά προβλήματα κ.α.

Τα τελευταία χρόνια με την άνοδο της τεχνολογίας, τα ρομποτικά συστήματα εξελίσσονται όλο και περισσότερο και λαμβάνουν όλο και συχνότερα μέρος σε ένα πρόγραμμα αποκατάστασης ασθενών που έχουν υποστεί κάκωση νωτιαίου μυελού. Τα ρομποτικά συστήματα αντικαθιστούν την χειρονακτική εργασία των φυσικοθεραπευτών, όσον αφορά την ορθοστάτιση και την βάρδιση των ασθενών, και έτσι γίνεται η εργασία τους λιγότερο επίπονη. Έχουν την ικανότητα είτε να βοηθούν τον ασθενή και να τον καθοδηγούν, είτε να τον δυσκολέψουν ανεβάζοντας το επίπεδο δυσκολίας, σε ασθενείς που μπορούν να αντεπεξέλθουν. Επίσης τα ρομποτικά συστήματα μπορούν να διαθέσουν ακρίβεια όσον αφορά την κατανομή του βάρους του σώματος των ασθενών αλλά και των βασικών παραμέτρων της βάρδισης. Ακόμα δίνουν την δυνατότητα στους ασθενείς να εκπαιδευτούν σε πιο ρεαλιστικές συνθήκες, όπως είναι ανηφορικό ή κατηφορικό έδαφος. Παρ'όλα αυτά, με τον έναν ή με τον άλλο τρόπο προσφέρουν ασφάλεια και υποστήριξη στον ασθενή, προσδίδοντάς του σιγουριά και άνεση.

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι να δείξει την σημαντικότητα των ρομποτικών βοηθημάτων, πως αυτά μπορούν να βελτιώσουν την βάρδιση σε ασθενείς με ατελή κάκωση νωτιαίου μυελού και σε τι βαθμό.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΝΕΥΡΟΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΝΕΥΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΣΣ

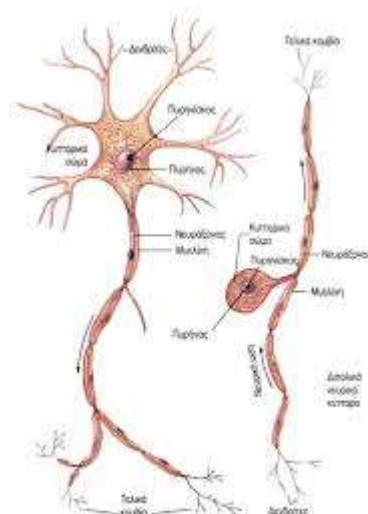
1.1. Ανατομία Νευρικού Συστήματος

Το νευρικό σύστημα (ΝΣ) αποτελεί ένα πολύ οργανωμένο σύστημα επικοινωνίας το οποίο επιτρέπει στο σώμα να αντιδρά στα ερεθίσματα του εσωτερικού και του εξωτερικού του περιβάλλοντος. Το ΝΣ αποτελείται από τον νευρικό ιστό και τα αιμοφόρα αγγεία. Ο νευρικός ιστός συνίσταται από δύο τύπους κυττάρων, τα νευρικά κύτταρα ή νευρώνες και τα κύτταρα νευρογλοίας. Υπάρχουν δισεκατομμύρια νευρικά κύτταρα, τα οποία παραμένουν σταθερά στον αριθμό τους σε κάθε άτομο από την γέννηση και καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του. Ο ώριμος νευρικός ιστός δεν πολλαπλασιάζεται αλλά συνεχίζει να εξελίσσεται και να εξειδικεύεται κυρίως στα πρώτα επτά χρόνια της ζωής του (Πλέσσας, 2010, Moore et.al., 2012, Kahle and Frotscher, 2010).

Δομή Νευρικού κυττάρου-Νευρώνα

Οι νευρώνες είναι κύτταρα που εξειδικεύονται στην υποδοχή, στην επεξεργασία, στη μεταβίβαση, στην αποθήκευση και στην ανάκληση των πληροφοριών. Έχουν την ικανότητα να επιδρούν σε φυσικά και χημικά ερεθίσματα, να μεταφέρουν ηλεκτροχημικές ώσεις και να απελευθερώνουν χημικές ουσίες. Οι χημικές αυτές ουσίες ονομάζονται νευροδιαβιβαστές και απελευθερώνονται στις συνάψεις που γίνονται μεταξύ των κυττάρων. Ένας τυπικός νευρώνας αποτελείται από πέντε μέρη, όπως φαίνεται και στην Εικ. 1.:

- το κυτταρικό σώμα ή περικάρυο στο οποίο πραγματοποιείται η σύνθεση πρωτεϊνών, η μεταβίβαση ώσεων και η επιδιόρθωση των κυττάρων
- τους δενδρίτες, οι οποίοι λαμβάνουν τις νευρικές ώσεις
- τον νευράξονα, ο οποίος άγει την νευρική ώση είτε σε νευρικά είτε σε μυϊκά κύτταρα και τέλος
- τα τελικά κλωνία όπου οι νευροδιαβιβαστές βρίσκονται εκεί αποθηκευμένοι σε κυστίδια (Nichols-Larsen et.al., 2017, Πλέσσας, 2010).



Εικ.1: Απεικόνιση ενός νευρώνα

(<http://ebooks.edu.gr/modules/ebook/>)

Νευρογλοιακά Κύτταρα

Τα νευρογλοιακά κύτταρα παίζουν σημαντικό ρόλο στη διατήρηση ενός φυσιολογικού μικροπεριβάλλοντος, ώστε οι νευρώνες να λειτουργούν σωστά. Χωρίζονται σε νευρογλοιακά κύτταρα του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ) και σε αυτά του Περιφερικού Νευρικού Συστήματος (ΠΝΣ). Διακρίνονται στα αστροκύτταρα, στα ολιγοδενδροκύτταρα και στα μικρογλοιακά κύτταρα. Τα αστροκύτταρα επιτελούν λειτουργίες όπως είναι η ρύθμιση μεταβολισμού του κυττάρου, η διατήρηση του εσωτερικού περιβάλλοντος του ΚΝΣ και η πρόσληψη νευροδιαβιβαστών, ενώ τα ολιγοδενδροκύτταρα συμβάλλουν στο σχηματισμό μυελίνης. Τα αντίστοιχα κύτταρα του ΠΝΣ είναι τα κύτταρα Schwann. Τέλος, τα μικρογλοιακά κύτταρα έχουν την ικανότητα φαγοκυττάρωσης νεκρού υλικού (Πλέσσας,2010, Nichols-Larsen et.al.,2017).

Ταξινόμηση Νευρώνων

Οι τύποι νευρώνων διαχωρίζονται ανάλογα την λειτουργία, το σχήμα, το μέγεθος και τον αριθμό των νευραξόνων τους. Ανάλογα την λειτουργία τους υπάρχουν οι:

- Αισθητικοί νευρώνες: προσαγωγοί νευρώνες που μεταδίδουν αισθητικές ώσεις από υποδοχείς ή μέσω των περιφερικών τους απολήξεων στο ΚΝΣ.
- Κινητικοί νευρώνες: απαγωγοί νευρώνες που μεταδίδουν νευρικές ώσεις από το ΚΝΣ στην περιφέρεια.
- Συνδεδεικτοί νευρώνες: μεταφέρουν τις νευρικές ώσεις ανάμεσα από ένα αισθητικό και ένα κινητικό νευρώνα.

Ανάλογα το σχήμα και τον αριθμό των αποφυάδων τους:

- Πολύπολοι νευρώνες: βρίσκονται στο ΚΝΣ και συνήθως είναι κινητικού τύπου νευρώνες.
- Μονόπολοι ή ψευδομονόπολοι νευρώνες: βρίσκονται στα νωτιαία γάγγλια, είναι όλοι σχεδόν αισθητικοί νευρώνες.
- Δίπολοι νευρώνες: βρίσκονται στον αμφιβληστροειδή, τον οσφρητικό βλεννογόνο, τα αισθητικά γάγγλια του αιθουσαίου και κοχλιακού νεύρου.

Ανάλογα την εντόπιση τους:

- Ανώτερος κινητικός νευρώνας: είναι ο νευρώνας που βρίσκεται ολόκληρος στο ΚΝΣ και ελέγχει τις ενέργειες των κατώτερων κινητικών νευρώνων.
- Κατώτερος κινητικός νευρώνας: είναι ο περιφερικός νευρώνας που ξεκινάει από το πρόσθιο κέρασ της φαιάς ουσίας του νωτιαίου μυελού και νευρώνει τελικά τον μυ (Πλέσσας, 2010).

1.2. Ταξινόμηση Νευρικού Συστήματος

Το ΝΣ διακρίνεται στο σπλαχνικό ή στο Αυτόνομο Νευρικό σύστημα (ΑΝΣ) και στο σωματικό. Το σωματικό διαιρείται στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ) και στο Περιφερικό Νευρικό Σύστημα (ΠΝΣ).

1.2.1. Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα

Το ΑΝΣ είναι υπεύθυνο για την ομοίωση του εσωτερικού περιβάλλοντος ρυθμίζοντας τις λειτουργίες των οργάνων. Νευρώνει όλα τα όργανα, εκτός από τους σκελετικούς μύες οι οποίοι νευρώνονται από το ΚΝΣ (Barret et.al.,2011). Το ΑΝΣ περιλαμβάνει και το εντερικό ΝΣ το οποίο ελέγχεται από το συμπαθητικό και παρασυμπαθητικό ΝΣ, κατηγορίες στις οποίες διακρίνεται το ΑΝΣ.

Το Συμπαθητικό ΝΣ ονομάζεται και θωρακο-οσφυϊκό τμήμα του ΑΝΣ λόγω της ύπαρξης συμπαθητικών νευρώνων μόνο μεταξύ Θ1 έως το Ο3 επίπεδο της σπονδυλικής στήλης. Ενεργοποιείται κατά την αύξηση φυσικής δραστηριότητας και σε έντονες, αγχώδεις καταστάσεις.

Το Παρασυμπαθητικό ΝΣ εκτείνεται από το Ι2 έως το Ι4 επίπεδο της σπονδυλικής στήλης. Διεγείρεται σε καταστάσεις χωρίς ένταση και στόχος του είναι η αποθήκευση ενέργειας (Μπάκας,2012).

1.2.2. Κεντρικό Νευρικό Σύστημα

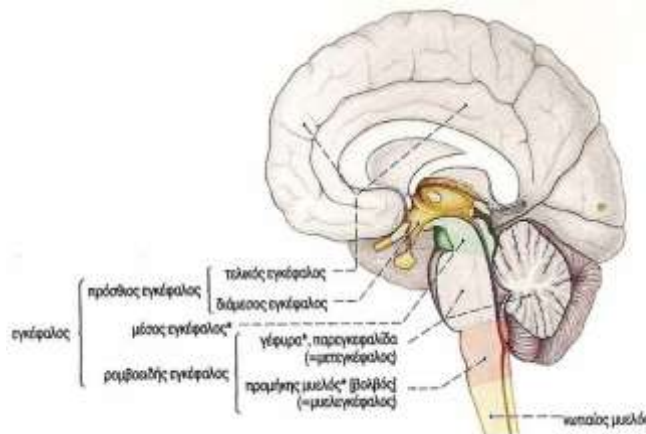
Το ΚΝΣ είναι ένα ευαίσθητο σύστημα το οποίο προστατεύεται από οστέινες κατασκευές και μεμβράνες, ενώ παράλληλα περιβάλλεται από το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (ΕΝΥ) το οποίο θα αναφερθεί στη συνέχεια. Αποτελείται από τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό (ΝΜ), δομές οι οποίες προφυλάσσονται από το κρανίο και την σπονδυλική στήλη και από τις μήνιγγες, αντίστοιχα. Οι μήνιγγες είναι μια σειρά υμένων από συνδετικό ιστό που περιβάλλουν το ΝΣ και το διαχωρίζουν από τις προστατευτικές οστικές δομές και είναι τρεις στον αριθμό, σκληρή, αραχνοειδής και χοριοειδής μήνιγγα.

ΕΝΥ

Είναι ένα διαυγές και άχρωμο υγρό το οποίο σχηματίζει ένα προστατευτικό μαξιλαράκι μέσα και γύρω από το ΚΝΣ προκειμένου να συμβάλει στην προστασία του ενώ συντίθεται από τα χοριοειδή πλέγματα. Εξασφαλίζει θρεπτικές ουσίες για την παραγωγή του, απορροφά μηχανικές πλήξεις του εγκεφάλου, απομακρύνει άχρηστα προϊόντα του μεταβολισμού και επιδρά στις λειτουργίες του ΚΝΣ (Πλέσσας, 2010).

Εγκέφαλος

Ο εγκέφαλος είναι μία μαλακή μάζα νευρικού ιστού, η οποία εντοπίζεται στο κρανίο. Ορίζεται ως το βασικό κέντρο ρύθμισης και συντονισμού των λειτουργιών του οργανισμού. Αποτελείται από τον πρόσθιο εγκέφαλο, το εγκεφαλικό στέλεχος και την παρεγκεφαλίδα, όπως φαίνεται και στην Εικ.2. Αιματώνεται μέσω των δύο έσω καρωτίδων και των δύο σπονδυλικών αρτηριών, οι οποίες συνδέονται στον αρτηριακό κύκλο του Willis (Πλέσσας, 2010, Kahle and Frotsher, 2010).



Εικ.2: Απεικόνιση των τμημάτων του εγκεφάλου

(<https://l-neuroanatomia-kai-i-neurofysiologia>)

Πρόσθιος εγκέφαλος

Ο πρόσθιος εγκέφαλος συνίσταται από τα δύο εγκεφαλικά ημισφαίρια (αριστερό και δεξί) και τον διάμεσο εγκέφαλο. Αποτελούνται από τον φλοιό, την υποκείμενη λευκή ουσία, τα βασικά γάγγλια, την αμυγδαλή και τον ιππόκαμπο. Είναι υπεύθυνα για αντιληπτικές, κινητικές και γνωστικές λειτουργίες, όπως η μνήμη και το συναίσθημα (Kandel et.al.,2006).

- Εγκεφαλικά ημισφαίρια

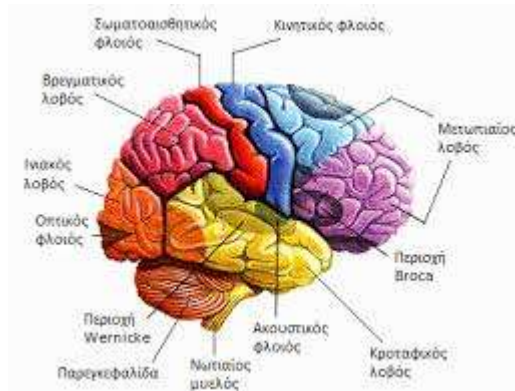
Ο εγκεφαλικός φλοιός έχει πάχος 2-4mm,αποτελείται από φαιά ουσία και δημιουργεί βαθιές αύλακες και ανυψωμένες πτυχές (έλικες). Κάθε ημισφαίριο χωρίζεται σε τέσσερις λοβούς (βλ.Εικ.3).

α) Ο μετωπιαίος λοβός: είναι υπεύθυνος για τον σχηματισμό των εκούσιων κινητικών ώσεων, για την σύσπασση, για την ανάλυση αισθητικών πληροφοριών και τη παροχή απαντήσεων-αποκρίσεων που έχουν να κάνουν με την προσωπικότητα, την μνήμη, τη λογική, τη κρίση, τον προγραμματισμό και τον λόγο.

β) Ο βρεγματικός λοβός: είναι υπεύθυνος για την κατανόηση της ομιλίας ,της φωνητικής άρθρωσης, των σκέψεων και του σχήματος αντικειμένων μέσω αφής.

γ) Ο κροταφικός λοβός: είναι υπεύθυνος για την ακοή του ατόμου, την αποθήκευση ακουστικών και οπτικών εμπειριών και την ερμηνεία αισθητικών εμπειριών. Η οπτική αντίληψη, η μουσική διάκριση και η μακροπρόθεσμη μνήμη αποτελούν επίσης λειτουργίες του κροταφικού λοβού.

δ) Ο ινιακός λοβός: είναι υπεύθυνος για την όραση, την κίνηση, την κατεύθυνση και τον εστιασμό του οφθαλμού (Πλέσσας, 2010, Martin and Kessler, 2015).



Εικ.3: Απεικόνιση τμημάτων των εγκεφαλικών ημισφαιρίων

(https://www.foundalis.com/dep/cog/N4_gr.htm)

- Διεγκέφαλος

Ο διεγκέφαλος αποτελείται από τον θάλαμο και τον υποθάλαμο. Ο θάλαμος χρησιμεύει στην μετάδοση των αισθητικών νευρικών ώσεων που ξεκινούν από άλλα μέρη του σώματος και του εγκεφάλου και καταλήγουν στον τελικό εγκέφαλο. Εκεί αναγνωρίζονται οι αισθήσεις του πόνου και της περιφερικής υπαισθησίας. Ο υποθάλαμος ρυθμίζει την ομοιόσταση. Εμπλέκεται στις αυτόματες λειτουργίες, όπως είναι η ρύθμιση της πείνας, της δίψας, της πέψης, της θερμοκρασίας του σώματος, της γενετήσιας δραστηριότητας και του ύπνου. Ευθύνεται για το συγχρονισμό των λειτουργιών του ενδοκρινικού συστήματος και του ΑΝΣ (Martin and Kessler, 2015).

Εγκεφαλικό στέλεχος

Το εγκεφαλικό στέλεχος αποτελείται από τον μέσο εγκέφαλο, τον προμήκη μυελό και την γέφυρα (Martin and Kessler, 2015).

- Μέσος εγκέφαλος

Στον μέσο εγκέφαλο ανήκουν το τετράδυμο και τα εγκεφαλικά σκέλη. Αφορά οπτικά, ακουστικά αντανάκλαστικά και αντανάκλαστικά που έχουν σχέση με τον συντονισμό της κίνησης και την διατήρηση της σωστής θέσης του σώματος.

- Προμήκης μυελός

Ο προμήκης μυελός είναι υπεύθυνος για ζωτικές λειτουργίες του ΑΝΣ και για λειτουργίες όπως το φτέρνισμα, ο βήχας, η κατάποση και ο εμετός.

- Γέφυρα

Η γέφυρα παίζει σημαντικό ρόλο στην ακοή, στην μάσηση, στις αισθητικές αισθήσεις του κεφαλιού, στις κινήσεις του ματιού, του προσώπου, στην ισορροπία καθώς και στην έκκριση δακρύων και σιέλου.

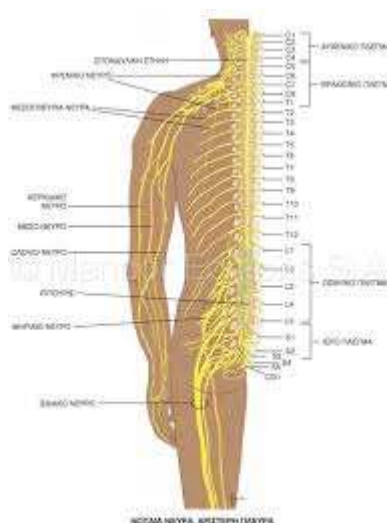
Παρεγκεφαλίδα

Η παρεγκεφαλίδα έχει σαν βασική της λειτουργία την επιστράτευση επιλεκτικών κινητικών μονάδων που στοχεύουν στην διατήρηση της στάσης του σώματος και του μυϊκού τόνου. Ο εγκεφαλικός φλοιός δημιουργεί ώσεις για εκούσια κίνηση και η παρεγκεφαλίδα τις συντονίζει (Πλέσσας, 2010). Συνέχεια της παρεγκεφαλίδας

αποτελεί ο ΝΜ, ο οποίος θα αναλυθεί στη συνέχεια λεπτομερώς μιάς και ανήκει στο κύριο μέρος της εργασίας αυτής.

1.2.3. Περιφερικό Νευρικό Σύστημα

Το ΠΝΣ αποτελείται από τα νεύρα που καταλήγουν ή προέρχονται από το ΚΝΣ, συμπεριλαμβανομένων των εγκεφαλικών συζυγιών που εξέρχονται από το εγκεφαλικό στέλεχος και των νωτιαίων ριζών που εξέρχονται από το ΝΜ. Το ΠΝΣ διαθέτει δώδεκα ζεύγη εγκεφαλικών νεύρων και τριανταένα ζεύγη νωτιαίων νεύρων. Τα εγκεφαλικά νεύρα εντοπίζονται στο στέλεχος και είναι είτε αισθητικά είτε κινητικά. Χρησιμεύουν στην κίνηση οφθαλμών, στην όσφρηση, στη αισθητικότητα προσώπου και γλώσσας και στην νεύρωση στερνοκλειδομαστοειδή και τραπεζοειδούς μυ. Τα νωτιαία νεύρα διακρίνονται σε οκτώ αυχενικά, δώδεκα θωρακικά, πέντε οσφυϊκά, πέντε ιερά και ένα κοκκυγικό. Το κάθε νωτιαίο νεύρο έχει δύο ρίζες που επικοινωνούν με το ΝΜ. Υπάρχει μία οπίσθια αισθητική ρίζα και μία πρόσθια κινητική ρίζα. Το πρώτο αυχενικό νωτιαίο νεύρο και τα κοκκυγικά νωτιαία νεύρα δεν έχουν οπίσθια ρίζα. Η πρόσθια και η οπίσθια ρίζα ενώνονται, διαπερνούν την σκληρή μήνιγγα και εισέρχονται στο μεσοσπονδύλιο τμήμα. Καθώς εισέρχονται στο ΝΜ οι προσαγωγές νευρικές ίνες συναντούν τα νωτιαία γάγγλια, τα οποία είναι μικρές διογκώσεις που αποτελούνται από νευρικά σώματα των αισθητικών ινών. Αφού εξέλθει από το τμήμα, το νωτιαίο νεύρο χωρίζεται σε δύο κύριους κλάδους. Οι οπίσθιοι κλάδοι νευρώνουν τους παρασπονδυλικούς μύες, την οπίσθια επιφάνεια σπονδύλων και το υπερκείμενο δέρμα. Οι πρόσθιοι κλάδοι νευρώνουν τους μεσοπλευρίους μύες, τους μύες και το δέρμα των άκρων καθώς και την πρόσθια και πλάγιες επιφάνειες του κορμού. Άλλοι δύο κλάδοι που δημιουργούνται είναι ο μηνιγγικός και ο αναστομωτικός κλάδος. Ο μηνιγγικός νευρώνει τις μήνιγγες, τα αιμοφόρα αγγεία και τη σπονδυλική στήλη και ο αναστομωτικός δίνει νεύρωση στο συμπαθητικό γάγγλιο. Οι πρόσθιοι κλάδοι καθώς εξέρχονται από τον ΝΜ δημιουργούν τα μεγάλα σωματικά νευρικά πλέγματα, το αυχενικό, το βραχιόνιο, το οσφυϊκό και το ιερό νευρικό πλέγμα όπως φαίνεται και στην Εικ.4. (Drake et.al.,2007, Martin and Kessler, 2015, Πλέσσας,2010, Kahle and Frotsher, 2010, Μπάκας, 2012).



Εικ.4: Απεικόνιση σχηματισμού νωτιαίων πλεγμάτων

(<https://www.iatronet.gr>)

Αυχενικό Πλέγμα

Το αυχενικό πλέγμα σχηματίζεται από το A1 έως το A4 νωτιαίο νεύρο. Νευρώνει κυρίως τους εν τω βάθει μύες του αυχένα, τον ανελκτήρα ωμοπλάτης και τμήματα του τραπεζοειδούς και στερνοκλειδομαστοειδούς. Στο αυχενικό πλέγμα περιέχεται το φρενικό νεύρο που σχηματίζεται από κλάδους του A3 έως A5 και νευρώνει τον κύριο μυ της αναπνοής, το διάφραγμα (Drake et.al.,2007).

Βραχιόνιο Πλέγμα

Το βραχιόνιο πλέγμα δημιουργείται από τα A5 έως Θ1 νωτιαία νεύρα. Τα πέντε κύρια νεύρα του βραχιονίου πλέγματος είναι το μυοδερματικό, το μασχαλιαίο, το κερκιδικό, το μέσο και το ωλένιο. Το μυοδερματικό νευρώνει τους καμπτήρες του αντιβραχίου. Το κερκιδικό νευρώνει τους εκτείνοντες του αγκώνα, του καρπού και των δακτύλων. Το μέσο νεύρο νευρώνει τους πρηριστές του αντιβραχίου και τους καμπτήρες του καρπού και των δακτύλων. Το ωλένιο νεύρο υποβοηθά το μέσο στην κάμψη του καρπού και των δακτύλων, απάγει και προσάγει τα δάκτυλα. Επιπλέον, υπάρχουν το έσω θωρακικό νεύρο (A8) που νευρώνει το μείζονα και τον ελάσσονα θωρακικό μύ, το υποπλάτιο νεύρο (A5 και A6) που νευρώνει τον υποπλάτιο και το θωρακορραχιαίο νεύρο (A7) που νευρώνει τον πλατύ ραχιαίο.

Οσφυοϊερό Πλέγμα

Οι πρόσθιοι κλάδοι του Ο1 έως του Ι3 σχηματίζουν το οσφυοϊερό πλέγμα. Το πλέγμα αυτό νευρώνει τους μύες του μηρού, της κνήμης και άκρου ποδιού. Διαθέτει οκτώ ρίζες, οι οποίες σχηματίζουν έξι κύρια περιφερικά νεύρα: το θυροειδές, το μηριαίο, το άνω γλουτιαίο, το κάτω γλουτιαίο, το κοινό περνιαίο και το κνημιαίο. Το ισχιακό νεύρο σχηματίζεται από το κοινό περνιαίο και το κνημιαίο νεύρο νευρώνοντας τους οπίσθιους μηριαίους (Guyton,1991).

Δερμοτόμια-Μυοτόμια

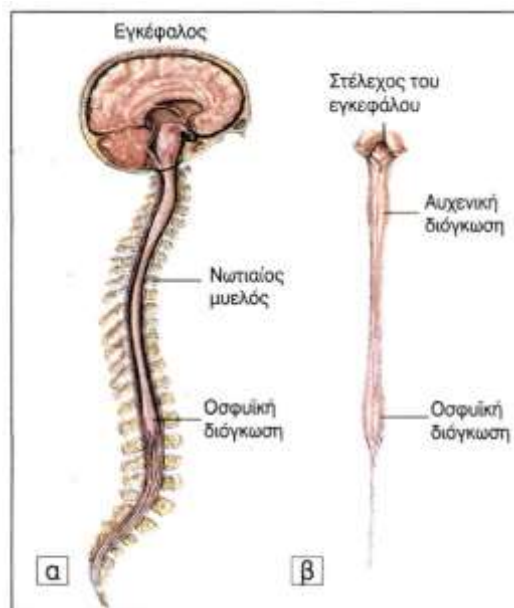
Δερμοτόμιο ονομάζεται μία συγκεκριμένη περιοχή του δέρματος που δέχεται σωματικές αισθητικές ώσεις από ένα συγκεκριμένο επίπεδο ή νεύρο του ΝΜ. Ενώ, μυοτόμιο ονομάζεται το μέρος του μυός που νευρώνεται από ένα συγκεκριμένο επίπεδο ή νωτιαίο νεύρο του ΝΜ (Drake et.al.,2007).

Αντανακλαστικά

Αντανακλαστικό ονομάζεται η ακούσια μυϊκή αντίδραση η οποία προκαλείται ως απάντηση σε ερέθισμα. Οι αισθητικές ώσεις μεταδίδονται άμεσα στα πρόσθια κέρατα του νωτιαίου μυελού και καταλήγουν στον εγκέφαλο για επεξεργασία. Το “κύκλωμα” στο οποίο γίνεται αυτή η δράση ονομάζεται αντανακλαστικό τόξο. Τα αντανακλαστικά χωρίζονται σε αντανακλαστικό τάσης και αντανακλαστικό αποφυγής. Στο αντανακλαστικό τάσης ένας μυς συσπάται ως απάντηση στην διέγερση των υποδοχέων του μέσω κτυπήματος στον τένοντα του. Στο αντανακλαστικό αποφυγής παρατηρείται συντονισμένη αντίδραση ομάδας μυών σε ερεθίσματα από υποδοχείς του δέρματος. Τα τενόντια αντανακλαστικά που ελέγχονται συνήθως είναι το τενόντιο αντανακλαστικό της επιγονατίδας, το αντανακλαστικό του αχίλλειου τένοντα (Kahle and Frotscher, 2010).

1.3 Ανατομία Νωτιαίου Μυελού

Ο ΝΜ αποτελεί το ουραίο τμήμα του ΚΝΣ και είναι η συνέχεια του προμήκη. Βρίσκεται στο κέντρο του σπονδυλικού σωλήνα περιβαλλόμενο από εγκεφαλονωτιαίο υγρό και τροφοδοτείται με αίμα από τις σπονδυλικές, τις μεσοπλευρίες και τις οσφυϊκές αρτηρίες, ενώ παροχετεύει το αίμα από τις νωτιαίες φλέβες. Δέχεται αισθητικές πληροφορίες από το δέρμα, τις αρθρώσεις και τους μύες. Περιέχει κινητικούς νευρώνες οι οποίοι είναι υπεύθυνοι για τις αντανακλαστικές και εκούσιες κινήσεις. Οι δύο βασικές του λειτουργίες είναι ο συντονισμός των κινητικών πληροφοριών και των προτύπων κίνησης και η μεταβίβαση αισθητικών πληροφοριών. Το μέγεθος και το σχήμα του ΝΜ ποικίλει σε όλο το μήκος του και εξαρτάται από το αν τα κινητικά νεύρα που εξέρχονται νευρώνουν τα άκρα ή τον κορμό. Ο ΝΜ έχει δύο διογκώσεις, το αυχενικό και το οσφυϊκό όγκωμα, τα οποία βρίσκονται στην αυχενική και οσφυϊκή μοίρα αντίστοιχα, όπως φαίνεται στην Εικ.5. Το αυχενικό είναι μεγαλύτερο από το οσφυϊκό και κατέχει τα κατώτερα τέσσερα αυχενικά μυελοτόμια και το πρώτο θωρακικό, τα οποία σχηματίζουν το βραχιόνιο πλέγμα. Το οσφυϊκό όγκωμα περιλαμβάνει τα οσφυϊκά και τα πρώτα δύο ιερά μυελοτόμια τα οποία, σχηματίζουν το οσφυϊκό (Ο1-Ο4) και οσφυοϊερό (Ο5-Ι2) πλέγμα. Στο τέλος του ΝΜ σχηματίζεται ο μυελικός κώνος ο οποίος ονομάζεται έτσι λόγω του κωνικού του σχήματος. Από αυτόν συνεχίζει το τελικό νημάτιο το οποίο καταφύεται στον κόκκυγα και περιβάλλεται από οσφυϊκές και ιερές νευρικές ρίζες. Σε αυτό το επίπεδο οι νευρικές αυτές ρίζες σχηματίζουν μία δέσμη όμοια με ουρά αλόγου, γνωστή ως ιππουρίδα (Μπάκας, 2012, Martin and Kessler, 2015, Kahle and Frotscher, 2010).

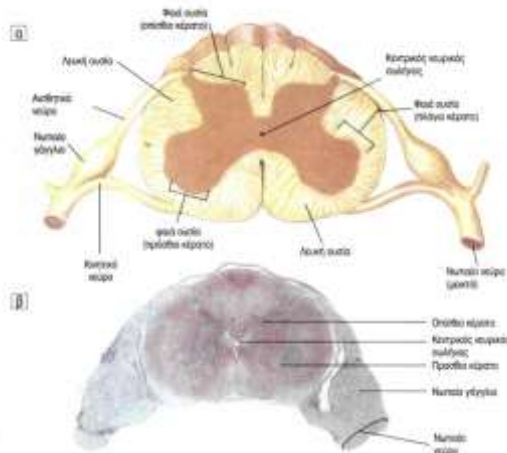


Εικ.5: Απεικόνιση διογκωμάτων του νωτιαίου μυελού

<http://ebooks.edu.gr/modules/ebook/>

1.3.1 Εσωτερική Δομή Νωτιαίου Μυελού

Ο ΝΜ στο εσωτερικό του περιέχει την φαιά ουσία που περιβάλλεται από την λευκή ουσία (βλ. Εικ.6). Η φαιά ουσία αποτελείται από κυτταρικά σώματα νευρώνων και διαιρείται θεωρητικά σε οπίσθια (ραχιαία) και πρόσθια (κοιλιακά) κέρατα, τα οποία παίρνουν το όνομά τους από το σχήμα “Η” που έχει η φαιά ουσία σε εγκάρσια τομή της. Το οπίσθιο κέρασ περιέχει αισθητικούς νευρώνες, οι οποίοι δέχονται ώσεις από την περιφέρεια. Ενώ το πρόσθιο κέρασ περιέχει πυρήνες οι οποίοι νευρώνουν συγκεκριμένους μύες. Η λευκή ουσία αποτελείται από εμμύελες ίνες σχηματίζοντας τα ανιόντα και τα κατιόντα δεμάτια. Τα ανιόντα δεμάτια στέλνουν τις αισθητικές πληροφορίες στον εγκέφαλο και τα κατιόντα δεμάτια λαμβάνουν κινητικές εντολές από τον εγκέφαλο.



Εικ.6: Απεικόνιση εσωτερικού τμήματος του νωτιαίου μυελού

(<http://ebooks.edu.gr/modules>)

Αναλυτικότερα τα ανιόντα δεμάτια αποτελούνται από:

α) τα δεμάτια της προσθιοπλάγιας δέσμης όπου μεταδίδουν το αίσθημα του πόνου, της θερμοκρασίας, της αδρής πίεσης και αφής καθώς και ερεθίσματα ιδιοδεκτικότητας. β) τα δεμάτια οπίσθιων δεσμών που μεταδίδουν αισθητικές ώσεις.

γ) παρεγκεφαλιδικά δεμάτια τα οποία μεταδίδουν ώσεις από τις διαρθρώσεις, τους τένοντες και τους μύες.

Στα κατιόντα δεμάτια περιλαμβάνονται:

α) το πυραμιδικό το οποίο μεταφέρει ώσεις για την εκούσια κίνηση στα πρόσθια κέρατα του νωτιαίου μυελού.

β) το εξωπυραμιδικό το οποίο διαφοροποιεί την εκτέλεση της κίνησης

γ) τα σπλαγχνικά δεμάτια τα οποία είναι υπεύθυνα για τη μεταφορά ώσεων που αφορούν την γενετική λειτουργία, την ούρηση, την αφόδευση, την αγγειοσυστολή και την έκκριση ιδρώτα.

1.3.2 Εξωτερική Δομή Νωτιαίου Μυελού

Στην εξωτερική επιφάνεια του νωτιαίου μυελού υπάρχουν σχισμές και αύλακες:

- Η πρόσθια μέση σχισμή που βρίσκεται κατά μήκος της πρόσθιας επιφάνειας
- Η οπίσθια μέση αύλακα που βρίσκεται κατά μήκος της οπίσθιας επιφάνειας
- Οι οπισθοπλάγιες αύλακες που βρίσκονται στα σημεία όπου οι οπίσθιες νευρικές ρίζες εισέρχονται στον νωτιαίο μυελό (Drake et.al., 2007, Kahle and Frotscher, 2010).

1.4 Ανατομία Σπονδυλικής Στήλης

Η ΣΣ αποτελεί το βασικό σκελετό του κορμού και παίζει σημαντικό ρόλο στην προστασία του ΝΜ και νωτιαίων νεύρων, στην υποστήριξη βάρους του σώματος ενώ αποτελείται από 33-34 σπονδύλους και μεσοσπονδύλιους δίσκους. Η ΣΣ εμφανίζει τέσσερα διαφορετικά κυρτώματα: 2 λорδώσεις στην αυχενική και οσφυϊκή μοίρα και 2 κυφώσεις στην θωρακική και στο ιερολαγόνιο τμήμα, όπως φαίνεται και στην Εικ.7 (Πουλμένης,2007).



Εικ.7: Απεικόνιση ανατομίας σπονδυλικής στήλης

(<https://www.slideshare.net>)

Ανατομία Σπονδύλου

Ένας τυπικός σπόνδυλος αποτελείται από ένα σπονδυλικό πρόσθιο σώμα, ένα σπονδυλικό τόξο οπίσθια και 7 αποφύσεις. Το σπονδυλικό σώμα είναι η ογκώδης πρόσθια μοίρα του σπονδύλου, η οποία κατά κύριο λόγο είναι αυτή που δέχεται το βάρος του σώματος. Το μέγεθος των σπονδυλικών σωμάτων διαφοροποιείται καθώς πλησιάζουμε τους κατώτερους σπονδύλους. Αυτό συμβαίνει λόγω της εναπόθεσης όλο και μεγαλύτερου φορτίου στους σπονδύλους καθώς η ΣΣ κατέρχεται. Οπίσθια του σπονδυλικού σώματος συνεχίζεται το σπονδυλικό τόξο το οποίο αποτελείται από δύο αυχένες ή αλλιώς μίσχους, ένα πρόσθιο μίσχο και ένα οπίσθιο μίσχο. Το σπονδυλικό σώμα μαζί με το σπονδυλικό τόξο δημιουργούν το σπονδυλικό τμήμα και

κατ' επέκταση τον σπονδυλικό σωλήνα μέσα στον οποίο προστατεύεται ο ΝΜ. Επιπλέον, το σπονδυλικό τόξο παρουσιάζει κάτωθεν και προς τα πίσω μια ακανθώδη απόφυση, δύο εγκάρσιες αποφύσεις που προβάλλουν προς τα πίσω και έξω, και τέσσερις αρθρικές αποφύσεις, δύο άνω και δύο κάτω του σπονδυλικού τόξου. Οι αρθρικές αποφύσεις φέρουν η κάθε μία δικές τους επίπεδες αρθρικές επιφάνειες προκειμένου να ενωθούν με τις αρθρικές αποφύσεις του υπερκείμενου και του παρακείμενου σπονδυλικού τόξου, δημιουργώντας έτσι τις λεγόμενες ζυγαποφυσιακές αρθρώσεις. Οι αρθρώσεις αυτές είναι τελικά εκείνες που επιτρέπουν στην ΣΣ να κινείται ενώ παράλληλα την διατηρούν ευθυγραμμισμένη. Οι εγκάρσιες και οι ακανθώδεις αποφύσεις παρέχουν πρόσφυση για μύες και συνδέσμους. Η εγκάρσια απόφυση περιλαμβάνει ένα σπονδυλικό και ένα πλευρικό στοιχείο, τα οποία ενώνονται και σχηματίζουν το εγκάρσιο τμήμα. Επιπλέον, η εγκάρσια απόφυση καταλήγει σε ένα πρόσθιο και οπίσθιο φύμα, τα οποία συνενώνονται δημιουργώντας μία αύλακα από όπου εξέρχεται το νωτιαίο νεύρο (Platzer et.al.,2011, Moore et.al., 2012).

1.4.1 Αυχενική Μοίρα

Η αυχενική μοίρα της ΣΣ βρίσκεται μεταξύ του κρανίου και της θωρακικής μοίρας. Συνίσταται από επτά σπόνδλους οι οποίοι είναι οι μικρότεροι σε όλη τη ΣΣ καθώς δεν δέχονται μεγάλο φορτίο. Ανάμεσά τους παρεμβάλλονται οι πιο παχείς μεσοσπονδύλιοι δίσκοι. Ο κάθε σπόνδυλος έχει μια εγκάρσια απόφυση, τα φύματα της οποίας παρέχουν πρόσφυση στον ανεκκτήρα ωμοπλάτης και στους σκαληνούς. Τα πρόσθια φύματα του έκτου αυχενικού σπονδύλου ονομάζονται καρωτιδικά φύματα. Οι αρθρικές επιφάνειες των αρθρικών αποφύσεων είναι σχεδόν οριζόντιες.

Ο πρώτος αυχενικός (Α1) σπόνδυλος ονομάζεται αλλιώς και άτλας ή άτλαντας. Δεν διαθέτει σπονδυλικό σώμα ούτε ακανθώδη απόφυση. Αρθρώνεται με την κεφαλή μέσω των ινιακών κονδύλων του κρανίου. Οι εγκάρσιες αποφύσεις του άτλαντα είναι πλατιές και προεξέχουν στο πλάι γεγονός που τον καθιστά τον πλατύτερο αυχενικό σπόνδυλο. Διαθέτει δύο πλάγια ογκώματα που ενώνονται μέσω δύο τόξων, ένα πρόσθιο και ένα οπίσθιο. Τα δύο αυτά τόξα διαθέτουν στη μεσότητά τους δύο φύματα, το πρόσθιο και το οπίσθιο. Στην εσωτερική επιφάνεια του πρόσθιου τόξου βρίσκεται η αρθρική επιφάνεια για τον όδοντα, το βοθρίο του οδόντος. Η άρθρωση μεταξύ του άτλαντα και του ινιακού οστού (ατλαντοϊνιακή άρθρωση) χρησιμεύει για την πραγματοποίηση προσθιοπίσθιας κάμψης της κεφαλής πάνω στη ΣΣ. Η πρόσθια επιφάνεια του οδόντα αποτελείται από μία ωοειδή αρθρική επιφάνεια η οποία χρησιμεύει στην άρθρωση με το πρόσθιο τόξο του άτλαντα (Platzer et.al.,2011, Drake et.al.,2007). Ο δεύτερος σπόνδυλος (Α2) ονομάζεται αλλιώς άξονας και είναι ο ισχυρότερος από τους αυχενικούς σπονδύλους. Φέρει τον όδοντα ή την οδοντοειδή απόφυση η οποία αρθρώνεται με τον άτλαντα. Ο όδοντας χρησιμεύει σαν άξονας γύρω από τον οποίο λαμβάνει χώρα η στροφή της κεφαλής. Συγκρατείται οπίσθια από τον εγκάρσιο σύνδεσμο ο οποίος έχει πρόσφυση στον άτλαντα από το ένα όγκωμα στο άλλο. Εμποδίζει την οπίσθια και οριζόντια παρεκτόπιση του οδόντα από τον άτλαντα. Ο τρίτος έως και τον πέμπτο αυχενικό σπόνδυλο (Α3-Α5) έχουν τα χαρακτηριστικά ενός τυπικού σπόνδλου με τη διαφορά ότι οι αρθρικές επιφάνειες των άνω αρθρικών αποφύσεων σχηματίζουν μεταξύ τους γωνία 142 μοιρών η οποία έχει οπίσθια κατεύθυνση. Από το Α4 σπόνδυλο και μετά η γωνία αυτή ανέρχεται στις 180 μοίρες. Ο έκτος αυχενικός σπόνδυλος (Α6) διαθέτει ένα προεξέχον φύμα οπίσθια, το οποίο ονομάζεται καρωτιδικό φύμα. Ο έβδομος σπόνδυλος (Α7)

ονομάζεται αλλιώς και “προεξέχον σπόνδυλος” λόγω του μεγάλου μεγέθους της ακανθώδης απόφυσης του (Moore et.al.,2012).

1.4.2 Θωρακική Μοίρα

Οι θωρακικοί σπόνδυλοι είναι δώδεκα. Διαθέτουν σπονδυλικό σώμα και δύο πλευρικά ημιγλήνια, τα οποία χρησιμεύουν για τις διαρθρώσεις μεταξύ των θωρακικών σπονδύλων και των πλευρών. Το σπονδυλικό σώμα αποτελείται από τα ατελώς οστεοποιημένα πέταλα, ουραία και κρανιακά, του συμπαγούς οστού. Πλάγια από το σώμα προεξέχουν δύο πλευρικά ημιγλήνια, τα οποία συμμετέχουν κατά το ήμισυ στην άρθρωση μεταξύ πλευράς και σπόνδυλου. Οι αρθρώσεις με τα πλευρά, δηλαδή, οι σπονδυλοπλευρικές αρθρώσεις αποτελούν κύριο χαρακτηριστικό αυτών των σπονδύλων. Ο Θ1 σπόνδυλος έχει μία πλευρική γλήνη άνω και ένα ημιγλήνιο κάτω. Ο Θ10 έχει μόνο ένα αρθρικό ημιγλήνιο, ενώ ο Θ11 έχει μόνο μία πλάγια γλήνη άνωθεν. Ο Θ12 έχει μία πλευρική γλήνη, η οποία όμως βρίσκεται στην μέση της πλάγιας επιφάνειας σώματος. Οι ακανθώδεις αποφύσεις από Θ1 έως Θ9 βρίσκονται ακριβώς η μία κάτω από την άλλη με ένα ή ενάμιση σπόνδυλο κάτω από το αντίστοιχο σπονδυλικό σώμα. Αντιθέτως, οι ακανθώδεις αποφύσεις των Θ10,Θ11,Θ12 έχουν μία κάτωθεν κατεύθυνση. Η ελλειπώς ανεπτυγμένη σπονδυλική εντομή βρίσκεται στο άνω χείλος του μίσχου του τόξου, ενώ στο κάτω χείλος η σπονδυλική εντομή είναι βαθύτερη. Μεταξύ της οπίσθιας επιφάνειας του σπονδυλικού σώματος και του τόξου βρίσκεται το σπονδυλικό τμήμα (Platzer et.al.,2011, Drake et.al.,2007).

1.4.3 Οσφυϊκή Μοίρα

Οι οσφυϊκοί σπόνδυλοι είναι οι πιο ογκώδεις σπόνδυλοι της ΣΣ. Το σπονδυλικό τμήμα τους έχει τριγωνικό σχήμα και είναι μεγαλύτερο απ’ αυτό των θωρακικών σπονδύλων, αλλά μικρότερο απ’ αυτό των αυχενικών σπονδύλων. Οι εγκάρσιες αποφύσεις είναι μικρές, λεπτές ενώ οπίσθια κάθε εγκάρσιας απόφυσης υπάρχει μία μικρή επικουρική απόφυση που χρησιμεύει ως πρόσφυση των μεσεγκάρσιων μυών. Οι ακανθώδεις αποφύσεις είναι παχιές και λεπτές. Ο μεγαλύτερος σπόνδυλος όλων είναι ο Ο5 καθώς υποβαστάζει όλο το βάρος και το μεταδίδει στη βάση του ιερού οστού (Moore et.al.,2012).

1.4.4 Ιερό Οστό

Το ιερό οστό παρουσιάζεται με τριγωνικό σχήμα και παίζει σημαντικό ρόλο στην ΣΣ καθώς προσδίδει ισχύ και σταθερότητα στην πύελο μεταφέροντας της το βάρος του σώματος. Αποτελείται από πέντε συγχωνευμένους ιερούς σπονδύλους. Το τριγωνικό του σχήμα οφείλεται στο γεγονός ότι το κάτω μέρος του ιερού οστού δεν υποβαστάζει βάρος οπότε ο όγκος του ελαττώνεται. Συνέχεια του σπονδυλικού σωλήνα αποτελεί ο ιερός σωλήνας ο οποίος περιέχει τη δέσμη των νωτιαίων νευρικών ριζών που εκφύονται κάτω από τον Ο1 σπόνδυλο, η οποία ονομάζεται ιππουρίδα. Σχηματίζονται τέσσερα ζεύγη ιερών τμημάτων που χρησιμεύουν για την έξοδο των πρόσθιων και οπίσθιων ριζών των νωτιαίων νεύρων. Τα ζεύγη αυτά βρίσκονται πάνω στην πυελική ζώνη και στην οπίσθια επιφάνεια του ιερού οστού μεταξύ των σπονδυλικών στοιχείων. Το κάτω πέρας του ιερού οστού διαθέτει μία ωοειδή αρθρική

επιφάνεια που αρθρώνεται με τον κόκκυγα. Η πυελική επιφάνεια του ιερού οστού παρουσιάζει πάνω της τέσσερις επιμήκεις γραμμές οι οποίες υποδηλώνουν που έγινε η συγχώνευση των ιερών σπονδύλων. Οι ιεροί σπόνδυλοι συνδέονται μέσω υαλοειδούς χόνδρου κατά την παιδικά ηλικία, ενώ η συγχώνευση των ιερών σπονδύλων αρχίζει μετά την ηλικία των 20 ετών, με τους μεσοσπονδύλιους δίσκους να παραμένουν μη οστεοποιημένοι μέχρι ή και πέρα από την μέση ηλικία. Η ραχιαία επιφάνεια του ιερού οστού σημαδεύεται από πέντε εμφανείς επιμήκεις ακρολοφίες. Υπάρχει η μέση ιερά ακρολοφία η οποία υποδηλώνει τις συγχωνεύσεις μεταξύ των ακανθωδών αποφύσεων από I1 έως I4, καθώς ο I5 σπόνδυλος δεν έχει ακανθώδη απόφυση. Επίσης, έχουμε τις διάμεσες ιερές ακρολοφίες οι οποίες αντιπροσωπεύουν τις συγχωνευμένες αρθρικές αποφύσεις. Τέλος, είναι και οι πλάγιες ιερές ακρολοφίες, οι οποίες αποτελούν τις κορυφές των εγκάρσιων αποφύσεων των συγχωνευμένων ιερών σπονδύλων. Λόγω απουσίας του πετάλου και της ακανθώδης απόφυσης του I5 και μερικές φορές και του I4 δημιουργείται το λεγόμενο “ιερό σχίσμα”. Οι κάτω αρθρικές αποφύσεις του I5 σχηματίζουν τα ιερά κέρατα, τα οποία έχουν κατεύθυνση προς τα κάτω του ιερού σχίσματος. Η ωτοειδής επιφάνεια της έξω επιφάνειας του ιερού οστού αποτελεί αρθρική επιφάνεια για την ιερολαγόνια διάρθρωση μεταξύ ιερού και λαγόνιου οστού. Η ωτοειδής επιφάνεια με την πάροδο του χρόνου καλύπτεται με υαλοειδή χόνδρο.

1.4.5 Κόκκυγας

Ο κόκκυγας σχηματίζεται από την συγχώνευση τεσσάρων κοκκυγικών σπονδύλων. Ο πρώτος σπόνδυλος δεν ανήκει στην ομάδα με τους συγχωνευμένους σπόνδουλους, αλλά συγχωνεύεται με το ιερό οστό. Η πυελική επιφάνεια του κόκκυγα είναι σχετικά ομαλή και κοίλη. Στην οπίσθια επιφάνεια της υπάρχουν οι υποτυπώδεις αρθρικές αποφύσεις οι οποίες σχηματίζουν τα κοκκυγικά κέρατα, τα οποία με τη σειρά τους αρθρώνονται με τα ιερά κέρατα. Κατά τη διάρκεια της μέσης ζωής οι τρεις τελευταίοι σπόνδυλοι συγχωνεύονται δημιουργώντας τον δίκην ράμφους κόκκυγα. Ο κόκκυγας, στο σύνολο του, δεν συμμετέχει στη στήριξη βάρους του σώματος παρά μόνο ελάχιστα στην καθιστή θέση όπου φαίνεται να κάμπτεται μερικώς (Moore et.al.,2012).

1.4.6. Αρθρώσεις Σπονδυλικής Στήλης

Οι αρθρώσεις μεταξύ των σωμάτων της ΣΣ είναι οι πιο ισχυρές καθώς υποβαστάζουν το βάρος του σώματος. Τα σπονδυλικά σώματα συνδέονται μεταξύ τους μέσω των μεσοσπονδύλιων δίσκων. Οι μεσοσπονδύλιοι δίσκοι οφείλονται για το 20-25% του ύψους της ΣΣ. Έχουν την ιδιότητα της απορρόφησης κραδασμών καθώς είναι εύκαμπτοι και επαναφέρονται στο αρχικό τους μήκος μετά της παραμόρφωσή τους. Κάθε μεσοσπονδύλιος δίσκος αποτελείται από έναν ινώδη δακτύλιο και μία κεντρική ζελατινώδη μάζα, τον πηκτοειδή πυρήνα. Ο ινώδης δακτύλιος σχηματίζει την περίμετρο του μεσοσπονδύλιου δίσκου και αποτελείται από συγκεντρικά πέταλα ινώδους χόνδρου. Οι ίνες που σχηματίζουν κάθε πετάλιο βρίσκονται λοξά από τον ένα σπόνδυλο προς τον άλλο περιορίζοντας έτσι τη στροφή μεταξύ παρακείμενων σπονδύλων, κρατώντας ισχυρά δεμένους. Το εξωτερικό τριτημόριο του δακτυλίου νευρώνεται αισθητικά, ενώ το κέντρο δεν έχει νεύρωση. Ο πηκτοειδής πυρήνας βρίσκεται μεταξύ κέντρου και οπίσθιας επιφάνειας δίσκου, λόγω της λεπτότητας των πεταλίων του ινώδη δακτυλίου προς τα πίσω. Αποτελούνται περίπου κατά 88% από νερό, κατά τη γέννηση. Δεν διαθέτει αγγεία, οπότε τρέφεται μέσω των αιμοφόρων

αγγείων της περιφέρειας του ινώδη δακτυλίου και του σώματος. Το πάχος τους ποικίλει καθώς αυξάνεται όσο κατέρχεται η ΣΣ ενώ είναι πιο ομοιόμορφο στην θωρακική μοίρα. Οι δίσκοι είναι παχύτεροι εμπρός στην αυχενική και στην οσφυϊκή μοίρα. Το επίπεδο A1 με A2 δεν έχει μεσοσπονδύλιο δίσκο. Ο πιο λειτουργικός δίσκος βρίσκεται μεταξύ των σπονδύλων O1 και I1. Οι μεσοσπονδύλιοι δίσκοι είναι εκείνοι που προσδίδουν στην ΣΣ πλαστικότητα και ευκαμψία. Υπάρχουν και οι άτυπες αρθρώσεις ή σχισμές οι οποίες αναπτύσσονται μεταξύ των αγκίστρων των σωμάτων A3 ή A4-A6 ή A7 σπονδύλων και των επιφανειών των σπονδυλικών σωμάτων, μετά την ηλικία των 10 ετών. Θεωρείται ότι είναι απλά εκφυλισμένοι χώροι (σχισμές) μέσα στους δίσκους περιτριγυρισμένοι από εξωκυττάριο υγρό. Η ηλικία του ατόμου επηρεάζει την δομή του πηκτοειδή πυρήνα. Όσο αυξάνεται, τόσο μειώνεται η εσωτερική πίεση και κατ' επέκταση συρρικνώνεται ο πηκτοειδής πυρήνας, γεγονός που κάνει τον ινώδη δακτύλιο πιο επιρρεπή σε σκισίματα, όπως και τον πηκτοειδή πυρήνα. Οι αρθρώσεις μεταξύ των τόξων ονομάζονται ζυγαποφυσιακές διαρθρώσεις, είναι επίπεδες και σχηματίζονται μεταξύ των άνω και κάτω αρθρικών αποφύσεων. Οι διαρθρώσεις αυτές περιβάλλονται από ένα λεπτό αρθρικό θύλακα όπου στην αυχενική μοίρα είναι λεπτοί και χαλαροί. Επιτρέπουν στις αρθρικές αποφύσεις κινήσεις ολίσθησης. Οι ζυγαποφυσιακές αρθρώσεις νευρώνονται από αρθρικούς κλάδους που εκφύονται από τους έσω κλάδους των οπίσθιων κλάδων των νωπιαίων νεύρων. Κάθε διάρθρωση νευρώνεται από δύο νεύρα. Στην αυχενική μοίρα οι ζυγαποφυσιακές αρθρώσεις έχουν λοξή ουραία κατεύθυνση από μπροστά προς τα πίσω. Έτσι, διευκολύνεται η κάμψη και η έκταση. Στην θωρακική μοίρα οι αρθρώσεις φέρονται κάθετα και εμποδίζουν την κάμψη και την έκταση αλλά διευκολύνουν την στροφή της Σ.Σ. Τέλος, στην οσφυϊκή μοίρα οι αρθρικές επιφάνειες είναι κυρτές και το εύρος κίνησης είναι περιορισμένο λόγω της διαπλοκής μεταξύ των παρακείμενων αποφύσεων (Moore et.al.,2012, Platzer, 2009).

1.4.7. Σύνδεσμοι Σπονδυλικής Στήλης

Οι σύνδεσμοι της ΣΣ ενισχύουν τις αρθρώσεις μεταξύ των σπονδύλων. Φέρονται μεταξύ των σπονδυλικών σωμάτων και ενώνουν μεταξύ τους τα σπονδυλικά τόξα. Στην πρόσθια επιφάνεια της ΣΣ εκτείνεται κατά μήκος της ο πρόσθιος επιμήκης σύνδεσμος, ενώ στην οπίσθια επιφάνεια εκτείνεται ο οπίσθιος επιμήκης σύνδεσμος. Ο πρόσθιος επιμήκης σύνδεσμος εκφύεται από το πρόσθιο φύμα του άτλαντα, κατευθύνεται προς τα κάτω στην πρόσθια επιφάνεια του ιερού και καταφύεται στα σπονδυλικά σώματα και στους μεσοσπονδύλιους δίσκους. Ο οπίσθιος επιμήκης σύνδεσμος βρίσκεται στην οπίσθια επιφάνεια των σπονδυλικών σωμάτων και καλύπτει την πρόσθια επιφάνεια του σπονδυλικού σωλήνα. Χωρίζεται σε επιπολή και εν τω βάθει και κατευθύνεται κάτωθεν της οπίσθιας επιφάνειας των σπονδυλικών σωμάτων. Οι επιμήκεις σύνδεσμοι στο σύνολό τους είναι σταθεροποιοί της ΣΣ ειδικά στην κάμψη και την έκταση. Προστατεύουν τους μεσοσπονδύλιους δίσκους και περιορίζουν τις κινήσεις. Πλάγια της ΣΣ βρίσκονται οι ωχροί σύνδεσμοι οι οποίοι εκτείνονται μεταξύ των πετάλων των παρακείμενων σπονδύλων και σχηματίζουν τμήμα της οπίσθιας επιφάνειας του σπονδυλικού σωλήνα. Βρίσκονται υπό τάση ακόμα και σε κατάσταση ηρεμίας ενώ περιβάλλουν την έσω και ραχιαία επιφάνεια των μεσοσπονδύλιων τρημάτων. Βοηθάνε την επάνοδο της ΣΣ στην όρθια στάση. Επιπλέον υπάρχει και ο αυχενικός σύνδεσμος, ο οποίος εκτείνεται από την έξω ινιακή ακρολοφία στις ακανθώδεις αποφύσεις των αυχενικών σπονδύλων. Στηρίζει την κεφαλή, προβάλλει αντίσταση στην κάμψη και διευκολύνει την επάνοδο της κεφαλής. Συνέχεια του αυχενικού συνδέσμου αποτελεί ο επακάνθιος σύνδεσμος ο

οποίος εκτείνεται από το επίπεδο A7 έως και το ιερό. Τέλος, υπάρχουν οι βραχείς μεσεγκάρσιοι σύνδεσμοι οι οποίοι βρίσκονται μεταξύ των εγκάρσιων αποφύσεων των σπονδύλων, αλλά και οι βραχείς μεσακάνθιοι σύνδεσμοι που εκτείνονται όμως μεταξύ των ακανθώδων αποφύσεων των σπονδύλων (Platzer, 2009).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΚΑΚΩΣΕΙΣ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ

2.1. Ορισμός

Κάκωση του νωτιαίου μυελού ορίζεται ως ο τραυματισμός του νωτιαίου μυελού σε οποιοδήποτε επίπεδο της σπονδυλικής στήλης, ξεκινώντας από το ινιακό οστό και καταλήγοντας στην ιππουρίδα. Η διαταραχή αυτή μπορεί να επιφέρει ως αποτέλεσμα την συμπίεση ή την διατομή του νωτιαίου μυελού.

2.2. Αιτίες Κάκωσης Νωτιαίου Μυελού

Η κάκωση του νωτιαίου μυελού (KNM) αποτελεί ένα σοβαρό ιατρικό αλλά και κοινωνικό πρόβλημα, που απασχολεί ιδιαίτερα την φυσιοθεραπευτική κοινότητα τα τελευταία χρόνια. Κάθε χρόνο περίπου 12.000 άτομα υφίστανται KNM παγκοσμίως, με συχνότερη αιτία τα τροχαία ατυχήματα, και στη συνέχεια ακολουθούν οι πτώσεις, οι εγκληματικές ενέργειες και τα αθλήματα. Οι KNM που αφορούν τα αθλήματα έχουν μειωθεί σε αντίθεση με τα τροχαία ατυχήματα που συνεχώς αυξάνονται. Επίσης άλλες αιτίες KNM είναι η εγκάρσια μυελίτιδα, η σπονδυλική στένωση, το σπονδυλικό απόστημα και οι όγκοι (Nichols-Larsen et.al., 2017). Οι ασθενείς που υφίστανται KNM λόγω σπονδυλικής στένωσης, είναι μεγαλύτεροι κατά μέσο όρο σε ηλικία από τους ασθενείς που παθαίνουν τραυματική KNM και υπερτερούν οι γυναίκες έναντι στους άντρες (Mckinley et al., 2002).

2.3. Επιδημιολογικά Στοιχεία

Η ετήσια συχνότητα KNM κυμαίνεται από 10 έως 83 ανά εκατομμύριο κατοίκους παγκοσμίως, ενώ στην Ευρώπη τα τελευταία 30 χρόνια έχει αυξηθεί από περίπου 14 σε 19 ανά εκατομμύριο, σύμφωνα με τα επιδημιολογικά δεδομένα πληθυσμού και τα νοσοκομεία (Bjornshave et.al., 2015). Στις ΗΠΑ η συχνότητα είναι 40,1 άτομα ανά εκατομμύριο πληθυσμού, ο λόγος ανάμεσα σε άντρες και γυναίκες είναι 2,4/1 ενώ είναι ιδιαίτερα συχνή σε άντρες ηλικίες 20-24 (Bracken et al., 1981). Σε έρευνα που έγινε στη Μινεσότα από το 1935-1981 βρέθηκε ότι η συχνότητα KNM ήταν 54,8 ανά εκατομμύριο, ο αριθμός αντρών υπερτερούσε των γυναικών, το 38% των ανθρώπων αυτών πέθαιναν πριν την νοσηλεία τους ενώ ένα 11,5% πέθαναν κατά την αρχική τους νοσηλεία. Οι τραυματισμοί που σχετίζονταν με τα αυτοκινητιστικά ατυχήματα αποτελούσαν το ήμισυ όλων των αιτιών KNM, ενώ τα τελευταία 17 χρόνια υπήρξε αύξηση ποσοστού στα ατυχήματα νέων αντρών με μοτοσικλέτες (Griffin et.al 1985).

2.4. Ταξινόμηση Κάκωσης Νωτιαίου Μυελού

2.4.1. Ταξινόμηση Με Βάση Το Επίπεδο Της Κάκωσης

Οι κακώσεις του νωτιαίου μυελού ταξινομούνται σε κατηγορίες ανάλογα με το επίπεδο και την βαρύτητα της κάκωσης. Το επίπεδο αναφέρεται στην μυελοτομική

εντόπιση της κάκωσης με βάση τα ακτινολογικά ευρήματα και τα κλινικά συμπτώματα. Για παράδειγμα όταν ένας ασθενής εμφανίζει κάκωση στο επίπεδο A4, η δυσλειτουργία και οι διαταραχές παρατηρούνται κάτω από τον A4. Τα άτομα που εμφανίζουν κάκωση στην αυχενική μοίρα λέγεται ότι έχουν τετραπληγία, ενώ στην θωρακική μοίρα λέγεται παραπληγία. Για να γίνει εξακρίβωση του επιπέδου της κάκωσης, γίνεται έλεγχος σε δέκα βασικές μυϊκές ομάδες που έχουν οριστεί από την ASIA (American Spinal Injury Association) οι οποίες είναι οι εξής:

A5-Καμπτήρες του αγκώνα

A6-Εκτείνοντες του καρπού

A7-Εκτείνοντες του αγκώνα

A8-Καμπτήρες των δαχτύλων

Θ1-Απαγωγοί των δαχτύλων

O2-Καμπτήρες του ισχίου

O3-Εκτείνοντες του γόνατος

O4-Ραχιαίοι καμπτήρες της ποδοκνημικής

O5-Εκτείνοντες του μεγάλου δαχτύλου

I1-Πελματιαίοι καμπτήρες της ποδοκνημικής

2.4.2. Ταξινόμηση Με Βάση Την Βαρύτητα Της Κάκωσης

Η βαρύτητα της κάκωσης ταξινομείται μέσω της κλίμακας αναπηρίας ASIA (American Spinal Injury Association) και έχει ως εξής:

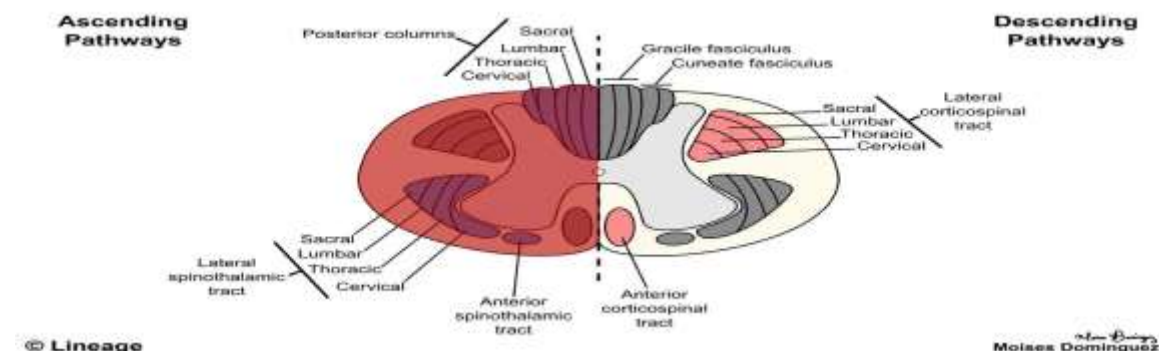
- I. ASIA A: Πλήρης απουσία αισθητικής ή κινητικής λειτουργίας κάτω από το επίπεδο της κάκωσης
- II. ASIA B: Ατελής, απουσία κινητικής λειτουργίας αλλά παρουσία κάποιου βαθμού αισθητικότητας κάτω από την κάκωση, συμπεριλαμβανομένης της περιπρωκτικής περιοχής (I4-I5)
- III. ASIA C: Ατελής, παρουσία ορισμένου βαθμού αισθητικής και κινητικής λειτουργίας κάτω από την κάκωση, αλλά με τους περισσότερους μύες να έχουν μυϊκή ισχύ μικρότερη από 3/5
- IV. ASIA D: Ατελής, παρουσία αισθητικής και κινητικής λειτουργίας με τουλάχιστον τους μισούς μύες να έχουν μυϊκή ισχύ ίση ή μεγαλύτερη από 3/5
- V. ASIA E: Φυσιολογική κινητική και αισθητική λειτουργία (Burns. et.al, 2012)

2.5. Ατελή Κλινικά Σύνδρομα

Πιο συγκεκριμένα, όσον αφορά τις ατελείς ΚΝΜ, υπάρχουν τα ατελή νευρικά σύνδρομα, με τα οποία γίνεται αντιληπτή η σχέση μεταξύ της κάκωσης και την κλινική εικόνα του ασθενή. Άρα η ΚΝΜ μπορεί να ταξινομηθεί και ανάλογα με την νευροανατομική περιοχή που προσβάλλεται. Στα κλινικά αυτά σύνδρομα της ΚΝΜ περιλαμβάνονται: 1) το σύνδρομο Brown-Sequard, 2) το κεντρικό μυελικό σύνδρομο,

3) το πρόσθιο μυελικό σύνδρομο, 4) το οπίσθιο μυελικό σύνδρομο, 5) το σύνδρομο μυελικού κώνου, 6) ιππουριδική συνδρομή. Στη συνέχεια θα αναλυθούν αυτά τα σύνδρομα.

2.5.1. Σύνδρομο Brown-Sequard

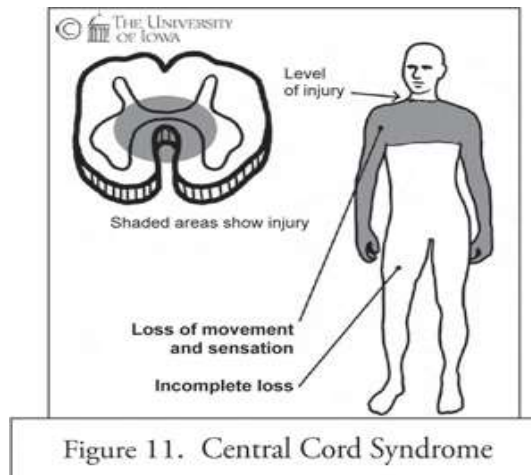


Εικ. 8 Απεικόνιση συνδρόμου Brown-Sequard

(neurology/brown-sequard-syndrome)

Το **σύνδρομο Brown-Sequard**, όπως φαίνεται στην εικ. 8, αναφέρεται στην ημιδιατομή του νωτιαίου μυελού. Κάτω από το επίπεδο της βλάβης υπάρχει ομόπλευρη απώλεια της αισθητικότητας, ομόπλευρη χαλαρή παράλυση, ομόπλευρη απώλεια αίσθησης της θέσης και δόνησης, ομόπλευρη απώλεια της κινητικότητας και απώλεια της αίσθησης του πόνου και της θερμοκρασίας στην αντίθετη πλευρά. Στην πλευρά της βλάβης διακόπτονται οι κατιούσες κινητικές οδοί, με αποτέλεσμα να εκδηλώνεται ομόπλευρη παράλυση κεντρικής αιτιολογίας, υπερτονία και σπαστικότητα, αύξηση των τενόντιων αντανακλαστικών, εμφάνιση παθολογικών αντανακλαστικών (Babinski) και αγγειοκινητικές διαταραχές. Στην βλάβη αυτή διακόπτονται σύστοιχα και οι οπίσθιες δέσμες με αποτέλεσμα κάτω από το επίπεδο της βλάβης να χάνεται η αίσθηση της θέσης, της δόνησης και της απτικής διακριτικής ικανότητας. Η αίσθηση του πόνου και της θερμοκρασίας καταργούνται στην αντίθετη πλευρά, διότι οι ίνες που ανέρχονται διακόπτονται στο επίπεδο της βλάβης επειδή χιάζονται στο ύψος αυτό. Η κινητικότητα στην αντίθετη πλευρά μένει σχεδόν άθικτη. Εκτός από την διακοπή των κεντρομόλων και φυγόκεντρων νευρικών οδών, από την ίδια την κάκωση, μπορεί να επηρεαστούν απευθείας κύτταρα των πρόσθιων κεράτων και έτσι να εκδηλωθούν σημεία περιφερικής βλάβης (χαλαρής παράλυσης) σε επίπεδο μιας μόνο νευρικής ρίζας αναλόγως με το επίπεδο της κάκωσης. Επίσης λόγω καταστροφής κυττάρων των οπίσθιων ριζών, πιθανών να υπάρξει μια ζώνη προσβολής όλων των αισθήσεων στο ύψος της βλάβης και μπορεί να υπάρξουν παραισθησίες και ριζιτικοί πόνοι στο αντίστοιχο δερμοτόμιο πάνω ακριβώς από το επίπεδο της βλάβης επειδή οι ανιούσες ίνες χιάζονται μέχρι και δύο επίπεδα από την αντίστοιχη ρίζα τους. (Μπάκας 2012, Nichols-Larsen et.al., 2017)

2.5.2. Κεντρικό Μυελικό Σύνδρομο



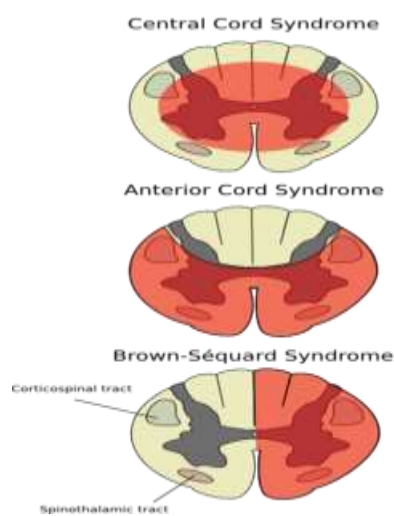
Εικ. 9 Απεικόνιση κεντρικού μυελικού συνδρόμου

([central-cord-syndrome](#))

Το **κεντρικό μυελικό σύνδρομο**, όπως φαίνεται και στην εικ. 9, συνήθως εκδηλώνεται στην αυχενική μοίρα, χαρακτηρίζεται από κινητική αδυναμία κυρίως των άνω άκρων και λιγότερο των κάτω και διαφυλάσσονται τα ιερά μυελοτόμια. Υπάρχει δυσλειτουργία της κύστης και διάφορου βαθμού απώλεια αισθητικότητας κάτω από την κάκωση. Η αιμορραγία που συμβαίνει στο κεντρικό μέρος του νωτιαίου μυελού είναι υπεύθυνη για την καταστροφή των νευραξόνων του εσωτερικού τμήματος της φλοιονωτιαίας οδού, όπου βρίσκονται οι νευρικές οδοί του κινητικού ελέγχου των άνω άκρων. Στο επίπεδο της κάκωσης παρατηρούνται σημεία με βλάβες λόγω απώλειας των κινητικών νευρώνων ενώ οι κατιούσες πληροφορίες από τον εγκέφαλο μπορούν να ενεργοποιήσουν κεντρικά πρότυπα για την βάρδια τα οποία είναι άθικτα κάτω από την κάκωση (Μπάκας 2012, Nichols-Larsen et al., 2017).

2.5.3. Πρόσθιο Μυελικό Σύνδρομο

Incomplete lesions of the spinal cord

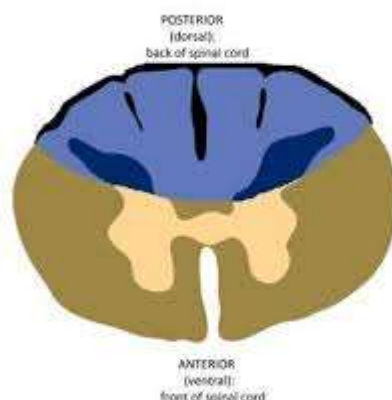


Εικ. 10 Απεικονίζει το κεντρικό μυελικό σύνδρομο, το πρόσθιο μυελικό σύνδρομο και το σύνδρομο Brown-Sequard.

([Anterior spinal artery syndrome](#))

Το **πρόσθιο μυελικό σύνδρομο**, όπως απεικονίζεται και στην εικ. 10, είναι μια βλάβη στα 2/3 του πρόσθιου μέρους του νωτιαίου μυελού και προκαλείται από κάκωση ή φραγή της πρόσθιας νωτιαίας αρτηρίας, προβολή τμήματος μεσοσπονδύλιου δίσκου ή οστικού τεμαχίου. Σε αυτό το σύνδρομο υπάρχει πλήρης απώλεια της εκούσιας κίνησης στο σημείο της κάκωσης και κάτω από αυτό, καθώς και απώλεια αίσθησης του πόνου και της θερμοκρασίας. Διατηρείται η δόνηση και η ιδιοδεκτικότητα γιατί οι ραχιαίες στήλες αιματώνονται από την ραχιαία νωτιαία αρτηρία και ανάλογα με το επίπεδο της κάκωσης υπάρχει και διαταραχή του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Το σύνδρομο αυτό ανήκει στην κατηγορία ASIA B. (Μπάκας 2012, Nichols-Larsen et.al., 2017)

2.5.4. Οπίσθιο Μυελικό Σύνδρομο



Εικ. 11 Απεικόνιση οπίσθιου μυελικού συνδρόμου
([incomplete-spinal-cord-injury](#))

Το **οπίσθιο μυελικό σύνδρομο**, το οποίο φαίνεται στην εικ. 11, είναι λιγότερο συνηθισμένο. Υπάρχει η αίσθηση του πόνου, θερμοκρασίας και της αφής, διαφυλάσσεται κάποιος βαθμός κινητικότητας, ενώ υπάρχει απουσία λειτουργιών των οπισθίων νωτιαίων στηλών. Οι οπίσθιες αυτές στήλες, το ισχνό δεμάτιο του Goll και το σφηνοειδές δεμάτιο του Burdach, είναι υπεύθυνες για την ιδιοδεκτικότητα και την κιναισθησία. Υπάρχει υπεραντανακλαστικότητα και παθολογικά αντανακλαστικά στα κάτω άκρα. Η απώλεια της ιδιοδεκτικότητας και της αίσθησης της δόνησης κάνουν την πρόγνωση για την βάδιση δύσκολη έως αδύνατη. (Μπάκας 2012, Nichols-Larsen et.al. 2017)

2.5.5. Σύνδρομο Μυελικού Κώνου

Το **σύνδρομο μυελικού κώνου** παρατηρείται στο επίπεδο O1, εκεί δηλαδή που τελειώνει ο νωτιαίος μυελός. Επηρεάζονται νεύρα που εκφύονται ή περνούν από εκεί, τα οποία ελέγχουν τα κάτω άκρα, τα γεννητικά όργανα, την ουροδόχο κύστη και το ορθό. Τα συμπτώματα είναι πόνος στην οσφυ, υπαισθησία στη βουβωνική χώρα, μονόπλευρο ή αμφοτερόπλευρο πόνο στο πόδι, κατακράτηση ούρων, δυσλειτουργία ορθού και σεξουαλική ανικανότητα. Υπάρχει υπερτονία ή και σπαστικότητα στους μύς που νευρώνονται από τα ιερά μυελοτόμια, στους καμπτήρες των δαχτύλων του ποδιού, στους πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής και στους οπίσθιους μηριαίους μύες. (Μπάκας 2012, Nichols-Larsen 2017)

2.5.6. Ιππουριδική Συνδρομή

Τέλος η **Ιππουριδική συνδρομή**, είναι η κάκωση στο επίπεδο O2 και είναι πολύ δύσκολο να γίνει διάκριση με το προηγούμενο σύνδρομο. Τα συμπτώματα είναι κινητική αδυναμία και ατροφία των αντίστοιχων μυϊκών ομάδων, δηλαδή βλάβη περιφερικού τύπου των νευρικών ριζών O2 έως I2, διαταραχές της κύστης και του ορθού και έντονη οσφουαλγία. Η αισθητική και κινητική απώλεια καθορίζεται από το επίπεδο της κάκωσης, ενώ υπάρχει πλήρης κατάργηση των αντανακλαστικών του ποδιού και του πέλματος. Οι κακώσεις της ιππουρίδας έχουν επίσης και απώλεια του πρωκτικού αντανακλαστικού και ακράτεια ούρων και κοπράνων (Μπάκας 2012, Nichols-Larsen et.al., 2017).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ

3.1 Κλινική Εικόνα Κάκωσης Νωτιαίου Μυελού

Η κλινική εικόνα κάκωσης νωτιαίου μυελού (KNM) εξαρτάται από την περιοχή του ΝΜ που έχει υποστεί βλάβη και από τον αριθμό των δερματίων που παραμένουν άθικτα. Γενικότερα σε ατελείς ΚΝΜ μπορεί να παρατηρούνται κινητική παράλυση κάτω από το επίπεδο βλάβης, απώλεια αισθητικότητας, διαταραχή λειτουργίας καρδιοαναπνευστικού, βλάβη συμπαθητικού νευρικού συστήματος και κατ' επέκταση διαταραχή ελέγχου θερμοκρασίας, σπαστικότητα, δυσλειτουργία ορθού και ουροδόχου κύστης και σεξουαλική δυσλειτουργία (Martin and Kessler, 2015). Το κύριο παθολογικό χαρακτηριστικό της ατελής ΚΝΜ είναι η παρουσία παθολογικού τόνου ή σπαστικότητας μυών. Η σπαστικότητα που προκύπτει μπορεί να είναι αρκετά αποδιοργανωτική και μπορεί να προκαλέσει πόνο και πιθανή αμηχανία. Μια θετική πλευρά της σπαστικότητας είναι ότι μπορεί να συμβάλει στη διατήρηση του τόνου των μυών που έχουν παραλύσει και μπορεί να είναι λειτουργικά χρήσιμο σε ορισμένες περιπτώσεις, όπως στη διευκόλυνση των μετακινήσεων αναπηρικών αμαξιδίων.

3.2 Κλινική Αξιολόγηση-Διάγνωση

Αρχικά για την σωστή αξιολόγηση του ασθενούς θα πρέπει να εξασφαλιστεί ότι έχουν σταθεροποιηθεί τα ζωτικά σημεία του ασθενούς και ότι δεν παρουσιάζει σημειολογία χαμηλής αιματικής ροής. Έπειτα, πρέπει να υπολογιστεί η βαρύτητα της βλάβης που όμως δεν μπορεί να είναι αντικειμενική λόγω του νωτιαίου shock. Το νωτιαίο shock είναι η κατάσταση μεταβολικής διαταραχής των νευρώνων του ΝΜ με αποτέλεσμα την πλήρη απώλεια αντανακλαστικών τόξων και της αισθητικής, κινητικής λειτουργίας κάτω από το επίπεδο της βλάβης. Συνήθως η κατάσταση αυτή ανέρχεται σε διάστημα 24-72 ωρών (Adams et.al.,2004). Για τον προσδιορισμό της βαρύτητας της βλάβης κρίνεται απαραίτητη η διαφύλαξη των ιερών μυελοτομιών (I4-I5). Τα τέσσερα σημεία που πρέπει να εξεταστούν ώστε να διαπιστωθεί η βαρύτητα της κάκωσης είναι: αίσθηση νυγμού και ελαφράς αφής της περιπρωκτικής περιοχής, η ενεργητική σύσπασση του σφιγκτήρα του πρωκτού και η βαθύτερη αίσθηση του πρωκτού. Αν έστω και ένα από τα παραπάνω στοιχεία υπάρχει τότε το άτομο διατηρεί άθικτα τα ιερά μυελοτόμια, οπότε η βλάβη κατατάσσεται στις ατελείς βλάβεις. Ο εξωτερικός σφιγκτήρας του πρωκτού ελέγχεται μέσω της εισαγωγής του δακτύλου του εξεταστή. Η αίσθηση πρέπει να προσδιορίζεται ως παρούσα ή απύουσα. Η αξιολόγηση της αισθητικότητας γίνεται σε 28 δερμοτόμια στα οποία εφαρμόζεται έλεγχος για την νυγμώδη και την αδρή αίσθηση αμφοτερόπλευρα. Σημείο ελέγχου αποτελεί το πρόσωπο (τσίμπημα). Η αδρή αίσθηση αξιολογείται με ένα κομμάτι βαμβάκι και η περιοχή της εξέτασης δεν πρέπει να ξεπερνά το 1 εκατοστό. Η βαθμολογία έχει ως εξής:

- 0 αν δεν αισθάνεται
- 1 αν η αίσθηση είναι μικρότερη ή διαφορετική
- 2 αν η αίσθηση είναι φυσιολογική

Η νυγμώδης αίσθηση εξετάζεται με μια ειδική βελόνα (Pin-prick), η οποία έχει δυο άκρα ένα αμβλύ και ένα οξύ. Ο ασθενής θα πρέπει να είναι σε θέση να τα διακρίνει.

Ανάλογα με το τι αντιλαμβάνεται ο ασθενής, υπάρχει και η αντίστοιχη βαθμολογία. Η βαθμολογία έχει ως εξής:

- 0 όταν αδυνατεί να αισθανθεί το ερέθισμα και να διακρίνει την αίσθηση από τις δύο βελόνες
- 1 όταν αντιλαμβάνεται το ερέθισμα αλλά αδυνατεί να διακρίνει την αίσθηση από τις δύο βελόνες ή υπάρχει υπαισθησία/υπεραισθησία
- 2 όταν αντιλαμβάνεται ακριβώς το ερέθισμα από τις βελόνες

Η εκτίμηση της κινητικότητας γίνεται μέσω του ελέγχου δέκα βασικών μυών (αναφέρονται και στην Ταξινόμηση ΚΝΜ), η οποία περιλαμβάνει πέντε μύες για τα άνω άκρα και πέντε για τα κάτω για κάθε πλευρά του σώματος. Η εξέταση θα πρέπει να ξεκινάει κεφαλικά, ενώ θα πρέπει να γίνει αμέσως μετά την κάκωση και να επαναλαμβάνεται ανά τακτά χρονικά διαστήματα. Τον πρώτο μήνα κάθε εβδομάδα, έπειτα κάθε δέκα μέρες και μετά το πέρας των έξι μηνών να πραγματοποιείται μία φορά το μήνα. Η τελευταία εξέταση που είναι απαραίτητο να γίνει, είναι ο έλεγχος μυϊκής δύναμης των πασχόντων μελών του σώματος. Η βαθμολόγηση έχει ως εξής:

- 5 Φυσιολογικό: Πλήρες εύρος κίνησης της άρθρωσης ενάντια στην βαρύτητα με πλήρη αντίσταση
- 4 Καλό: Πλήρες εύρος κίνησης της άρθρωσης ενάντια στην βαρύτητα με μέτρια αντίσταση
- 3 Μέτριο: Πλήρες εύρος κίνησης της άρθρωσης ενάντια στην βαρύτητα
- 2 Πτωχό: Πλήρες εύρος κίνησης με εξουδετέρωση της βαρύτητας
- 1 Ίχνος: Ορατή ψηλαφητή μυϊκή σύσπαση χωρίς να παράγεται κίνηση της άρθρωσης
- 0 Κανένα: Καμία ορατή ή ψηλαφητή μυϊκή σύσπαση (Μπάκας, 2012).

3.3 Διαφορική Διάγνωση

Η ΚΝΜ μπορεί να είναι είτε τραυματική είτε μη τραυματική. Συνήθως, η μη τραυματική ΚΝΜ εσφαλμένα οδηγεί σε πάθηση μυοσκελετικού. Οι πιο αξιόπιστοι δείκτες ΚΝΜ είναι οι μεταβολές αντανακλαστικών κάτω από το επίπεδο κάκωσης, το θετικό σημείο Babinski και η δυσκολία κένωσης ουροδόχου κύστης ή του ορθού. Ωστόσο, ένας βασικός παράγοντας που πρέπει να παρατηρηθεί είναι ο πόνος. Σε περίπτωση που ο πόνος είναι έντονος, εντοπισμένος και ακτινοβολεί και σ' άλλα μέρη του σώματος (δερμοτόμια) τότε είναι πιθανό να προκλήθηκε λόγω αποστήματος, όγκου ή εγκάρσιας μυελίτιδας. Οι νευροπαθολογικές περιοχές της ΚΝΜ είναι είτε οι νευρώνες της φαιάς ουσίας, είτε τα μακρά ανιόντα και κατιόντα δεμάτια της λευκής ουσίας. Όταν έχουν υποστεί βλάβη οι κινητικοί νευρώνες σε ένα ή περισσότερα μυελοτόμια του ΝΜ τότε εκδηλώνονται συμπτώματα κατώτερου κινητικού νευρώνα. Από την άλλη, όταν η βλάβη εντοπίζεται στα δεμάτια της λευκής ουσίας τότε παρουσιάζονται συμπτώματα ανώτερου κινητικού νευρώνα. Συνήθως, όμως, συνυπάρχει βλάβη ανώτερου και κατώτερου κινητικού νευρώνα. Σε βλάβες κατώτερου κινητικού νευρώνα και στα αρχικά στάδια, κυρίως, εμφανίζονται συμπτώματα όπως η κατάργηση αντανακλαστικών, η χαλαρή παράλυση και η μυϊκή ατροφία, η οποία εμφανίζεται μέσα σε εβδομάδες ή μήνες. Εν αντιθέσει, σε βλάβες ανώτερου κινητικού νευρώνα παρατηρείται αύξηση αντανακλαστικών, σπαστικότητα, κλόνος και θετικό σημείο Babinski. Για να καθοριστεί το επίπεδο

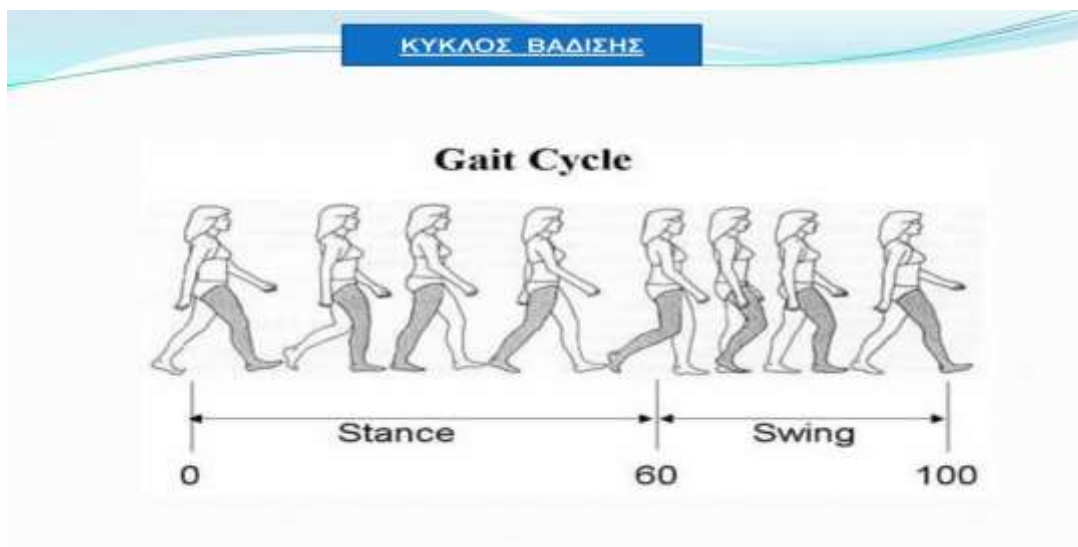
βλάβης χρησιμοποιούνται οι περιοχές χαλαρής παράλυσης και κατάργησης των αντανακλαστικών. Επειδή, όμως, είναι δύσκολο να εκτιμηθούν στο κορμό, καθώς εκεί δεν είναι δυνατή η εξέταση των εν τω βάθει τενόντιων αντανακλαστικών, χρησιμοποιείται το σημείο Beever του ομφαλού. Το σημείο αυτό βοηθάει στην αναγνώριση απώλειας κινητικών νευρώνων στη θωρακική μοίρα (Θ10-Θ11). Από ύπτια θέση, ζητάμε από τον ασθενή να ανυψώσει την κεφαλή και παρατηρούμαι ότι η άνω μοίρα του ορθού κοιλιακού έλκει τον ομφαλό προς τα επάνω, ενώ η κάτω μοίρα δεν έχει καμία κίνηση. Αυτό συμβαίνει επειδή η κάτω μοίρα του ορθού κοιλιακού έχει χάσει τη νεύρωση της και έχει εξασθενήσει (Nichols-Larsen et.al., 2017).

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4:ΒΑΔΙΣΗ

4.1. Ορολογία Βάδισης

Βάδιση είναι μία περιοδική κίνηση με την οποία ένα άτομο μπορεί και μετακινείται από ένα μέρος σε ένα άλλο. Αν και η βάδιση διαφέρει ελαφρώς από άτομο σε άτομο, όλοι οι τρόποι φυσιολογικής βάδισης έχουν βασικές ομοιότητες. **Κύκλος βάδισης** ονομάζεται το χρονικό διάστημα που διαρκεί από την επαφή της πτέρνας του ενός ποδιού με το έδαφος μέχρι το χρονικό σημείο που η πτέρνα του ίδιου ποδιού έρχεται πάλι σε επαφή με αυτό. Ο κύκλος βάδισης χωρίζεται σε δύο φάσεις, την φάση στήριξης και την φάση αιώρησης. Η **φάση στήριξης** υποδιαιρείται σε μικρότερες φάσεις. Αρχικά η πτέρνα έρχεται σε επαφή με το έδαφος, στη συνέχεια γίνεται η **αποδοχή του βάρους** και ολοκληρώνεται όταν ολόκληρος ο άκρος πόδας έρχεται σε επαφή με το έδαφος. Κατά την διάρκεια της αποδοχής του βάρους το σκέλος απορροφά τον κραδασμό της πρόσκρουσης και φορτίζεται πλήρως. Πρέπει να σημειωθεί ότι μέχρι στιγμής υπάρχει διπλή στήριξη. Η επόμενη φάση είναι η **μέση στήριξη**, όπου το σωματικό βάρος έρχεται εξ ολοκλήρου σε αυτό το άκρο το οποίο πλέον βρίσκεται σε μονοποδική στήριξη. Η επόμενη φάση στήριξης είναι η **τελική στήριξη** ή αλλιώς η άρση της πτέρνας, όπου χαρακτηρίζεται από διποδική στήριξη, αρχίζει το βάρος να μεταφέρεται στο πρόσθιο τμήμα του ποδιού και τέλος η φάση στήριξης ολοκληρώνεται με την **προαιώρηση**, όπου ο άκρος πόδας ανυψώνεται από το έδαφος με τελευταίο το μεγάλο δάχτυλο. Η **φάση της αιώρησης** υποδιαιρείται και αυτή σε μικρότερες φάσεις, στην αρχική, μέση και τελική φάση. Η **αρχική αιώρηση** χαρακτηρίζεται από την ταχεία απόσυρση του άκρου από το έδαφος, λέγεται αλλιώς και φάση επιτάχυνσης καθώς το άκρο αμέσως μετά την προαιώρηση έρχεται με επιτάχυνση προς τα εμπρός. Η **μέση αιώρηση** αποτελείται από την περίοδο κατά την οποία το σκέλος αναφοράς προσπερνά το στηρίζον σκέλος και η **τελική αιώρηση** βρίσκει το άκρο να επιβραδύνει καθώς κινείται προς το έδαφος, για να πραγματοποιηθεί μία ομαλή επαφή μεταξύ του άκρου και του εδάφους και να ξεκινήσει ένας νέος κύκλος βάδισης (Houglum 2016, Oatis 2010).



Εικ. 12 Απεικόνιση του κύκλου βάδισης

Πρέπει να λαμβάνεται υπόψη ότι ακόμα και στα φυσιολογικά άτομα η βάδιση δεν είναι συμμετρική, υπάρχουν μικρές διαφορές ανάμεσα στα δύο άκρα. Οι διαφορές αυτές έχουν να κάνουν με τον συγχρονισμό, τη μυϊκή δραστηριότητα και τα φορτία που εφαρμόζονται σε κάθε σκέλος. Η ασυμμετρία είναι ακόμα πιο έντονη στην αργή βάδιση (Blanc et al 1999, Blanke & Hageman 1989, Hageman & Blanke 1986, Herzog et al., 1989, Macellari et al., 1999, Sadeghi 2003, Sadeghi et al., 2000, Winter 1989).

4.2. Κινήσεις Στο Οβελιαίο Επίπεδο

Έχουν γίνει πολλές μελέτες τα τελευταία χρόνια για την κίνηση του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής, σε οβελιαίο επίπεδο, κατά την διάρκεια την βάδισης. Οι μελέτες αυτές επιβεβαιώνουν το γενικό πρότυπο της κίνησης για αυτές τις αρθρώσεις, αν και υπάρχουν μεταβολές στις τιμές αυτές. Ξεκινώντας από το ισχίο, κατά την διάρκεια της βάδισης έχει μέγιστη κάμψη περίπου 25 μοίρες κατά την αρχική επαφή, στη συνέχεια αρχίζει να εκτείνεται φτάνοντας σε μέγιστη υπερέκταση περίπου 10 μοίρες στη φάση της προαιώρησης. Στη συνέχεια αρχίζει να κάμπτεται φθάνοντας σε μέγιστη κάμψη ξανά στο τέλος της αιώρησης (Dujardin et al., 1997, Kadaba et al., 1989, Murray et al., 1964, Murray et al., 1967).

Το γόνατο έχει λίγο πιο πολύπλοκη κίνηση. Κατά την αρχική επαφή βρίσκεται σε έκταση, αν και συνήθως υπολείπονται μερικές μοίρες από την μέγιστη έκταση. Στη συνέχεια το γόνατο έρχεται σε κάμψη 10 έως 20 μοίρες όταν το άτομο τελειώνει την αποδοχή του βάρους και φτάνει σε πλήρη έκταση λίγο πριν σηκωθεί η πτέρνα από το έδαφος. Αμέσως μετά το γόνατο κάμπτεται και φτάνει στη μέγιστη κάμψη περίπου 70 μοίρες στη μέση αιώρησης. Μετά το γόνατο μειώνει την κάμψη μέχρι που έρχεται ξανά σε έκταση λίγο πριν την αρχική επαφή (Chao et al 1983, Kadaba et al., 1989, Lafortune et al., 1992, Murray et al., 1964, Murray et al., 1967)

Η άρθρωση της ποδοκνημικής παρουσιάζει επίσης έναν ιδιαίτερο κύκλο. Στην αρχική επαφή η ποδοκνημική βρίσκεται σε ουδέτερη θέση, μπορεί όμως να βρίσκεται σε ελαφριά πελματιαία ή ραχιαία κάμψη. Στη συνέχεια έρχεται σε πελματιαία κάμψη περίπου 5-10 μοίρες, ενώ αμέσως μετά έρχεται σε ραχιαία κάμψη, φτάνοντας στην μέγιστη κάμψη όταν το γόνατο έρχεται σε πλήρη έκταση. Συνεχίζοντας την κίνηση η ποδοκνημική έρχεται σε πελματιαία κάμψη με περίπου μέγιστη τιμή 20 μοίρες λίγο πριν την ανύψωση του μεγάλου δακτύλου από το έδαφος. Κατά την διάρκεια της αιώρησης η άρθρωση της ποδοκνημικής κινείται σε ελαφριά ραχιαία κάμψη μπορεί όμως να βρίσκεται και σε μέση θέση (Kuster et al., 1995, Schicketmuller et al., 2019). Οι κινήσεις στην πύελο, σε οβελιαίο επίπεδο, είναι μικρές. Η πύελος έρχεται σε πρόσθια κλίση όταν εκτείνεται το ισχίο, βοηθάει το ισχίο να έρθει σε υπερέκταση στην τελική φάση της στήριξης και έρχεται σε οπίσθια κλίση όταν το ισχίο κάμπτεται (Murray et al., 1964, Levine et al., 2007).

4.3. Κινήσεις Στο Μετωπιαίο Επίπεδο

Οι κινήσεις σε μετωπιαίο επίπεδο είναι πιο δύσκολο να μελετηθούν και να αναλυθούν. Η θέση του ισχίου στο μετωπιαίο επίπεδο επηρεάζεται άμεσα από την κίνηση της πυέλου επί του μηριαίου και από τον προσανατολισμό του μηριαίου, καθώς το άτομο μετακινείται προς το αντίθετο πόδι και προσπαθεί να διατηρήσει το κέντρο μάζας πάνω από τη βάση στήριξης. Το ισχίο στην αρχική επαφή είναι σε ουδέτερη θέση ως προς απαγωγή και στη συνέχεια προσάγεται κατά την αποδοχή του βάρους, καθώς η πύελος κλίνει πλάγια προς την αντίθετη πλευρά. Η προσαγωγή στο ισχίο συνεχίζεται καθώς το άτομο μετατοπίζεται προς την πλευρά της στήριξης και συνεχίζεται έως την τελική στήριξη, όπου αρχίζει η φόρτιση στο άλλο άκρο. Στη συνέχεια η πύελος έρχεται σε πλάγια κλίση προς την πλευρά του σκέλους αναφοράς και το ισχίο έρχεται σε απαγωγή (Arkarian et al., 1989, Kadaba et al., 1989).

Η κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο είναι μικρή, περίπου 2-10 μοίρες προσαγωγής. Ιδιαίτερη κίνηση σε μετωπιαίο επίπεδο έχει η κίνηση του άκρου ποδός, καθώς κινείται σε υππιασμό και σε πρηνισμό (ανάσπαση έσω και έξω χείλους). Κατά την αρχική επαφή, η υπαστραγαλική άρθρωση βρίσκεται σε υππιασμό και αμέσως μετά στην αποδοχή του βάρους κινείται προς πρηνισμό για να μπορέσει να δεχτεί τα φορτία από το σωματικό βάρος και να απορροφήσει κραδασμούς. Παραμένει σε πρηνισμό μέχρι και την μέση στήριξη και με την άρση της πτέρνας έρχεται σε υππιασμό μέχρι και την προαιώρηση. Στη συνέχεια όταν το άκρο αιωρείται βρίσκεται σε ουδέτερη θέση, μέχρι το τέλος της τελικής αιώρησης όπου προετοιμάζεται για την αρχική επαφή και έρχεται σε υππιασμό (Chao et al., 1983, Lafortune et al., 1992, McPoil et al., 1994, Rao et al., 2007).

4.4. Κινήσεις Στο Εγκάρσιο Επίπεδο

Οι κινήσεις στο εγκάρσιο επίπεδο είναι πιο μικρές και λιγότερο διακριτές από ότι στο οβελιαίο επίπεδο. Η στροφή της πυέλου συνοδεύει την κάμψη του ισχίου, έτσι ώστε η πύελος να στρέφεται προς την αντίθετη πλευρά του ισχίου που κάμπτεται, και έχει την μέγιστη στροφή περίπου στην αρχική επαφή. Με την αντίπλευρη στροφή της πυέλου το ισχίο έρχεται σε έξω στροφή. Την ίδια στιγμή το αντίθετο ισχίο βρίσκεται σε μέγιστη έκταση και έρχεται σε έσω στροφή. Στη συνέχεια το ισχίο στην αποδοχή του βάρους και στη μέση στήριξη έρχεται σε έσω στροφή. Έπειτα αρχίζει να έρχεται σε έξω στροφή μέχρι και την μέση αιώρηση, όπου τότε επαναλαμβάνεται η έσω στροφή (Kadaba et al., 1989, Kerrigan et al., 2001).

Το γόνατο παρουσιάζει και αυτό κίνηση στο εγκάρσιο επίπεδο. Στην αρχική επαφή το γόνατο έρχεται σε έσω στροφή και από την μέση στήριξη και μετά έρχεται σε έξω στροφή. Η κίνηση του γόνατος έρχεται σε άμεση σχέση με την κίνηση του άκρου ποδός, ιδιαίτερα κατά την διάρκεια της στήριξης, όταν το κάτω άκρο λειτουργεί σε κλειστή κινητική αλυσίδα. Όταν ο άκρος πόδας έρχεται σε πρηνισμό, η κνήμη στρέφεται έσω και επιτρέπει στο γόνατο να έρθει σε κάμψη. Αυτή η συνδυασμένη κίνηση βοηθά στην απορρόφηση των κραδασμών κατά την διάρκεια της αποδοχής του βάρους. Στη συνέχεια της στήριξης ο άκρος πόδας έρχεται σε υππιασμό, η κνήμη έρχεται σε έξω στροφή και το γόνατο εκτείνεται καθώς το σώμα έρχεται πρόσθια προς το αντίθετο άκρο (Arkarian et al., 1989, Chao et al., 1983, Kadaba et al., 1989, Lafortune et al., 1992).

4.5. Κινήσεις Κορμού Στην Βάδιση

Ο κορμός και η κεφαλή κατά την βάδιση υφίστανται μετατοπίσεις και στροφές, σε όλες τις διαστάσεις, και υπάρχουν διαφορές μεταξύ διαφορετικών ατόμων αλλά πολλές φορές και στα ίδια τα άτομα. Ο κορμός έρχεται σε ελαφριά κάμψη και έκταση κατά την διάρκεια του κύκλου της βάδισης, είναι εκτεταμένος κατά την διάρκεια της μονοποδικής στήριξης και βρίσκεται σε κάμψη κατά την διάρκεια της διπλής στήριξης. Η κίνηση του κορμού στο μετωπιαίο επίπεδο γίνεται έτσι ώστε το κέντρο μάζας να παραμένει στο στηριζόμενο άκρο. Έτσι ο κορμός κλίνει ελαφρώς προς το στηριζόμενο σκέλος σε κάθε βήμα. Στο εγκάρσιο επίπεδο η στροφή του κορμού είναι αντίθετη από την στροφή της πύελου (Cromwell et al., 2001, Levine et al., 2007).

4.6. Μυϊκή Συμμετοχή Κατά Την Διάρκεια Της Βάδισης

Είναι σημαντικό να γίνει κατανοητή η λειτουργία των μυών κατά την διάρκεια της βάδισης. Η διάρκεια έντονης δραστηριότητας για τους περισσότερους μυς είναι σύντομη, ενώ οι πιο έντονες στιγμές εμφανίζονται στην μετάβαση από την φάση στήριξης στην αιώρηση και το αντίστροφο. Επίσης πρέπει να γίνει γνωστό ότι μεταξύ διαφορετικών ατόμων υπάρχουν διαφορές στη μυϊκή δραστηριότητα, αλλά πολλές φορές υπάρχουν μεταβολές ακόμα και στο ίδιο το άτομο. Επίσης τα κάτω άκρα δουλεύουν σε κλειστή αλυσίδα (στήριξη) και σε ανοιχτή αλυσίδα (αιώρηση), και η μυϊκή συστολή δεν επηρεάζει μόνο την άρθρωση την οποία διασχίζει ένας μυς αλλά όλες τις αρθρώσεις της αλυσίδας (Chang et al., 1995, Kadaba et al., 1989, Shiavi 1985, Winter & Yack 1987).

Ο μείζων γλουτιαίος και οι οπίσθιοι μηριαίοι είναι ενεργοί πριν και κατά την διάρκεια της αρχικής επαφής, επιβραδύνοντας το ισχίο και το γόνατο στο τέλος της αιώρησης. Επίσης βοηθούν να αρχίσει η έκταση του ισχίου και ο μείζων γλουτιαίος βοηθά και το γόνατο να έρθει σε έκταση στην αρχή της μονοποδικής στήριξης (Arnold et al., 2005). Ο μέσος γλουτιαίος συσπάται ακριβώς πριν την αρχική επαφή και συνεχίζει την σύσπαση στο μεγαλύτερο μέρος της φάσης στήριξης, μέχρι να ξεκινήσει η φόρτιση στο άλλο σκέλος. Η δραστηριότητα των απαγωγών του ισχίου προσφέρει σταθερότητα στην πύελο στο μετωπιαίο επίπεδο, στην φάση στήριξης, και βοηθά στην έκταση του ισχίου και του γόνατος από την μέση έως την τελική στήριξη (Anderson & Pandy 2003, Arnold et al., 2005). Οι καμπτήρες του ισχίου συσπώνται στην τελική στήριξη και συνεχίζουν να συσπώνται και στην αρχική αιώρηση, επιβραδύνοντας την έκταση του ισχίου, και στη συνέχεια ξεκινά η κάμψη του ισχίου (Arnold et al., 2005, Gottschall & Kram 2005).

Στο γόνατο στην αρχή του κύκλου βάδισης, δηλαδή στην αποδοχή του βάρους και στην αρχή της μέσης στήριξης, γίνεται συν-σύσπαση των οπίσθιων μηριαίων και του τετρακέφαλου. Αυτή την περίοδο το γόνατο έρχεται σε κάμψη και μετά σε έκταση και ο τετρακέφαλος είναι σημαντικός για τον έλεγχο αυτής της κίνησης. Σε πολλές περιπτώσεις άτομα χρησιμοποιούν τον τετρακέφαλο (κυρίως τον ορθό μηριαίο) και τους οπίσθιους μηριαίους στην μετάβαση από την στήριξη στην αιώρηση, αλλά αυτή η δραστηριότητα είναι μικρότερη από αυτή στην αρχή της στήριξης. Στο μεγαλύτερο μέρος της αιώρησης στο γόνατο δεν υπάρχει μυϊκή δραστηριότητα (Annaswany et al., 1999).

Στην άρθρωση της ποδοκνημικής γίνεται και εκεί συν-σύσπαση των ραχιαίων και των πελματιαίων καμπτήρων. Οι ραχιαίοι καμπτήρες ενεργοποιούνται στην αρχική επαφή και στην αποδοχή του βάρους, για να ελέγχουν τον άκρο πόδα στην κάθοδο του προς το έδαφος. Επίσης δουλεύουν σε όλη την φάση της αιώρησης για να μένει ο άκρος πόδας μακριά από το έδαφος. Οι πελματιαίοι καμπτήρες συμμετέχουν από την αρχική επαφή και σε όλη την φάση στήριξης, με μέγιστη δράση κατά την ανύψωση της πτέρνας από το έδαφος έως την ανύψωση του μεγάλου δακτύλου από το έδαφος. Όσο το πόδι βρίσκεται σε κλειστή κινητική αλυσίδα οι πελματιαίοι καμπτήρες βοηθούν στον έλεγχο της άρθρωσης του γόνατος και του ισχίου. Επίσης οι πελματιαίοι καμπτήρες βοηθούν αρκετά στην υποστήριξη του κάτω άκρου ιδιαίτερα κατά την διάρκεια της τελικής υποστήριξης και πρέπει να αναφερθεί ότι ο γαστροκνήμιος και ο λαγονοποϊτής συμβάλουν στην ταχύτητα κάμψης του γόνατος (Anderson & Pandy 2003, Arnold et al., 2005, Goldberg et al., 2004, Siegel et al., 2007).

Όπως διαπιστώθηκε και από πάνω οι μυϊκές αυτές ομάδες δουλεύουν σε ένα μεγάλο μέρος της δραστηριότητας τους σε έκκεντρη συστολή που μετά ακολουθεί μια σύγκεντρη συστολή. Για παράδειγμα ο μείζων γλουτιαίος όταν το ισχίο κάμπτεται στην τελική αιώρηση συσπάται έκκεντρα, ενώ μετά όταν το ισχίο αρχίζει να εκτείνεται συσπάται σύγκεντρα. Το ίδιο πρότυπο ακολουθούν ο μέσος γλουτιαίος, οι καμπτήρες του ισχίου, ο τετρακέφαλος και οι ραχιαίοι καμπτήρες. Στους πελματιαίους καμπτήρες συμβαίνει επίσης επιμήκυνση και μετά βράχυνση, αλλά η μεγάλη αλλαγή γίνεται κυρίως στον αχίλλειο τένοντα και όχι τόσο στις μυϊκές ίνες. Οι οπίσθιοι μηριαίοι αρχίζουν και αυτοί με έκκεντρη συστολή στην τελική αιώρηση, αλλά στη συνέχεια είναι δύσκολο να διακριθεί το μήκος τους, γιατί στην αποδοχή του βάρους το ισχίο εκτείνεται ενώ το γόνατο κάμπτεται. Γενικά οι έκκεντρες συστολές επιβραδύνουν κάθε άρθρωση και στη συνέχεια οι σύγκεντρες συστολές αρχίζουν την κίνηση της άρθρωσης. Αυτό το πρότυπο της έκκεντρης και μετά σύγκεντρης συστολής είναι γνωστό και ως κύκλος διάτασης-βράχυνσης και χρησιμοποιείται από τους περισσότερους μύες κατά την διάρκεια της βάρδισης για την παραγωγή μυϊκής δύναμης και αποθήκευση ενέργειας. Ένα μέρος της ενέργειας που αποθηκεύεται στον διατεταμένο μυ απελευθερώνεται κατά την βράχυνση του, έτσι ώστε να κινηθεί ένα τμήμα χωρίς επιπρόσθετη μυϊκή συστολή. Έτσι κατά την βάρδιση οι συστολές χρησιμοποιούνται με αποδοτικό τρόπο προκειμένου να παράγει δύναμη για να γίνει κίνηση (Fukunaga et al., 2001, Neptune et al., 2001).

4.7. Βάρδιση Ατόμων Με KNM

Τα άτομα που έχουν υποστεί KNM, για να καταφέρουν να σταθούν και να βαδίσουν πρέπει να πληρούν κάποιες προϋποθέσεις. Αρχικά, πρέπει να βρίσκονται σε σταθερή ιατρική κατάσταση, να μην έχουν καρδιοαναπνευστικά προβλήματα, λοίμωξη του ουροποιητικού συστήματος, δυσανατομία που δεν θα τους επιτρέψει να σταθούν ή να βαδίσουν με υποστήριξη του σωματικού τους βάρους, κάποιο μη θεραπευμένο κάταγμα και να βρίσκονται σε καλή ψυχολογική κατάσταση. Επίσης, σημαντικό ρόλο παίζει και η κλίμακα ASIA στην οποία βρίσκονται οι ασθενείς με KNM. Σε ασθενείς με ASIA A και B χρησιμοποιείται επισκληρίδιος διέγερση, όπου εμφυτεύονται στους σπονδύλους Θ11-Ο1 ηλεκτρόδια, ώστε να καταφέρουν να κάνουν εκ προθέσεως κινήσεις των ποδιών που πριν την διέγερση δεν μπορούσαν να εκτελέσουν (Angeli et al 2014, Danner et al 2015).

Πρέπει να σημειωθεί ότι τα άτομα που έχουν υποστεί κάκωση του νωτιαίου μυελού, έχουν διαταραχές των αντανάκλαστικών τους, πράγμα που διαταράσσει τον ομαλό κύκλο της βάδισης. Αυτή η ανωμαλία συμβάλλει σε κινητικές διαταραχές, ιδιαίτερα στα άτομα που έχουν υψηλή σπαστικότητα. Πιο συγκεκριμένα η σπαστική υπερρεφλεξία, που μπορεί να εμφανιστεί με την πτώση του άκρου πόδα ή τον κλόνο στα άτομα με χρόνια κάκωση του νωτιαίου μυελού, συμβάλλει στην εξασθένηση της βάδισης και στη δημιουργία λάθος προτύπων βάδισης. Ωστόσο, έρευνες έχουν δείξει ότι, σε αυτά τα άτομα, όταν έγινε μείωση των αντανάκλαστικών του πέλματος, αυξήθηκε η ταχύτητα βάδισης, μειώθηκε η ασυμμετρία των βημάτων και οι ασθενείς ήταν πιο λειτουργικοί (Boorman et al., 1996, Dietz & Sinkjaer 2007, Fung & Barbeau 1989, Hidler & Rymer 1999, Manella et al., 2013, Thompson & Wolpaw 2019).

Για να γίνει επανεκπαίδευση βάδισης σε άτομα που έχουν υποστεί ΚΝΜ χρησιμοποιούνται διάφοροι μέθοδοι. Μπορεί να γίνει με χειροκίνητη βοήθεια από τον φυσικοθεραπευτή με τις κατάλληλες ορθώσεις, ρομποτικά συστήματα, ηλεκτρική διέγερση (Field-Fote et al 2011). Η χειροκίνητη επανεκπαίδευση από τον φυσικοθεραπευτή έκτος του ότι είναι επίπονη για τον ίδιο τον θεραπευτή, διότι δέχεται ο ίδιος μεγάλα φορτία, δεν μπορεί να είναι ακριβής ως προς την ταχύτητα βάδισης και την ισορροπία του ασθενή. Για αυτό τα τελευταία χρόνια γίνονται συνεχώς νέες μελέτες πάνω στα ρομποτικά συστήματα και τα οφέλη που μπορούν να έχουν τόσο στους ασθενείς όσο και στους θεραπευτές.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΡΟΜΠΟΤΙΚΑ ΒΟΗΘΗΜΑΤΑ

5.1 Εισαγωγή

Τα τελευταία χρόνια η ρομποτική θεραπεία έχει κερδίσει μεγάλη αναγνώριση στον τομέα της αποκατάστασης λόγω της ραγδαίας τεχνολογικής εξέλιξης των ρομποτικών συστημάτων. Η ρομποτική αποτελεί πλέον έναν σημαντικό κλάδο της επιστήμης που ασχολείται με τη σύλληψη, το σχεδιασμό, την κατασκευή και τη λειτουργία ενός ρομπότ. Τα ρομποτικά συστήματα έρχονται να αντικαταστήσουν την χειρωνακτική δουλειά των φυσικοθεραπευτών, πράγμα που είναι σαφώς χρήσιμο σε περιπτώσεις που το έργο που πρέπει να καταβάλλουν είναι έντονο. Έτσι, μειώνονται οι πιθανότητες τραυματισμού του ίδιου του φυσικοθεραπευτή. Αρκετές είναι οι περιπτώσεις στις οποίες μία ρομποτική μηχανή μπορεί να φανεί χρήσιμη στην αποκατάσταση νευρολογικών παθήσεων. Στην προκειμένη περίπτωση η θεραπεία επικεντρώνεται στην επανεκπαίδευση βάδισης σε άτομα με ατελή ΚΝΜ. Περισσότερο από το 75% των ατόμων που πάσχουν από ατελή ΚΝΜ ξανακερδίζουν μερική από την περιπατητική τους λειτουργία. Σχεδόν το μισό της λειτουργίας αυτής κερδίζεται περίπου στους πρώτους 2 μήνες, ενώ το ποσοστό μειώνεται μετά τους 3 με 6 μήνες. Οι παράγοντες που παίζουν ρόλο στο ποσοστό αυτό είναι η ηλικία και το επίπεδο της βλάβης (Schwartz et.al., 2011). Η κινητική λειτουργία του ατόμου επέρχεται μέσω πλαστικών αλλαγών και νευροφυσιολογικών προσαρμογών που λαμβάνουν χώρα στο ΚΝΣ, τόσο στο νωτιαίο μυελό όσο και στον αισθητικό κινητικό φλοιό μέσω εντατικής κινητικής εκπαίδευσης (Morawietz and Moffat, 2013).

5.2 Ρομποτικά Μηχανήματα

Στο τέλος της δεκαετίας του 1990 εμφανίστηκαν τα πρώτα ρομποτικά συστήματα. Από τότε μέχρι σήμερα έχουν δημιουργηθεί τρία είδη ρομποτικών βοηθημάτων. Οι κατηγορίες έχουν ως εξής:

- Ρομποτικά ορθωτικά συστήματα
- Τύπου “end- effector” συστήματα
- Φορητά επαναφορτιζόμενα ρομποτικά ορθωτικά συστήματα (Nam et.al., 2017, Hesse et.al., 2010, Freivogel et.al., 2008, Louie et.al.,2015).

5.2.1 Ειδή Ρομποτικών Βοηθημάτων

Ρομποτικά Ορθωτικά Συστήματα

Στα ρομποτικά ορθωτικά συστήματα ανήκουν μερικά από τα παρακάτω μηχανήματα: Lokomat, LOPES και ALEX. Κύριο χαρακτηριστικό τους είναι η χρήση ρομποτικών άκρων, τα οποία είναι εφοδιασμένα με διάφορα λογισμικά ώστε να ελέγχουν τις κινήσεις, αλλά και με διάφορα παθητικά εξαρτήματα ώστε να φέρνουν σε κάμψη το γόνατο και το ισχίο κατά τη φάση αιώρησης (Hesse et.al., 2010). Τα σημεία στα οποία εφαρμόζονται τα εξαρτήματα αυτά ονομάζονται “βαθμοί ελευθερίας” επιτρέποντας ή απαγορεύοντας κάποιες κινήσεις. Ο όρος αυτός θα χρησιμοποιηθεί παρακάτω. Οι συσκευές αυτές είναι αρκετά μεγάλες στο μέγεθος τους με αποτέλεσμα να έχουν αρκετούς περιοριστικούς παράγοντες. Ένας απ’

αυτούς είναι η μη εύκολη μεταφορά τους σε οποιονδήποτε εξωτερικό χώρο. Η χρήση τους, δηλαδή, περιορίζεται σε εσωτερικούς χώρους (Holanda et.al., 2017).

- LOKOMAT

Το Lokomat, όπως φαίνεται και στην εικ. 13, είναι μία ορθωτική συσκευή επανεκπαίδευσης βάρδισης ηλεκτρονικά κινητοποιούμενη. Αποτελείται από ένα σύστημα υποστήριξης των ισχίων και δύο ρομποτικά κάτω άκρα που προσαρμόζονται στα μέτρα κάθε ατόμου ξεχωριστά, όπως φαίνεται και στην Εικ. . Λειτουργεί, συνδυαστικά με έναν ηλεκτρονικό διάδρομο και ένα σύστημα υποστήριξης σωματικού βάρους. Το σύστημα Lokomat ελέγχεται ψηφιακά μέσω ενός υπολογιστή. Επιπλέον, περιλαμβάνει και ένα σύστημα που συγχρονίζεται με την ταχύτητα βάρδισης. Η συσκευή Lokomat περιέχει 4 βαθμούς ελευθερίας, επιτρέποντας την ελεγχόμενη κίνηση των ισχίων και των γονάτων (2 βαθμοί στα ισχία, ένα στο δεξί και ένα στο αριστερό, και 2 βαθμοί στα γόνατα, ένα στο δεξί και ένα στο αριστερό). Ένα σημαντικό χαρακτηριστικό της συσκευής Lokomat είναι η ελεγχόμενη δύναμη που εφαρμόζει στο άτομο κατά τη διάρκεια της κινητικής επανεκπαίδευσης. Η πλήρης (100%) εφαρμογή δύναμης προς τον ασθενή ανταποκρίνεται στην ύπαρξη άκαμπτων αρθρώσεων του ρομποτικού κάτω άκρου, ενώ η μηδενική (0%) εφαρμογή δύναμης συνδέεται με την ύπαρξη χαλαρών αρθρώσεων του ρομποτικού κάτω άκρου. Ωστόσο, η μηδενική εφαρμογή δύναμης δίνει τη δυνατότητα στον ασθενή να κινηθεί ελεύθερα και πιθανόν εκτός πλαισίων του φυσιολογικού μοτίβου βάρδισης. Γι' αυτό εφαρμόζεται τόση όση χρειάζεται δύναμη στο άτομο, ώστε να πραγματοποιήσει μία συγκεκριμένη δραστηριότητα κάθε φορά (Barroso et.al., 2013). Κατά την διάρκεια της αποκατάστασης, ο ασθενής καλείται να ξεπεράσει τις ίδιες του τις ικανότητες. Η ταχύτητα και η ρομποτική υποστήριξη μπορούν να ρυθμίζονται στην απαιτούμενη ένταση της συνεδρίας από τον θεραπευτή. Στους ασθενείς δίνεται το κίνητρο να πετύχουν τους στόχους τους μέσω διάφορων ασκήσεων-παιχνιδιών που συμβαίνουν στην οθόνη που έχουν μπροστά τους. Το επίπεδο της λειτουργίας τους μπορεί να επηρεάσει τόσο την επίδοση του έργου που πρέπει να καταβάλουν όσο και την ταχύτητα και το μοτίβο της βάρδισης. Η βιοανάδραση που συμβαίνει μεγιστοποιεί τα οφέλη του Lokomat μέσω αύξησης δραστηριότητας των μυών αλλά και του αναπνευστικού συστήματος. Το Lokomat χωρίζεται στις συσκευές: LokomatPRO FreeD module και LokomatPRO without FreeD module. Η διαφορά μεταξύ τους είναι ότι το FreeD module προσφέρει μεγαλύτερη ελευθερία στην κίνηση της λεκάνης και των κάτω άκρων, πράγμα που βοηθάει την εναλλαγή εναπόθεσης βάρους, και ενισχύει ένα πιο φυσιολογικό πρότυπο βάρδισης (Aurich-Schulder et.al.,2017). Σε αντίθεση με το συμβατικό λογισμικό του Lokomat οι ρυθμίσεις του FreeD module επιτρέπουν στην λεκάνη να κινείται και να περιστρέφεται πλάγια και λοξά. Οι κινήσεις αυτές έχουν ιδιαίτερη σημασία στην ισορροπία του ατόμου, ικανότητα που απουσιάζει συνήθως σε άτομα που πάσχουν από ατελή ΚΝΜ.



Εικ. 13 Απεικόνιση του ρομποτικού συστήματος LOKOMAT

(<https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>)

- LOPES

Η ρομποτική συσκευή LOPES, όπως φαίνεται και στην εικ. 14, περιλαμβάνει ένα ρομποτικό τμήμα που εφαρμόζεται οπίσθια της λεκάνης και ένα ρομποτικό κάτω άκρο. Οι αρθρώσεις του ρομποτικού άκρου λειτουργούν με ελεγχόμενη αντίσταση επιτρέποντας έτσι την αμφίδρομη μηχανική αλληλεπίδραση μεταξύ της συσκευής και του ασθενούς, όπως φαίνεται στην Εικ. . Το ρομποτικό βοήθημα LOPES περιλαμβάνει συνολικά 3 βαθμούς ελευθερίας, οι οποίοι διανέμονται ως εξής: 2 βαθμοί ελευθερίας στο ισχίο και 1 βαθμός ελευθερίας στο γόνατο, για κάθε πόδι ξεχωριστά (Zhang et.al., 2017). Η συσκευή, επιπλέον, περιλαμβάνει μία λειτουργία, η οποία επιτρέπει είτε στον ασθενή να εκτελεί εκείνος την κίνηση, δηλαδή, η συσκευή απλά να ακολουθεί, είτε στην συσκευή να εκτελεί την κίνηση, δηλαδή να ακολουθεί ο ασθενής και να οδηγεί η συσκευή. Αυτές οι λειτουργίες ονομάζονται: "patient-in-charge" και "device-in-charge", αντίστοιχα. Η λειτουργία "patient-in-charge" προτείνεται να χρησιμοποιείται κατά τα πρώτα στάδια της θεραπείας για τα άτομα που είναι ημιπληγικά. Ημιπληγικά ονομάζονται τα άτομα των οποίων η μία πλευρά τους σώματός τους είναι υγιής. Ο ασθενής θα είναι σε θέση να κινητοποιεί ο ίδιος το υγιές κάτω άκρο του, ενώ το άλλο ρομποτικό κάτω άκρο κινείται από την συσκευή (patient-in-charge). Εν αντιθέσει, η λειτουργία αυτή μπορεί να εφαρμοστεί από τα παραπληγικά άτομα στα τελευταία στάδια της αποκατάστασης της βάδισης τους, αν και εφόσον έχει ήδη ανακτηθεί σημαντικό μέρος της περιπατητικής του κινητικότητας, κυρίως για λόγους ασφαλείας. Παραπληγικά ονομάζονται τα άτομα όπου η απώλεια κινητικότητας τους παρουσιάζεται κυρίως στα κάτω άκρα (Veneman et.al., 2007).



Εικ. 14 Απεικόνιση του ρομποτικού συστήματος LOPES

(<https://www.semanticscholar.org/Robotic-Rehabilitation>)

- ALEX

Το ρομποτικό βοήθημα ALEX (Active Leg EXoskeleton), το οποίο απεικονίζεται στην εικ. 15, περιλαμβάνει ένα ρομποτικό κάτω άκρο και ένα σύστημα ελέγχου το οποίο έχει την ιδιαιτερότητα να ελέγχει τη δύναμη που θα ασκεί κάθε φορά στο άτομο που το χρησιμοποιεί. Με αυτόν το τρόπο η συσκευή καταφέρνει να ασκεί όση δύναμη χρειάζεται για την αποκατάσταση (Zhang et.al., 2017). Η δύναμη εφαρμόζεται στον αστράγαλο μέσω των ροτών που αναπτύσσονται από το ισχίο και το γόνατο (Banala et.al., 2009). Το απτικό ερέθισμα επηρεάζει όχι μόνο την ποιότητα της κινητικής εκπαίδευσης αλλά και τον σχεδιασμό ενός ρομποτικού βοηθήματος, καθορίζοντας πόση δύναμη πρέπει να ασκηθεί στο άτομο από το βοήθημα. Η ρομποτική συσκευή αυτή, σχεδιάστηκε για να έχει την ικανότητα είτε να αντιστέκεται στη δύναμη που ασκεί το άτομο, είτε να την ενισχύει. Η εφαρμογή της αντίστασης κατά τη διάρκεια της ρομποτικής βάρδισης αυξάνει την ταχύτητα και την ισορροπία του ατόμου. Επιπλέον, βελτιώνει την έκταση του γόνατος, μία κίνηση η οποία πρέπει να είναι παρούσα στη φυσιολογική βάρδιση (Stegall et.al., 2017). Το ρομποτικό άκρο περιλαμβάνει συνολικά 7 βαθμούς ελευθερίας. Οι 3 βαθμοί αντιστοιχούν σε οριζόντιες και πλάγιες μετατοπίσεις και περιστροφής του ισχίου σε κάθετο άξονα, οι 2 βαθμοί αντιστοιχούν σε απαγωγικές και προσαγωγικές κινήσεις του μηρού, οι οποίοι μπορούν να προσαρμοστούν στο ύψους ποδιού του κάθε ασθενή, 1 βαθμός στον γαστροκνήμιο και άλλος ένας στον άκρο πόδα για ραχιαία και πελματιαία κάμψη. Ο κορμός του ασθενή είναι ασφαλισμένος με ένα υποστήλωμα περίπου στο ύψος των ισχίων (Banala et.al., 2009).



Εικ. 15 Απεικόνιση του ρομποτικού μηχανήματος ALEX

(<https://www.Active-leg-exoskeleton-ALEX>)

Τύπου “end-effector” Συστήματα

Τα ρομποτικά συστήματα τύπου “end-effector” εκτός από το σύστημα ανάρτησης του σωματικού βάρους του ατόμου που τα χρησιμοποιεί, περιλαμβάνει και δύο επιφάνειες πάνω στις οποίες ανεβαίνει ο ασθενής. Οι επιφάνειες αυτές αντικαθιστούν τον ηλεκτρικό διάδρομο. Η πορεία των επιφανειών αυτών είναι ελεύθερα προγραμματιζόμενη να ενεργοποιήσει όχι μόνο την εξάσκηση βάρδισης όπως κάνει ο ηλεκτρικός διάδρομος αλλά και το ανεβοκατέβασμα σκαλοπατιών. Είναι γνωστό ότι η δραστηριότητα αυτή κατέχει σημαντικό ρόλο σε αρκετές καθημερινές δραστηριότητες ενός ατόμου. Κάποια απ’ αυτά τα συστήματα είναι: το G-EO System, το Haptic Walker και το Gait Trainer (Hesse et.al., 2010, Zhang et.l.,2017). Τα ρομποτικά συστήματα αυτά δεν περιλαμβάνουν τους λεγόμενους “βαθμούς ελευθερίας”.

- G-EO System

Η ρομποτική συσκευή G-EO System, όπως φαίνεται και στην εικ. 16, περιλαμβάνει σαφώς τις επιφάνειες επαφής των ποδιών. Ωστόσο η κάθε μία απ’ αυτές είναι συνδεδεμένες με δύο μπάρες στις οποίες τοποθετούνται τα άνω άκρα. Το G-EO System προσφέρει διάφορες θεραπευτικές επιλογές, όπως είναι μικρές μετατοπίσεις/βήματα, φυσιολογικό πρότυπο βάρδισης, βάρδιση με οπίσθια κατεύθυνση, βάρδιση σε πλάγιο επίπεδο και τέλος το ανεβοκατέβασμα σκαλοπατιών. Η άσκηση αυτή αναπαριστά την φυσιολογική ενεργοποίηση μυών των κάτω άκρων, έχοντας ως αποτέλεσμα βελτιωμένη ικανότητα βάρδισης του ασθενή. Ο ασθενής κατά τη διάρκεια της προπόνησης αυτής καταφέρνει να κάνει μεταφορές βάρους από το ένα κάτω άκρο στο άλλο και να αυξάνει την αντοχή του λόγω αυξημένης ενεργοποίησης του καρδιοαναπνευστικού συστήματος (Mehrholtz et.al., 2017). Επιπλέον, το G-EO System δίνει την δυνατότητα στον θεραπευτή να αλλάξει ανά πάσα στιγμή την λειτουργία από παθητική συμμετοχή του ασθενή σε υποβοηθούμενη ενεργητική ή ενεργητική. Προσφέρει δηλαδή ευελιξία στον θεραπευτή και στον ασθενή, καθώς μπορεί να προσαρμοστεί στις ανάγκες του κάθε ατόμου. Το G-EO System αποτελείται από ρυθμίσεις που αφορούν τον ρυθμό και το διασκελισμό της βάρδισης, την γωνία του αστραγάλου αλλά και την δυναμική

υποστήριξη βάρους του σώματος. Επίσης, μπορεί να ελέγχει και το κέντρο βάρους του ασθενή. Η μέγιστη ταχύτητα που μπορεί να φτάσει είναι 2,3 km ανά ώρα, ενώ μπορεί να πραγματοποιήσει μέχρι και 70 βήματα το λεπτό.



Εικ. 16 Απεικόνιση ρομποτικού συστήματος G-EO System

[\(https://antisel-physio.gr/el/product/geo-system/\)](https://antisel-physio.gr/el/product/geo-system/)

- Haptic Walker

Η ρομποτική συσκευή Haptic Walker, η οποία απεικονίζεται στην εικ. 17, ήταν το πρώτο μηχάνημα που επέτρεψε σε άτομο με ατελή ΚΝΜ να πραγματοποιήσει επαναλαμβανόμενο ανεβοκατέβασμα σκαλοπατιών χωρίς την βοήθεια των θεραπευτών (Hesse et.al., 2010). Ακολουθεί και αυτή το πρωτόκολλο των ρομπότ τύπου “end-effector”. Περιλαμβάνει, δηλαδή, δύο επιφάνειες στις οποίες ανεβαίνει η ασθενής, με την διαφορά όμως ότι εκτός από την εξάσκηση βάδισης σε ομαλό έδαφος και το ανεβοκατέβασμα σκαλοπατιών, ο ασθενής έχει την δυνατότητα να εκπαιδευτεί σε βάδιση σε ανώμαλο έδαφος, σε βάδιση μετ’ εμποδίων αλλά και σε γλιστρήματα. Οι δραστηριότητες αυτές απαιτούν ένα καλό μυϊκό σύστημα. Ακόμα μία διαφορά με το G-EO System είναι ότι η μέγιστη ταχύτητα που μπορεί να φτάσει είναι 5 km ανά ώρα και ότι μπορεί να πραγματοποιήσει μέχρι και 120 βήματα το λεπτό. Ενώ το ανεβοκατέβασμα σκαλοπατιών γίνεται σε ταχύτητα 2.3 km την ώρα και μπορούν να πραγματοποιηθούν 120 βήματα το λεπτό (Schmidt et.al., 2005).



Εικ. 17 Απεικόνιση του ρομποτικού συστήματος Haptic-Walker

(https://www.researchgate.net/Gait_rehabilitation)

- Gait Trainer

Η πρώτη ρομποτική συσκευή Gait Trainer περιείχε δύο επιφάνειες ποδιών οι οποίες μπορούσαν να κινηθούν μόνο μπρος και πίσω με ένα συμμετρικό κατά τ' άλλα μοτίβο, χωρίς όμως να σηκώνεται το άκρο κατά την φάση αιώρησης. Το πρότυπο, όμως, αυτό είχε αρκετά μειονεκτήματα. Η ίση διάρκεια μεταξύ της φάσης στήριξης και της φάσης αιώρησης σε συνδυασμό με την μη ανύψωση του άκρου κατά τη φάση αιώρησης, ο ανύπαρκτος έλεγχος του κορμού σε οριζόντιο και κάθετο επίπεδο, όπου σε αυτήν την περίπτωση ήταν απαραίτητο να υπάρχει πάντα ένας τουλάχιστον θεραπευτής για να ελέγχει τις κινήσεις αυτές, όλοι αυτοί οι παράγοντες δεν ανταποκρίνονταν στο φυσιολογικό πρότυπο βάδισης. Έτσι, δημιουργήθηκε ένα αποτελεσματικότερο μηχάνημα Gait Trainer, όπως φαίνεται στην εικ. 18, το οποίο, πλέον, περιλαμβάνει: φάση στήριξης και φάση αιώρησης, με ανύψωση του άκρου κατά τη φάση αιώρησης, σε ποσοστό 60% και 40%, αντίστοιχα, ρύθμιση ταχύτητας, ρυθμού διασκελισμού της βάδισης, προσαρμογή των κάτω άκρων στις παραμέτρους του κύκλου βάδισης, μερική ή ολική στήριξη των κινήσεων από την συσκευή, σύμφωνα με τις ικανότητες του ασθενή και τέλος, έλεγχος του κέντρου βάρους σε οριζόντιες και κάθετες κατευθύνσεις. Η ολική ή μερική υποστήριξη σημαίνει ότι η συσκευή έχει την ικανότητα να αντιλαμβάνεται αν ο ασθενής προβάλλει κάποια αντίσταση ή όχι ώστε να πράξει ανάλογα. Δηλαδή, όταν ο ασθενής δεν βάζει καμία αντίσταση η υποστήριξη γίνεται ολική. Αυτό σημαίνει ότι η συσκευή προσαρμόζεται στις ικανότητες του ασθενή και είναι έτοιμη να βοηθήσει με τον τρόπο του, είτε στην φάση στήριξης, είτε στη φάση αιώρησης (Hesse et.al.,1999, Diaz et.al., 2011).



Εικ. 18 Απεικόνιση ρομποτικού συστήματος Gait Trainer

(<https://www.researchgate.net/The-Gangtrainer-GT>)

Φορητά Επαναφορτιζόμενα Ρομποτικά Συστήματα

Τα φορητά επαναφορτιζόμενα ρομποτικά συστήματα είναι αρκετά στον αριθμό τους. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε σε εσωτερικό είτε σε εξωτερικό χώρο. Κάποια απ' αυτά είναι τα ARGO, EKSO, Indego και Re-Walk, τα οποία αποτελούνται από 4 βαθμούς ελευθερίας το καθ' ένα, 1 βαθμό στο ισχίο και 1 στο γόνατο για κάθε πόδι (Holanda et.al., 2017, Urendes et.al., 2019). Ωστόσο, οι συσκευές αυτές απαιτούν καλό μυϊκό σύστημα άνω άκρων και κορμού, ενώ παράλληλα, χρειάζεται ο ασθενής να καταβάλει αρκετή δαπάνη ενέργειας, καθώς θα πρέπει να στηρίζονται και σε κάποιο εξωτερικό βοήθημα όπως είναι οι πατερίτσες ή η περπατούρα (Holanda et.al., 2017). Τα χαρακτηριστικά αυτά τα παρουσιάζουν και τα ρομποτικά συστήματα HAL και MindWalker. Ωστόσο, περιλαμβάνουν, επιπλέον, και κάποια ηλεκτρόδια τα οποία προσκολλώνται στους εκτεινόντες και καμπτήρες μύς των ισχίων και των γονάτων, αντίστοιχα, προκειμένου να "κοντρολάρουν" τις κινήσεις μέσω βιοηλεκτρικών σημάτων που ανιχνεύονται στην επιφάνεια των ηλεκτροδίων. Άλλη μία παρόμοια συσκευή είναι και η EXO η οποία, σε αντίθεση με τις ARGO, EKSO, Indego και Re-Walk, δεν απαιτεί καλό μυϊκό σύστημα άνω άκρων και κορμού, ούτε καλή στάση κορμού. Παρόλα αυτά, είναι ευέλικτο προς τον ασθενή καθώς προσαρμόζεται στο ύψος κάθε ποδιού ξεχωριστά (Holanda et.al., 2017).

5.3. Χρήση Ρομποτικών Συστημάτων Στην Επανεκπαίδευση Βάδισης Σε Κακώσεις Νωτιαίου Μυελού

Ένα χαρακτηριστικό του ΝΣ είναι η ευελιξία που παρουσιάζει προς τις αλλαγές, καθώς πολύ γρήγορα καταφέρνει να προσαρμόζεται στις αλλαγές. Η ευελιξία αυτή εξαρτάται από 2 παράγοντες. Πρώτον, από την ικανότητα του ΝΣ να ρυθμίζει με ακριβή τρόπο τα πολύπλοκα πατέντα κίνησης των διαφόρων μυών σύμφωνα με τις απαιτήσεις μίας δεδομένης άσκησης και των μηχανισμών του κινητικού συστήματος, και δεύτερον, από την ιδιότητά του να εντάσει τις τροποποιήσεις που συμβαίνουν και να τις διατηρεί και σε εξωτερικές συνθήκες. Καινούριες κινήσεις, λοιπόν, μπορούν να επανεγτασταθούν μέσω της εκπαίδευσης μετά από μία βλάβη NM (Pearson, 2000).

Η λειτουργική ανεξαρτησία μετά από ΚΝΜ θεωρείται ότι περιορίζεται μόνο σε επίπεδο αμαξιδίου. Παρ' όλα αυτά η βάρδια εξακολουθεί να αποτελεί προτεραιότητα στην αποκατάσταση των ασθενών αυτών αλλά και στην βελτιωμένη ποιότητα ζωής τους (Mekki et.al., 2018). Είναι γνωστό ότι μετά από μία βλάβη στο ΝΜ καθίσταται δύσκολη η επικοινωνία μεταξύ του εγκεφάλου και των νωτιαίων νεύρων που έχουν υποστεί τη βλάβη. Αυτή η διαταραχή επικοινωνίας οδηγεί, συχνά, σε παράλυση κάτω από το επίπεδο βλάβης. Ωστόσο, ο ΝΜ καταφέρνει και διατηρεί τους νευρώνες που έχουν πιθανότητες να αποκατασταθούν μέσω της κινητικής εκπαίδευσης. Με αυτόν τον τρόπο διεγείρεται η πλαστικότητα του ΝΜ, δηλαδή, η ικανότητα άλλων νευρώνων να παίρνουν τον ρόλο αυτών που έχουν υποστεί την βλάβη. Η αποκατάσταση μέσω χρήσης ρομποτικών συστημάτων παρέχει ρυθμικά αισθητηριακά ερεθίσματα στο ΝΜ οδηγώντας εντέλει στην εκ-νέου ενεργοποίηση μυών. Συνεπώς, επέρχεται ενδυνάμωση μυϊκού ιστού, εξαλείφοντας τυχόν μυϊκές ατροφίες που έχουν προκληθεί κάτω από το επίπεδο της βλάβης, παρέχοντας την δυνατότητα αποκατάστασης της βάρδιας του ατόμου με ΚΝΜ (Bui et.al., 2016). Τα αισθητηριακά ερεθίσματα στα κάτω άκρα οδηγούν σε προσαρμοστικές τροποποιήσεις στα κέντρα των κινητικών νευρώνων μετά από μία κεντρική ή περιφερική βλάβη (Pearson, 2000). Μετά από μία χρονική περίοδο εκπαίδευσης τα αποτελέσματα που προκύπτουν, κάτω από νέες συνθήκες πια, αφορούν τον σχηματισμό ή την επαναβαθμονόμηση των κινητικών λειτουργιών για μία συγκεκριμένη δραστηριότητα (Lam et.al., 2005).

Η σωματική υποστήριξη του ατόμου προσφέρει στον ασθενή την δυνατότητα να χειρίζεται το βάρος του, με τέτοιο τρόπο ώστε να μπορεί ταυτοχρόνως να εκτελεί και τα βήματα με ασφάλεια πάνω στον ηλεκτρικό διάδρομο (Lam et.al., 2015). Είναι πλέον εφικτό τα άτομα με ΚΝΜ να καταφέρουν να κερδίσουν την περιπατητική τους λειτουργία ειδικά μέσω εξειδικευμένης, εντονότερης και επαναλαμβανόμενης άσκησης που προσφέρουν τα ρομποτικά μηχανήματα (Lam et.al., 2015). Ωστόσο, χρειάζεται ο θεραπευτής να ακολουθεί κάθε φορά κάποια συγκεκριμένη μεθοδολογία που αποσκοπεί, αφενός, στην ασφάλεια του ασθενή και, αφετέρου, στην καλύτερη λήψη αποτελεσμάτων.

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Πρίν από κάθε θεραπεία με κάποιο ρομποτικό βοήθημα είναι χρήσιμο να γίνονται οι απαραίτητες μετρήσεις για την καλύτερη παρακολούθηση των ασθενών. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν: τους καρδιακούς παλμούς, την αρτηριακή πίεση και τα επίπεδα σπαστικότητας. Τα επίπεδα σπαστικότητας μετριοούνται μέσω της κλίμακας Ashworth που έχει ήδη αναφερθεί. Επίσης, τα επίπεδα πόνου και κόυρασης παρακολουθούνται κατά τη διάρκεια της θεραπείας, χρησιμοποιώντας διάφορες αναλογικές κλίμακες. Σε κάθε συνεδρία, πρίν, μετά και κατά τη διάρκεια αυτής ελέγχονται τυχόν δερματικές αλλαγές που μπορεί να έχουν προκληθεί από την επαφή του δέρματος με το μηχανήμα (Benson et.al., 2018).

Η ρύθμιση υποστήριξης του σωματικού βάρους εξαρτάται από την κρίση του κάθε θεραπευτή. Μπορεί κάποιος να ξεκινήσει με περισσότερη υποστήριξη στην αρχή και έπειτα να ελαττώνεται ή να ξεκινήσει, εάν το κρίνει, με την ελάχιστη δυνατή υποστήριξη βάρους που μπορεί να παρέχει το βοήθημα, με τέτοιο τρόπο ώστε ο ασθενής να κάνει τα βήματα με ασφάλεια πάνω στον ηλεκτρικό διάδρομο. Η ανασήκωση του σωματικού βάρους πρέπει να γίνεται μέχρι το σημείο που τα γόνατα και τα ισχία δεν λυγίζουν κατά τη φάση στήριξης (Musselman et.al., 2009). Στην πρώτη συνεδρία η ταχύτητα ξεκινάει από την ελάχιστη που προσφέρει το κάθε βοήθημα (π.χ. στο Lokomat ξεκινάει από 1.0 km/h). Στην συνέχεια, ο θεραπευτής θα

πρέπει να παρατηρεί πώς εκτελεί τις κινήσεις ο ασθενής, με τί ευκολία ή δυσκολία τις πραγματοποιεί και γενικότερα την στάση του σωματός του, και αναλόγως να κρίνει εάν θα αυξηθεί περαιτέρω η ταχύτητα. Εάν μπορεί το άτομο να συνεχίσει για 5 λεπτά σε μία συγκεκριμένη ταχύτητα τότε μπορεί να αυξάνεται κατά 0.1 km/h κάθε φορά (Lam et.al., 2015). Ωστόσο, σε κάποιες περιπτώσεις κρίνεται προτιμότερο να μειώνεται η υπόσθηξη σωματικού βάρους αντί να αυξάνεται η ταχύτητα προκειμένου να δυσκολέψει το επίπεδο κινητικότητας (Musselman et.al., 2009). Ο θεραπευτής θα πρέπει, παράλληλα, να παρατηρεί για τυχόν συμπτώματα που σχετίζονται με το ΑΝΣ όπως είναι: η παραπάνω έκκριση ιδρώτα, η ζάλη, η ναυτία και η θολή όραση (Lam et.al., 2015).

Στις περιπτώσεις που κάποια μηχανήματα μπορούν να ασκήσουν αντίσταση στα κάτω άκρα του ασκούμενου, όπως είναι για παράδειγμα το Lokomat, ζητείται από το άτομο να εκτελέσει, εφόσον δεν υπάρχει πλήρης παράλυση κάτω από το επίπεδο βλάβης, ισομετρική σύσπαση προκειμένου να καταγραφθεί η μυϊκή ικανότητα των/του κάτω άκρου. Αυτό γίνεται, αφού ο ασθενής έχει προσδεθεί στο μηχάνημα, έχει ανασηκωθεί με την βοήθεια της σωματικής υποστήριξης και έχει τοποθετηθεί το άκρο σε 30 μοίρες κάμψης ισχίου και σε 45 μοίρες κάμψης γόνατος. Η μέτρηση καταγράφεται και ορίζεται πλέον από το μηχάνημα πόση αντίσταση θα δοθεί στα κάτω άκρα του ασθενή. Εν αντιθέσει, τα άτομα των οποίων τα κάτω άκρα είναι σε πλήρη παράλυση, το μηχάνημα τα κινεί παθητικά σύμφωνα με τις φυσιολογικές κινήσεις της βάρδισης που έχουν καθοριστεί από τον θεραπευτή (Lam et.al., 2015). Η εκπαίδευση πάνω στον ηλεκτρικό διάδρομο μπορεί να διαρκέσει από 30 μέχρι και 60 λεπτά, ενώ μέσα στην εβδομάδα οι συνεδρίες μπορεί να είναι από 3 και πάνω, προκειμένου να επιτευχθούν τα αποτελέσματα που επιθυμεί ο θεραπευτής. Ο θεραπευτής θα κρίνει την διάρκεια αλλά και την συχνότητα των συνεδριών (Shin et.al., 2014, Nam et.al., 2017, Mekki et.al., 2018, Fleerkotte et.al., 2014).

5.4. Πλεονεκτήματα-Μειονεκτήματα Ρομποτικών Βοηθημάτων

Το περισσότερο ποσοστό της νευρολογικής αποκατάστασης επανέρχεται μέσα στους πρώτους μήνες μετά την κάκωση που έχει υποστεί ο ΝΜ. Συνεπώς, η γρήγορη έναρξη του προγράμματος αποκατάστασης παίζει σημαντικό ρόλο στη βελτίωση πλαστικότητας. Παρ' όλ' αυτά, χρειάζονται τουλάχιστον 2 εβδομάδες αναμονής, προτού ξεκινήσει η εκπαίδευση (Morawetz et.al., 2013). Οι ασθενείς που ξεκίνησαν την αποκατάσταση 4 εβδομάδες μετά την ΚΝΜ είχαν αναπτύξει πιο γρήγορη ταχύτητα και κάλυπταν μεγαλύτερες αποστάσεις σε λιγότερο από 6 μήνες (Shin et.al., 2014). Κατά την εκπαίδευση του ασθενούς με την χρήση των ρομποτικών βοηθημάτων, προκύπτουν κάποια σημαντικά οφέλη τα οποία σχετίζονται με αρκετά συστήματα του ανθρώπινου σώματος, τα οποία με τη σειρά τους συμβάλουν στη βελτίωση βάρδισης του ατόμου. Τα ρομποτικά μηχανήματα προσφέρουν τη δυνατότητα στον ασκούμενο να πραγματοποιήσει μέχρι και 1000 βήματα κατά τη διάρκεια άσκησης, διάρκειας 30 λεπτών, συγκριτικά με την συμβατική θεραπεία στην οποία ο ασθενής κάνει το πολύ 50-100 βήματα (Nam et.al., 2017). Συνεπώς, το πρώτο πλεονέκτημα που προκύπτει είναι η δυνατότητα εντονότερης άσκησης πάνω στον ηλεκτρικό διάδρομο, η οποία δεν κουράζει περισσότερο τον ασθενή από μία συμβατική θεραπεία, οπότε γίνεται εφικτή η αύξηση διάρκειας της άσκησης. Ωστόσο, η ένταση της άσκησης εξαρτάται από τον συνδυασμό της διάρκειας της θεραπείας, της ταχύτητας βάρδισης, της συχνότητας των συνεδριών και του ποσοστού ανύψωσης του σωματικού βάρους (Fleerkotte et.al., 2014).

Επιπλέον, ο φυσικοθεραπευτής δεν χρειάζεται να καταβάλει επιπλέον χειρωνακτική βοήθεια ή καθοδήγηση προκειμένου το άτομο να βαδίσει, αφού το βοήθημα προσφέρει ασφάλεια και τόση, όση καθοδήγηση χρειάζεται ο ασθενής (Nam et.al., 2017, Swinnen et.al., 2010). Εκτός αυτών, φαίνεται ότι το ανθρώπινο σώμα επωφελείται και σε άλλα, διαφορετικά επίπεδα. Κάποια απ' αυτά τα ωφέλη αφορούν το καρδιαγγειακό σύστημα, το κυκλοφορικό, το καρδιαναπνευστικό, το ουροποιητικό, το πεπτικό, το μυϊκό, το νευρικό και το σκελετικό σύστημα του ανθρώπου (Mekki et.al., 2018, Hoekstra et.al., 2013, Morawetz and Moffat, 2013, Nam et.al., 2017, Holanada et.al., 2017).

ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Είναι γνωστό ότι, τα άτομα με ΚΝΜ είναι περισσότερο εκτεθειμένα σε παθήσεις που αφορούν το καρδιαγγειακό σύστημα, που σε συνδυασμό με την ΚΝΜ μπορεί να αποβεί ακόμα και θανατηφόρο (Bauman and Sprungen, 2008, Hagen et.al., 2010). Ένας σημαντικός παράγοντας στις παθήσεις του καρδιαγγειακού είναι η παχυσαρκία, η οποία σχετίζεται έμμεσα με τα άτομα που πάσχουν από ΚΝΜ, λόγω της μειωμένης ικανότητας για φυσική άσκηση. Συνεπώς, μειώνεται η μυϊκή μάζα και την θέση της παίρνει ο λιπώδης ιστός. Η παχυσαρκία είναι μέρος του μεταβολικού συνδρόμου που περιλαμβάνει την ανωμαλία στην λειτουργία των λιπιδίων και την εξασθένιση αντοχής της γλυκόζης. Η άσκηση κρίνεται απαραίτητη ως πρώτη επιλογή αντιμετώπισης της παχυσαρκίας. Ο καρδιακός παλμός και η κατανάλωση του οξυγόνου αυξάνονται κατά τη διάρκεια του περπατήματος πάνω στον ηλεκτρικό διάδρομο, φτάνοντας περίπου στο μισό του μέγιστου φυσιολογικού καρδιακού παλμού. Αυτό οφείλεται στην έντονη άσκηση που επιτυγχάνεται με τα ρομποτικά βοήθημα (Asselin et.al., 2015, Evans et.al., 2015). Επιπλέον, το επίπεδο της ινσουλινηκής αντίστασης μειώνεται, αποτρέποντας την αθηροθρόμβωση και το έμφραγμα μυοκαρδίου (Kressler et.al., 2018).

ΚΑΡΔΙΟΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Οι καρδιοαναπνευστικές και μεταβολικές αλλαγές διαφέρουν από άτομο σε άτομο, καθώς εξαρτώνται από τη σοβαρότητα και το επίπεδο βλάβης της ΚΝΜ. Γενικά, η αποκατάσταση της κινητικής λειτουργίας χρησιμοποιώντας τα ρομποτικά μηχανήματα απαιτεί λιγότερη κατανάλωση ενέργειας, ενώ αποτελεί, παράλληλα, μία λιγότερο στρεσογόνο κατάσταση για τον ασθενή, συγκριτικά με την συμβατική θεραπεία. Ωστόσο, ο τύπος του ρομποτικού μηχανήματος, η ταχύτητα, το ποσοστό ανύψωσης σώματος και το ποσοστό προσπάθειας από τον ασθενή παίζουν καταλυτικό ρόλο στην αντίδραση του καρδιοαναπνευστικού συστήματος. Σε υποστήριξη του σώματος στο 30% και στο 50% του συνολικού βάρους του ασθενή, η καρδιακή συχνότητα και το χρονικό διάστημα του αερισμού ήταν χαμηλότερα σε ποσοστό, από ότι στους ασθενείς που δεν δέχθηκαν καμία υποστήριξη σώματος (Lefebber et.al., 2016, Hoekstra et.al., 2013). Επίσης, το περπάτημα μέσω του Lokomat απαιτεί περισσότερη ενέργεια σε σχέση με το περπάτημα πάνω σε έναν απλό ηλεκτρικό διάδρομο (van Neunen et.al., 2012). Επιπλέον, στα συστήματα τύπου end-effector όταν δεν υφίσταται η σωματική υποστήριξη απαιτείται περισσότερη χρήση ενέργειας από την απλή βάδιση σε ηλεκτρικό διάδρομο (Lefebber et.al., 2016). Σε γενικές γραμμές, παρατηρείται ότι τα καρδιακά και μεταβολικά στοιχεία μειώνονται όσο αυξάνεται το ποσοστό ανύψωσης του σώματος (Dellus et.al., 2014, Israel et.al., 2006). Όσο περισσότερη είναι η βοήθεια και η καθοδήγηση από το ρομποτικό μηχανήμα, τόσο μειώνονται και τα επίπεδα καρδιακής συχνότητας, υποδηλώνοντας έτσι την άμεση επιρροή που έχει η εκπαίδευση με ρομποτικά

βοηθήματα στην αύξηση, ή μη, της δαπάνης ενέργειας (Holanda et.al., 2017). Συνεπώς, η χρήση των ρομποτικών συστημάτων καθίσταται κατάλληλη για άτομα με KNM που παρουσιάζουν συνοδά καρδιοαναπνευστικά προβλήματα (Delussu et.al., 2014).

ΠΕΠΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Μία κοινή δευτερογενής επιπλοκή της KNM είναι η δυσκινησία του παχέος εντέρου καθώς και η παρατεταμένη εκκένωσή αυτού (Lynch et.al., 2001). Η λειτουργικότητα του επωφελείται από την βελτίωση της όρθιας στάσης που προκύπτει μέσα από την εκπαίδευση με τα ρομποτικά συστήματα, και κατ' επέκταση από την γενική, βελτιωμένη εντερική κινητικότητα (Mekki et.al., 2018). Μειώνεται το χρονικό διάστημα εκκένωσης του παχέος εντέρου, μειώνονται οι δόσεις κλύσματος που χρειάζεται το άτομο και πλέον ο ασθενής νιώθει ο ίδιος βελτίωση στην εντερική κοιλότητά του (Esquenazi et.al., 2012, Mekki et.al., 2018, Huang et.al., 2015). Επιπλέον, κάποιοι ασθενείς ισχυρίστηκαν ότι μετά το πρώτο μισάωρο άσκησης πάνω σε ρομποτικό βοήθημα μπορούσαν να “ελέγχουν” καλύτερα τις κινήσεις του εντέρου (Kozlowski et.al., 2015).

ΣΚΕΛΕΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Ακόμα μία δευτερογενής επιπλοκή μετά από KNM είναι η μείωση οστικής πυκνότητας, η οποία δημιουργεί άλλα συνοδά προβλήματα, όπως είναι, για παράδειγμα, η οστεοπώρωση και η προδιάθεση σε κατάγματα, κυρίως στο μηρό και στην κνήμη (Bauman, Sprungen, 2000, Ashe et.al., 2007, Smith, Carroll, 2011). Η μείωση οστικής πυκνότητας προκαλείται από έναν συνδυασμό παραγόντων που περιλαμβάνουν αλλαγές στον μεταβολισμό των οστών, εξαιτίας ορμονικών ελλειμμάτων και ανωμαλιών κυκλοφορίας του αίματος, που μπορούν να προκαλέσουν διαφοροποιήσεις στα οστικά κύτταρα (Maimoun et.al., 2006). Σε πολλές περιπτώσεις μετά από κάποιο χρονικό διάστημα παρατηρήθηκε ότι η οστεοπώρωση βελτιώθηκε, καταλήγοντας πλέον σε οστεοπενία (Karelis et.al., 2017). Ωστόσο, θα πρέπει να υπάρξει προσοχή στο πρώτο διάστημα, που ο σκελετικός ιστός είναι ακόμα αδύναμος, καθώς σε συνδυασμό με τα ρομποτικά στοιχεία που εφαρμόζονται στα κάτω μέλη του ασθενή, μπορεί να προκληθούν κατάγματα (He et.al., 2017, Cervinka et.al., 2017).

ΜΥΪΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Μέσω της εκπαίδευσης με τα ρομποτικά συστήματα επέρχεται αύξηση του μυϊκού ιστού, που συνεπάγεται με μείωση του ποσοστού του λίπους στο ανθρώπινο σώμα. Αυτό οφείλεται στην ενδυνάμωση του μυϊκού ιστού που συμβαίνει μέσω της άσκησης. Ωστόσο, είναι γνωστό ότι η άσκηση, και συνεπώς η ενδυνάμωση, μπορεί να προκληθεί με πολλούς τρόπους, όχι απαραίτητα μόνο με τη χρήση ρομποτικών βοηθημάτων (Mekki et.al., 2018). Σε έρευνες που έχουν διεξαχθεί φαίνεται ότι η θεραπεία με ρομποτικές συσκευές δεν έχει μεγάλες διαφορές, σε μυϊκό επίπεδο, σε σχέση με την συμβατική φυσικοθεραπεία (Fleerkotte et.al., 2014). Ωστόσο, έχουν βρεθεί και έρευνες στις οποίες η μυϊκή ενδυνάμωση με ρομποτική συσκευή έχει καλύτερα αποτελέσματα από ότι η κανονική εκπαίδευση βάρδισης που γίνεται στο έδαφος. Πρέπει να γίνει, όμως, κατανοητό ότι οι νευρολογικά αδύναμοι μύς δεν ανταποκρίνονται με τον ίδιο τρόπο στις παρεμβάσεις, με τους μύς που έχουν επηρεαστεί από την KNM (Aravind et.al., 2018).

ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΒΑΔΙΣΗΣ

Μέσω της εκπαίδευσης βάρδισης με τις ρομποτικές συσκευές επηρεάζονται, επίσης, και η ταχύτητα βάρδισης, το μέγεθος του διασκελισμού, η συμμετρία μεταξύ των δύο κάτω άκρων, η αντοχή βάρδισης, ο χρόνος στον οποίο μπορεί να καλύψει μία συγκεκριμένη απόσταση ο ασθενής, ο χρόνος που χρειάζεται για να ολοκληρώσει έναν κύκλο βάρδισης, ο χρόνος στον οποίο αντέχει την όρθια στάση, και η ισορροπία κατά τη διάρκεια της βάρδισης στο έδαφος, κατά την καθιστή και όρθια στάση (Morawetz and Moffat, 2013, Hoekstra et.al., 2013, Fleerkotte et.al., 2014). Αυτοί οι παράμετροι μετριοούνται πριν την έναρξη εκπαίδευσης του προγράμματος αλλά και μετά απο αυτήν, περίπου σε διάστημα 8 μηνών.

Η ταχύτητα βάρδισης μετριέται μέσω του 10-Metre Walk Test (10MWT), στο οποίο οι ασθενείς καλούνται να βαδίσουν μία απόσταση 10 μέτρων σε ταχύτητα που εκείνοι νιώθουν άνετα. Η απόσταση/αντοχή μετριέται μέσω του 6-Minute Walk Test (6MWT), στο οποίο οι συμμετέχοντες πρέπει να βαδίσουν για 6 λεπτά σε ότι ταχύτητα θέλουν. Με το Timed Up and Go (TUG) test εξετάζεται ο συνδυασμός της ισορροπίας κατά τη βάρδιση, η ταχύτητα βάρδισης και οι μεταφορές από καθιστή σε όρθια θέση και το ανάποδο. Στο TUG τεστ ο συμμετέχων καλείται να σηκωθεί από την καρέκλα, να περπατήσει για 3 μέτρα, να επιστρέψει και να καθήσει ξανά στην καρέκλα. Οι μετρήσεις αυτές γίνονται και σε περίπτωση που ο ασθενής χρησιμοποιεί κάποιο βοήθημα, είτε πατερίτσα είτε κάποιο φορητό ρομποτικό βοήθημα, εφόσον τα χρησιμοποιούσε και πριν την έναρξη προγράμματος (van Nunen et.al., 2012, Wirz et.al., 2015, Fleerkotte et.al., 2014).

Το 10MWT έδειξε σε πολλές έρευνες ότι η ταχύτητα βάρδισης είχε βελτιωθεί (van Nunen et.al., 2012, Wirz et.al., 2015, Holanda et.al., 2017). Μετά απο μετρήσεις βρέθηκε ότι κάποιοι ασθενείς με ASIA C κατάφεραν να περπατήσουν ανεξάρτητοι για τουλάχιστον 150 μέτρα σε ταχύτητα 0.78 m/s, και να καλύψουν απόσταση 212m σε 6 λεπτά βάρδισης (Dobkin et.al., 2007). Επίσης, τα άτομα με ASIA C και D είναι πιο πιθανό να βαδίσουν ανεξάρτητα σε μεγαλύτερες ταχύτητες σε διάστημα 6 μηνών (Dobkin et.al., 2007). Ωστόσο, οι ασθενείς με ASIA C που είναι τετραπληγικοί δεν έδειξαν βελτίωση εξαιτίας του ελλιπούς ελέγχου του κορμού (Hwang et.al., 2017). Τα άτομα που είχαν ήδη μία καλή ισορροπία έδειξαν μεγαλύτερη βελτίωση στην ταχύτητα (Hwang et.al., 2017). Θεωρείται ότι, τα άτομα με KNM πρέπει να έχουν ήδη έως κάποιο βαθμό κινητικότητας, ώστε να επωφεληθούν απο τα ρομποτικά συστήματα (Field-Fote et.al., 2011). Καλύτερα αποτελέσματα έδειξαν, όμως, τα άτομα που είχαν χαμηλή ταχύτητα βάρδισης, με λιγότερη διάρκεια πάνω στον ηλεκτρικό διάδρομο, υποδηλώνοντας ότι η ενεργή συμμετοχή του ασθενή είναι εξίσου σημαντική με τη διάρκεια της θεραπείας (Fleerkotte et.al., 2014). Η ταχύτητα βάρδισης βελτιώθηκε κατά 57% στα άτομα που ήταν πιο αργά (Swinnen et.al., 2010).

Το 6MWT έδειξε ότι οι ασθενείς μπορούσαν πλέον να καλύψουν αποστάσεις κατά 28,5m μεγαλύτερες μέσα σε 6 λεπτά (Fleerkotte et.al., 2014). Πράγμα που σημαίνει ότι η αντοχή βελτιώθηκε. Περισσότερη βελτίωση έδειξαν, όμως, τα άτομα που χρησιμοποίησαν τα ρομποτικά βοηθήματα, συγκριτικά με τα άτομα που δεν τα χρησιμοποίησαν για την θεραπεία τους (Swinnen et.al., 2010, Wirz et.al., 2015, Hwang et.al., 2017). Το ίδιο ισχύει και για την ταχύτητα (Nam et.al., 2017).

Καλύτερα αποτελέσματα στο TUG τεστ είχαν και τα άτομα που χρησιμοποίησαν ρομποτική συσκευή για την εκπαίδευση βάρδισής τους. Μεγαλύτερη βελτίωση υπήρξε στο αδύναμο άκρο από ότι στο δυνατό, ενώ σε κάποιες περιπτώσεις η βελτίωση ήταν ίση ή και αντίστροφη. Αυξήθηκε το εύρος τροχιάς του ισχίου αλλά και ο διασκελισμός,

που συνεπάγεται με τη βελτίωση της ισορροπίας και κατά τη βάρδια αλλά και κατά την καθιστή στάση (Fleerkotte et.al., 2014). Περισσότερη βελτίωση υπήρξε όταν η αποκατάσταση ξεκίνησε σε λιγότερο από 6 μήνες (Benito et.al., 2012). Μεγαλύτερη βελτίωση, επίσης, φάνηκε σε άτομα που ήταν μικρότερα σε ηλικία (Fleerkotte et.al., 2014).

Μετά από 8 εβδομάδες χρήσης ρομποτικών βοηθημάτων μειώθηκε η σπαστικότητα (Swinnen et.al., 2010). Ωστόσο, δεν υπάρχει μεγάλη διαφορά στη σπαστικότητα μεταξύ των ατόμων που χρησιμοποίησαν τα ρομποτικά συστήματα και αυτών που δεν τα χρησιμοποίησαν καθόλου (Nam et.al., 2017). Μετρήθηκαν 21 άτομα με KNM (ASIA A,B,D) για σπαστικότητα πριν και μετά μίας συνεδρίας με τη ρομποτική συσκευή, όπου τα νούμερα ήταν χαμηλότερα μετά την συνεδρία (Stampacchia et.al., 2016). Ωστόσο, σε κάποιους ασθενείς τα επίπεδα σπαστικότητας είτε έμειναν στάσιμα, είτε χειροτέρεψαν (Esquenazi et.al., 2012). Με την χρήση των ρομποτικών συστημάτων μειώνεται, παράλληλα, και ο νευροπαθητικός πόνος (Stampacchia et.al., 2016). Το 75% των ασθενών που κατατάσσονταν στην ASIA C μέσα στις πρώτες μέρες βελτιώθηκαν σε ASIA D ή έγιναν καλύτερα μέσα σε ένα χρόνο. Περίπου το 68% των ASIA C βελτιώθηκαν σε ASIA D 12 εβδομάδες μετά την έναρξη προγράμματος με ρομποτικά βοηθήματα. Οι ασθενείς που παραμένουν ASIA B μέχρι και 4 ή 8 εβδομάδες μετά την κάκωση, είναι λιγότερο πιθανό να αποκτήσουν την περιπατητική τους ικανότητα. Λίγοι κατάφεραν να κερδίσουν την κινητικότητά τους (Dobkin et.al., 2007). Οι ασθενείς με ASIA C ή D χρειάστηκαν λιγότερη στήριξη σώματος, ενώ κατάφεραν να κάνουν και κάποια ανεξάρτητα βήματα (Cote et.al., 2017).

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Κριτική-ερμηνεία αποτελεσμάτων

Τα αποτελέσματα που προκύπτουν από τις έρευνες είναι ότι έως ένα βαθμό τα ρομποτικά συστήματα μπορούν να επηρεάσουν θετικά τη βάρδια ενός ατόμου που έχει υποστεί ΚΝΜ. Ωστόσο, για να υπάρχουν οφέλη στη βάρδια θα πρέπει να γίνεται λόγος μόνο για τα άτομα που έχουν ατελή ΚΝΜ. Αυτό δεν σημαίνει, όμως, ότι τα άτομα με τέλεια κάκωση δεν μπορούν να επωφεληθούν απ' αυτά. Μπορούν να έχουν οφέλη, αλλά σε ότι αφορά το καρδιοαναπνευστικό τους, το καρδιαγγειακό τους και το σκελετικό τους σύστημα (Swinnen et.al., 2010). Μέσω της έντονης άσκησης που προσφέρουν τα ρομποτικά βοηθήματα φαίνεται ότι βελτιώνεται η λειτουργία του καρδιοαναπνευστικού, του καρδιαγγειακού, του πεπτικού, του σκελετικού, του πεπτικού αλλά και του μυϊκού τους συστήματος (Mekki et.al., 2018, Kressler et.al., 2018, Lefebber et.al., 2016, He et.al., 2017, Cervinka et.al., 2017, Aravind et.al., 2018). Επιπλέον, σε πολλά άτομα φάνηκε ότι υπήρξε βελτίωση στην ταχύτητα βάρδιας, παρόλο που οι ίδιοι οι ασθενείς υποστήριξαν ότι στην καθημερινότητά τους δεν αντιλαμβάνονταν κάποια διαφορά (π.χ. μπάνιο, ανεβοκατέβασμα σκαλοπατιών κλπ.) (Fleerkotte et.al., 2014, Field-Fote et.al., 2005).

Βελτιώθηκε η ισορροπία τους, μέσω της αύξησης μήκους βήματος και του εύρους τροχιάς, τόσο του ισχίου όσο και του γόνατος (Fleerkotte et.al., 2014, Swinnen et.al., 2010). Συνεπώς, με τη βελτίωση του εύρους τροχιάς του ισχίου και το γόνατος, ο ασθενής θα έχει μεγαλύτερο εύρος στην κάμψη ισχίου και στην ραχιαία κάμψη, κινήσεις οι οποίες χρειάζονται στη φάση αιώρησης. Παρ' όλ' αυτά δεν υπάρχει πρόθεση παράθεσης αποτελεσμάτων που να υποδηλώνουν ότι τα οφέλη των ρομποτικών συστημάτων είναι καλύτερα σχετικά με αυτά που επιτυγχάνονται από μια συμβατική θεραπεία. Αποδικνύεται, ωστόσο, ότι οι ασθενείς με ατελή ΚΝΜ έχουν ακόμα τη δυνατότητα βελτίωσης των κινητικών τους λειτουργιών όταν τους παρέχεται ένα εντονότερο πρόγραμμα αποκατάστασης (Fleerkotte et.al., 2014).

Περιοριστικοί παράγοντες της έρευνας

Αρκετοί περιορισμοί προκύπτουν, όμως, από τις έρευνες. Οι πρώτοι και κύριοι περιορισμοί αφορούν το μικρό σχετικά δείγμα ανθρώπων που χρησιμοποιήθηκαν για τις έρευνες αυτές αλλά και την έλλειψη ομοιογένειας που υπήρχε στις ομάδες. Το μικρό δείγμα ερευνών οφείλεται στο κόστος της θεραπείας με τα ρομποτικά μηχανήματα αλλά και στην δύσκολη διαθέσιμότητά τους (Swinnen et.al., 2010). Υπήρχαν διαφορές στην ηλικία των ατόμων, στο ύψος τους, στα κιλά τους, στο επίπεδο κάκωσή τους και στη σοβαρότητα αυτής (Dobkin et.al., 2007, Evans et.al., 2015, Field-Fote et.al., 2011, Hoekstra et.al., 2013, Fleerkotte et.al., 2014, Hoekstra et.al., 2013, Evans et.al., 2015). Τα περισσότερα άτομα κατατάσσονταν στην κλίμακα AISIA C και D. Αυτό εξηγείται γιατί σε πολλές από αυτές τις έρευνες προτιμήθηκαν άτομα που ήδη είχαν μία κινητικότητα, όπως είναι η παρατεταμένη διάρκεια όρθιας στάσης ή η ικανότητα ενός, τουλάχιστον, βήματος χωρίς να υπάρχει βοήθεια (Field-Fote et.al., 2011, Fleerkotte et.al., 2014). Στην έρευνα, επίσης, των Field-Fotte et.al., (2005) βασική προϋπόθεση για την συμμετοχή στην έρευνα τους ήταν να έχουν την ικανότητα οι ασθενείς να μετακινούνται από την καθιστή θέση στην όρθια, με όσο το δυνατόν λιγότερη βοήθεια γίνεται. Άλλο ένα πρόβλημα που παρατηρήθηκε είναι ότι κάποιοι ασθενείς ξεκίνησαν την εκπαίδευση με τα ρομποτικά συστήματα σε

διαφορετική χρονική περίοδο μετά την KNM, ενώ τα περισσότερα άτομα είχαν υποστεί την κάκωση στο A5-A6 σπονδυλικό επίπεδο (Swinnen et.al., 2010), ενώ, σε άλλες έρευνες οι κακώσεις κυμαίνονταν πάνω από τον Θ10 σπόνδυλο (Field-Fote et.al., 2005, Swinnen et.al., 2010).

Επίσης, σε κάθε έρευνα η ταχύτητα του ηλεκτρικού διαδρόμου που χρησιμοποιήθηκε για την εκπαίδευση βάρδισης ήταν διαφορετική (Field-Fote et.al., 2005, Dobkin et al., 2007). Σε όλες τις έρευνες απείχαν ασθενείς με ιατρικές επιπλοκές όπως είναι η οστεοαρθρίτιδα, τα κατάγματα των κάτω άκρων, τα ψυχιατρικά προβλήματα, τα πρόβλημα στην επικοινωνία. Ενώ, και σε κάποιες δεν έλαβαν μέρος άτομα με καρδιαγγειακά προβλήματα (Field-Fote et.al., 2005, Field-Fote et al., 2011). Διάφοροι τύποι ρομποτικών βοηθημάτων, επίσης, χρησιμοποιήθηκαν, με κύριο ρόλο να κατέχει το Lokomat, ενώ λίγες ήταν εκείνες που χρησιμοποίησαν το LOPES και το ALEX (Zhang et.al., 2017, Stegall et.al., 2017). Κάποιες έρευνες, ωστόσο, ακολούθησαν συγκεκριμένο πρωτόκολλο εκπαίδευσης βάρδισης (Werning et.al., 1999, Behrman and Harkema, 2000), ενώ οι συχνότητες των συνεδριών ήταν διαφορετικές σχεδόν σε όλες τις έρευνες και κάποια άτομα έκαναν είτε πριν, είτε παράλληλα κάποιες θεραπείες με τον φυσικοθεραπευτή (Nam et.al., 2017, Dobkin et.al., 2007, Field-Fote et.al., 2005).

Προτάσεις για μελλοντικές έρευνες

Φαίνεται, λοιπόν, ότι η θεραπεία με τα ρομποτικά συστήματα είναι πολλά υποσχόμενη και μπορεί να βελτιώσει κατά πολύ την κινητικότητα των ατόμων με KNM, παρόλο που εμπλέκονται αρκετοί παράγοντες σ' αυτό. Ωστόσο, θα πρέπει να διεξαχθούν περισσότερες έρευνες πάνω σε αυτό, προκειμένου να θεωρηθεί από όλους αληθές. Θα πρέπει να υπάρξει μία πιο ελεγχόμενη ομάδα συμμετεχόντων στην οποία να υπάρχει ομοιογένεια. Καλό θα ήταν επίσης, να συγκριθούν ακόμα περισσότερα αποτελέσματα που προκύπτουν από τα ρομποτικά συστήματα με αυτά των κανονικών θεραπειών. Επίσης, έπειτα από το διάστημα της θεραπείας θα πρέπει να επαληθευτεί αν, όντως, τα άτομα με KNM έχουν βοηθηθεί στην καθημερινότητά τους, είτε από άποψη κινητική είτε από άποψη ψυχολογική. Γι' αυτό θα πρέπει να καταγραφεί η ποιότητα ζωής τους αλλά και η κοινωνική τους συμμετοχή σε βάθος χρόνου. Παρ' όλ' αυτά, η συνεργασία των φυσικοθεραπευτών και των ρομποτικών βοηθημάτων μπορεί να επιφέρει τα καλύτερα δυνατά αποτελέσματα στην βάρδιση των ασθενών με ατελή KNM.

ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ

1. Alkjaer T., Simonsen E.B., Dyhre-Poulsen P., 2001, Comparison of inverse dynamics calculated by two-and three-dimensional models during walking, *Gait Posture*, 13(2):73-7
2. Anderson F.C., Pandy M.G., 2003, Individual muscle contribution to support in normal walking, *Gait Posture*, 17(2): 159-69
3. Andriacchi T.P., Alexander E.J., 2000, Studies of human locomotion: past, present and future, *J Biomech*, 33(10): 1217-24
4. Angeli C.A., Boakye M., Morton R.A., Vogt J., Benton K., Chen Y., Ferreira C.K., Harkema S.J., 2018, Recovery of Over-Ground Walking After Chronic Motor Complete Spinal Cord Injury, *N Engl J Med*, 379(13): 1244-1250
5. Angeli C.A., Edgerton V.R., Gerasimenko Y.P., Harkema S.J., 2014, Altering spinal cord excitability enables voluntary movements after chronic complete paralysis in humans, *Brain*, 137(5): 1394-1409
6. Annaswany T.M., Giddings C.J., Dela Croce U., Kerrigan D.C., 1999, Rectus Femoris: Its Role in Normal Gait, *Arch Phys Med Rehabil*, 80(8): 930-4
7. Apkarian J., Naumann S., Cairns B., 1989, A three dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb, *J Biomech*, 22(2): 143-55
8. Aravind N., Harvey L.A., Glinsky J.V., 2019, Physiotherapy interventions for increasing muscle strength in people with spinal cord injuries: a systematic review, *Spinal Cord* 57, pages 449–460
9. Arnold A.S., Anderson F.C., Pandy M.G., Delp S.L., 2005, Muscular Contributions to Hip and Knee Extension During the Single Limb Stance Phase of Normal Gait: A Framework for Investigating the Causes of Crouch Gait, *J Biomech*, 38(11): 2181-9
10. Ashe M.C., Craven C., Eng J.J., Krassioukov A., 2007, the SRT. Prevention and Treatment of Bone Loss after a Spinal Cord Injury: A Systematic Review, *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 13(1):123-45
11. Asselin P., Knezevic S., Kornfeld S., Cirnigliaro C., AgranovaBreyter I., Bauman W.A., 2015, Heart rate and oxygen demand of powered exoskeleton-assisted walking in persons with paraplegia, *J Rehabil Res Dev.*, 52(2):147-58
12. Aurich-Schuler T., Grob F., van Hedel H.J., Labruyère R., 2017, Can lokomat therapy with children and adolescents be improved? An adaptive clinical pilot trial comparing guidance force, path control, and freed., *J NeuroEngineering Rehabilitation*, 14(1):76
13. Banala S.K., Kim S.H., Agrawal S.K., Scholz J.P., 2009, Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX), *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*, 17(1):2-8
14. Baroso F., Santos C., Moreno J., 2013, Influence of the robotic exoskeleton Lokomat of the control of human gait: An electromyographic and Kinematic analysis, *IEEE 3rd Portuguese Meeting in Bioengineering (ENBENG)*, 13529973
15. Bauman W.A., Spungen A.M., 2000, Metabolic changes in persons after spinal cord injury, *Phys Med Rehabil Clin N Am.*, 11(1):109- 40
16. Bauman W.A., Spungen A.M., 2008, Coronary heart disease in individuals with spinal cord injury: assessment of risk factors, *Spinal Cord* 46, pages466–476
17. Benito-Penalva J., Edwards D.J, Opisso E., Cortes M., Lopez-Blazquez M., Murillo N., Costa U., Tormos J.M., Vidal-Samsó J., Valls-Solé J., Medina J., 2012, Gait training in human spinal cord injury using electromechanical systems: Effect of device type and patient characteristics, *Arch Phys Med Rehabil*, 93(3):404–412

18. Benson I., Hart K., Tussler D., van Middendorp J.J., 2016, Lower-limb exoskeletons for individuals with chronic spinal cord injury: findings from a feasibility study, *Clin Rehabil*, 30(1):73-84
19. Biewener A.A., Roberts T.J., 2000, Muscle and Tendon Contributions to Force, Work, and Elastic Energy Savings: A Comparative Perspective, *Exerc Sport Sci Rev*, 28(3): 99-107
20. Bjornshave Noe B., Mikkelsen E.M., Hansen R.M., Thygesen M., Hagen E.M., 2015, Incidence of traumatic spinal cord injury in Denmark 1990-2012: A hospital-based study, *Spinal Cord.*, 53(5):436-40
21. Blanc Y., Balmer C., Landis T., 1999, Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults, *Gait Posture*, 10(2): 97-108
22. Blanke D.J., Hageman P.A., 1989, Comparison of gait of young men and elderly men, *Phys Ther*, 69(2): 144-8
23. Boorman G.I., Hoffer J.A., Kallesoe K., Viberg D., Mah C., 1996, A Measure of Peripheral Nerve Stimulation Efficacy Applicable to H-reflex Studies, *Can J Neurol Sci*, 23(4): 264-70
24. Bracken M.B., Freeman D.H.Jr., Hellenbrand K., 1981, Incidence of acute traumatic hospitalized spinal cord injury in the United States, 1970 1977, *Am J Epidemiol*, 113(6):615-22
25. Buehner J.J., Forrest G.F., Schmidt-Read M., White S., Tansey K., Basso D.M., 2012, Relationship between ASIA examination and functional outcomes in the NeuroRecovery Network Locomotor Training Program, *Arch Phys Med Rehabil*, 93(9):1530-40
26. Bui T.V., Stifani N., Akay T., Brownstone R.M., 2016, Spinal microcircuits comprising dl3 interneurons are necessary for motor functional recovery following spinal cord transection, *Brain and Mind Research Institute*, e21715
27. Burns S., Biering-Sorensen F., Donovan W., Graves D.E., Jha A. , Johansen M., Jones L., Krassioukov A., Kirshblum S., Mulcahey M.J., Read M.S., Waring W., 2012, International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury, Revised 2011, *J Spinal Cord Med*, 34(6):535-46
28. Bye E.A., Harvey L.A., Gambhir A., Kataria C., Glinsky J.V., Bowden J.L., Malik N., Tranter K.E., Lam C.P., White J.S., Gollan E.J., Arora M., Gandevia S.C., 2016, Strength training for partially paralysed muscles in people with recent spinal cord injury: a within-participant randomised controlled trial, *Spinal Cord*, 55(5), 460–465
29. Cervinka T., Lynch C.L., Giangregorio L., Adachi J.D., Papaioannou A., Thabane L., Craven B.C., 2017, Agreement between fragility fracture risk assessment algorithms as applied to adults with chronic spinal cord injury, *Spinal Cord*, 55(11):985-93
30. Chang R.W., Dunlop D., Gibbs J., Hughes S., 1995, The Determinants of Walking Velocity in the Elderly. An Evaluation Using Regression Trees, *Arthritis Rheum*, 38(3): 343-50
31. Chao E.Y., Laughman R.K., Schneider E., Stauffer R.N., 1983, Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking, *J Biomech*, 16(3): 219-33
32. Chen B., Zi B., Qin L., Pan Q., 2020, State-of-the-art research in robotic hip exoskeletons: A general review, *J Orthop Translat*, 20: 4-13
33. Cheung E.Y.Y., Ka Ki Yu K., Kwan R.L.C., Ka Man Ng C., Chau R.M.W., Cheing G.L.Y., 2019, Effect of EMG-biofeedback robotic-assisted body weight supported

- treadmill training on walking ability and cardiopulmonary function on people with subacute spinal cord injuries- a randomized controlled trial, *BMC Neurol*, 19: 140
34. Colombo G., Jorg M., Dietz V., 2000, Driven gait orthosis to do locomotor training of paraplegic patients, *IEEE Institute of Electrical and Electronics Engineers*, 7017332
 35. Cote M.C., Murray M., Lemay M.A., 2017, Rehabilitation Strategies after Spinal Cord Injury: Inquiry into the Mechanisms of Success and Failure, *J Neurotrauma*, 15; 34(10): 1841–1857
 36. Cromwell R.L., Aadland-Monahan T.K., Nelson A.T., Stern-Sylvestre S.M., Seder B., 2001, Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion, *J Orthop Sports Phys Ther*, 31(5): 255-62
 37. Danner S.M., Hofstoetter U.S., Freundl B., Binder H., Mayr W., Rattay F., Minassian K., 2015, Human spinal locomotor control is based on flexibly organized burst generators, 138(3): 577-588
 38. Der Kooij H.V., Veneman J., Ekkelenkamp R., 2006, Design of a compliantly actuated exo-skeleton for an impedance controlled gait trainer robot, *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 189-93
 39. DeVita P., Hortobagyi T., 2000, Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait, *J Appl Physiol(1985)*, 88(5): 1804-11
 40. Diaz I., Gil J.J., Sanchez E., 2011, Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges, *Journal of Robotics*, 1-11
 41. Dietz V., Sinkjaer T., 2007, Spastic Movement Disorder: Impaired Reflex Function and Altered Muscle Mechanics, *Lancet Neurol*, 6(8): 725-33
 42. Dobkin B., Barbeau H., Deforge D., Ditunno J., Elashoff R., Apple D., Basso M., Behrman A., Fugate L., Harkema S., Saulino M., Scott M. and the Spinal Cord Injury Locomotor Trial Group Trial Group, 2007, The Evolution of Walking-Related Outcomes Over the First 12 Weeks of Rehabilitation for Incomplete Traumatic Spinal Cord Injury: The Multicenter Randomized Spinal Cord Injury Locomotor Trial, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21(1), 25–35
 43. Doke J., Donelan J.M., Kuo A.D., 2005, Mechanics and Energetics of Swinging the Human Leg, *J Exp Biol*, 208(3): 439-45
 44. Dujardin F.H., Roussignol X., Mejjad O., Weber J., Thomine J.M., 1997, Interindividual variations of the hip joint motion in normal gait, *Gait Posture*, 5(3): 246-250
 45. Esquenazi A., Talaty M., Packel A., Saulino M., 2012, The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury, *Am J Phys Med Rehabil.*, 91(11):911-21
 46. Evans N., Hartigan C., Kandilakis C., Pharo E., Clesson I., 2015, Acute Cardiorespiratory and Metabolic Responses During Exoskeleton-Assisted Walking Overground Among Persons with Chronic Spinal Cord Injury. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 21(2):122-32
 47. Fenuta A.M., Hicks A.L., 2014, Metabolic Demand and Muscle Activation during Different Forms of Bodyweight Supported Locomotion in Men with Incomplete SCI, *BioMed Research International*, 1–10
 48. Field-Fote E.C., Lindley S.D., Sherman A.L., 2005, Locomotor Training Approaches for Individuals With Spinal Cord Injury: A Preliminary Report of Walking-Related Outcomes, *J Neurol Phys Ther*, 29(3): 127-137
 49. Field-Fote E.C., Roach K.E., Notes A., 2011, Influence of a Locomotor Training Approach on Walking Speed and Distance in People With Chronic Spinal Cord Injury: A Randomized Clinical Trial, *Physical Therapy*, 91(1): 48-60

50. Fleerkotte B.M., Koopman B., Buurke J.H., van Asseldonk E.H.F., van der Kooij H., Rietman J.S., 2014, The effect of impedance-controlled robotic gait training on walking ability and quality in individuals with chronic incomplete spinal cord injury: an explorative study, *J Neuroloeng Rehabil*, 11: 26
51. Freivogel S., Mehrholz J., Husak-Sotomayor T., Schmalohr D., 2008, Gait training with the newly developed 'LokoHelp'-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury: A feasibility study, *Brain Inj.*, 22(7-8):625-32
52. Fukunaga T., Kubo K., Kawakami Y., Fukashiro S., Kanehisa H., Maganaris C.N., 2001, In vivo behaviour of human muscle tendon during walking, *Proc Biol Sci*, 268(1464): 229-233
53. Fung J., Barbeau H., 1989, A Dynamic EMG Profile Index to Quantify Muscular Activation Disorder in Spastic Paretic Gait, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 73(3): 233-44
54. Goldberg S.R., Anderson F.C., Pandy M.G., Delp S.L., 2004, Muscle That Influence Knee Flexion Velocity in Double Support: Implications for Stiff- Knee Gait, *J Biomech*, 37(8): 1189-96
55. Gottschall J.S., Kram R., 2003, Energy cost and muscular activity required for propulsion during walking, *J Appl Psysiol (1985)*, 94(5): 1766-72
56. Gottschall J.S., Kram R., 2005, Energy cost and muscular activity required for leg swing during walking, *J Appl Psysiol (1985)*, 99(1): 23-30
57. Griffin M.R., Opitz J.L., Kurland L.T., Ebersold M.J., O'Fallon W.M., 1985, Traumatic spinal cord injury in Olmsted County, Minnesota, 1935-1981, *Am J Epidemiol*, 121(6):884-95
58. Hageman P.A., Blanke D.J., 1986, Comparison of gait of young women and elderly women, *Phys Ther*, 66(9): 1382-7
59. Hagen E.M., Lie S.A., Rekand T., Gilhus N.E., Gronning M., 2009, Mortality after traumatic spinal cord injury: 50 years of follow-up, *Journal of Neurology Neurosurgery & Psychiatry*, 81(4), 368–373
60. Harnie J., Doelman A., Vette E., Audet J., Desrochers E., Gaudreault N., Frigon A., 2019, The Recovery of Standing and Locomotion After Spinal Cord Injury Does Not Require Task-Specific Training, *Centre de Recherche du CHUS*, 8: e50134
61. Hayes S.C., James Wilcox C.R., Forbes White H.S., Vanicek N., 2018, The effects of robot assisted gait training on temporal-spatial characteristics of people with spinal cord injuries: A systematic review, *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 41(5), 529–543
62. He Y., Eguren D., Luu T.P., Contreras-Vidal J.L., 2017, Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: a review, *Medical devices (Auckland, NZ)*, 10:89-107
63. Herzog W., Nigg B.M., Read L.J., Olsson E., 1989, Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait, *Med Sci Sports Exerc*, 21(1): 110-4
64. Hesse S., Sarkodie-Gyan T., Uhlenbrock D., 1999, Development of an advanced mechanised gait trainer, controlling movement of the centre of mass, for restoring gait in non-ambulant subjects, *Biomed Tech. (Berl)*, 44(7-8):194-201
65. Hesse S., Waldner A., Tomelleri C., 2010, Innovative gait robot for the repetitive practice of floor walking and stair climbing up and down in stroke patients., *J Neuroeng Rehabil.*, 28;7:30
66. Hesse S., Werner C., Bardeleben A., 2004, Electromechanical gait training with functional electrical stimulation: Case studies in spinal cord injury. *Spinal Cord*, 42(6):346–352

67. Hidler J.M., Rymer W.Z., 1999, A Simulation Study of Reflex Instability in Spasticity: Origins of Clonus, *IEEE Trans Rehabil Eng*, 7(3): 327-40
68. Hoekstra F., van Nunen M.P.M., Gerrits K.H.L., Stolwijk-Swüste J.M., Crins M.H.P., Janssen T.W.J., 2013, Effect of robotic gait training on cardiorespiratory system in incomplete spinal cord injury, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 50(10), 1411–1422
69. Holanda L.J., Silva P.M.M., Amorim T.C., Lacerda M.O., Simao C.R., Morya E., 2017, Robotic assisted gait as a tool for rehabilitation of individuals with spinal cord injury: a systematic review., *J Neuroeng Rehabil.*, 4;14(1):126
70. Hornby T.G., Zemon D.H., Campbell D., 2005, Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury, *Physical therapy*, 85(1):52–66
71. Huang Q., Yu L., Gu R., Zhou Y., Hu C., 2015, Effects of robot training on bowel function in patients with spinal cord injury, *J Phys Ther Sci.*, 27(5):1377-8
72. Hubli M., Dietz V., 2013, The physiological basis of neurorehabilitation - locomotor training after spinal cord injury, *J Neuroeng Rehabil.*, 10:5
73. Hwang S., Kim H.R., Han Z.A., Lee B.S., Kim S., Shin H., Moon J.G., Yang S.P., Lim Cho D.Y., Kim H., Lee H.J., 2017, Improved Gait Speed After Robot-Assisted Gait Training in Patients With Motor Incomplete Spinal Cord Injury: A Preliminary Study, *Annals of Rehabilitation Medicine*, 41(1), 34
74. Israel J.F., Campbell D.D., Kahn J.H., Hornby T.G., 2006, Metabolic Costs and Muscle Activity Patterns During Robotic- and Therapist-Assisted Treadmill Walking in Individuals With Incomplete Spinal Cord Injury, *Physical Therapy*, 86(11), 1466–1478
75. Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wooten M.E., Gaine J., Gorton G., Cochran G.V., 1989, Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait, *J Orthop Res*, 7(6): 849-60
76. Karelis A.D., Carvalho L.P., Castillo M.J., Gagnon D.H., AubertinLeheudre M., 2017, Effect on body composition and bone mineral density of walking with a robotic exoskeleton in adults with chronic spinal cord injury, *J Rehabil Med.*, 49(1):84-7
77. Kerrigan D.C., Riley P.O., Lelas J.L., Della Croce U., 2001, Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait, *Arch Phys Med Rehabil*, 82(2): 217-20
78. Kozlowski A.J., Bryce T.N., Dijkers M.P., 2015, Time and Effort Required by Persons with Spinal Cord Injury to Learn to Use a Powered Exoskeleton for Assisted Walking, *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 21(2):110-21
79. Kressler J., Wymer T., Domingo A., 2018, Respiratory, cardiovascular and metabolic responses during different modes of overground bionic ambulation in persons with motor-incomplete spinal cord injury: A case series, *J Rehabil Med.*, 50(2):173-80
80. Kuster M., Sakurai S., Wood G.A., 1995, Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking, *Clin Biomech*, 10(2): 79-84
81. Lafortune M.A., Cavanagh P.R., Sommer H.J., Kalenak A., 1992, Three-dimensional kinematics of the human knee during walking, *J Biomech*, 25(4): 347-57
82. Lam T., Pauhl K., Ferguson A., Malik R.N., Krassioukov A., Eng J.J., 2015, Training with robot-applied resistance in people with motor-incomplete spinal cord injury: Pilot study, *Rehabil Res Dev.*, 52(1):113-29
83. Lefeber N., Swinnen E., Kerckhofs E., 2016, The immediate effects of robot-assistance on energy consumption and cardiorespiratory load during walking

- compared to walking without robot-assistance: a systematic review, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 12(7), 657–671
84. Levine D., Colston M.A., Whittle M.W., Pharo E.C., Marcellin-Little D.J., 2007, Sagittal Lumbar Spine Position During Standing, Walking and Running at Various Gradients, *J Athl Train*, 42(1): 29-34
 85. Louie D.R., Eng J.J., Lam T., 2015, Gait speed using powered robotic exoskeletons after spinal cord injury: a systematic review and correlational study., *J Neuroeng Rehabil.*, 14;12:82
 86. Lynch A.C., Antony A., Dobbs B.R., Frizelle F.A., 2001, Bowel dysfunction following spinal cord injury, *Spinal Cord*, 39(4):193-203
 87. Macellari V., Giacomozzi C., Saggini R., 1999, Spatial-temporal parameters of gait: reference data and a statistical method for normality assessment, *Gait Posture*, 10(2): 171-81
 88. Maimoun L., Fattal C., Micallef J.P., Peruchon E., Rabischong P., 2006, Bone loss in spinal cord-injured patients: from physiopathology to therapy, *Spinal Cord.*, 44(4):203-10
 89. Manella K.J., Roach K.E., Field-Fote E.C., 2013, Operant Conditioning to Increase Ankle Control or Decrease Reflex Excitability Improves Reflex Modulation and Walking Function in Chronic Spinal Cord Injury, *J Neurophysiol*, 109(11): 2666-79
 90. Mckinley W.O., Tewksbury M.A., Mujteba N.M., 2002, Spinal stenosis vs traumatic spinal cord injury: a rehabilitation outcome comparison, *J Spinal Cord Med*, 25(1):28-32
 91. McPoil T., Cornwall M.W., 1994, Relationship between neutral subtalar joint position and pattern of rearfoot motion during walking, *Foot Ankle Int*, 15(3): 141-5
 92. Mehrholz J., Elsner B., Werner C., Kugler J., Pohl M., 2017, Electromechanical-assisted training for walking after stroke, *Stroke*, 44(10):127-8
 93. Mekki M., Delgado A.D., Fry A., Putrino D., Huang V., 2018, Robotic Rehabilitation and Spinal Cord Injury: a Narrative Review, *Neurotherapeutics*, 15(3), 604–617
 94. Morawietz C., Moffat F., 2013, Effects of Locomotor Training After Incomplete Spinal Cord Injury: A Systematic Review, *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 94(11):2297-308
 95. Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964, Walking patterns of normal men, *J Bone Joint Surg Am*, 46: 335-60
 96. Murray M.P., Sepic S.B., Barnard E.J., 1967, Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking, *Phys Ther*, 47(4): 272-84
 97. Musselman K.E., Fouad K., Misiaszek J.E., Yang J.F., 2009, Training of Walking Skills Overground and on the Treadmill: Case Series on Individuals With Incomplete Spinal Cord Injury, *Physical Therapy*, 89(6):601-11
 98. Nam K.Y., Kim H.J., Kwon B.S., Park J.W., Lee H.J., Yoo A., 2017, Robot-assisted gait training (Locomat) improves walking function and activity in people with SCI: a systematic review, *J Neuroeng Rehabil*, 14(1):24
 99. Neptune R.R., Kautz S.A., Zajac F.E., 2001, Contributions of the Individual Ankle Plantar Flexor to Support, Forward Progression and Swing Initiation Durring Walking, *J Biomech*, 34(11): 1387-98
 100. Pearson K.G., 2000, Neural Adaptation in the Generation of Rhythmic Behavior, *Annual Review of Physiology*, 62(1), 723–753

101. Raab K., Krakow K., Tripp F., Jung M., 2016, Effects of training with the ReWalk exoskeleton on quality of life in incomplete spinal cord injury: a single case study, *Spinal Cord Ser Cases*, 2:15025
102. Rao S., Saltzman C., Yack H.J., 2007, Segmental foot mobility in individuals with and without diabetes and neuropathy, *Clin Biomech*, 22(4): 464-71
103. Sadeghi H., 2003, Local or global asymmetry in gait of people with-out impairments, *Gait Posture*, 17(3): 197-204
104. Sadeghi H., Allard P., Duhaime M., 2000, Contributions of lower-limb muscle power in gait of people without impairments, *Phys Ther*, 80(12): 1188-96
105. Schache A.G., Blanch P.D., Rath D.A., Wrigley T.V., Starr R., Bennell K.L., 2001, A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex, *Clin Biomech*, 16(8): 667-80
106. Schicketmueller A., Rose G., Hofmann M., 2019, Feasibility of a Sensor-Based Gait Event Detection Algorithm for Triggering Functional Electrical Stimulation during Robot-Assisted Gait Training, *Sensors Basel*, 19(21): 4804
107. Schmidt H., Hesse S., Bernhardt R., Krüger J., 2005, HapticWalker---a novel haptic foot device, *ACM Transactions on Applied Perception*
108. Schwartz I., Sajina A., Neeb M., Fisher I., Katz-Luerer M., Meiner Z., 2011, Locomotor training using a robotic device in patients with subacute spinal cord injury, *Spinal Cord*, 49(10):1062-7
109. Shiavi R., 1985, Electromyographic Patterns in Adult Locomotion: A Comprehensive Review, *J Rehabil Res Dev*, 22(3): 85-98
110. Shin J.C., Kim J.Y., Park H.K., & Kim N.Y., 2014, Effect of Robotic-Assisted Gait Training in Patients With Incomplete Spinal Cord Injury, *Annals of Rehabilitation Medicine*, 38(6), 719
111. Siegel K.L., Kepple T.M., Stanhope S.J., 2007, A Case Study of Gait Compensations for Hip Muscle Weakness in Idiopathic Inflammatory Myopathy, *Clin Biomech*, 22(3): 319-26
112. Smith E., Carroll A., 2011, Bone mineral density in adults disabled through acquired neurological conditions: a review, *Journal of clinical densitometry : the official journal of the International Society for Clinical Densitometry*, 14(2):85-94
113. Spiess M.R., Muller R.M., Rupp R., Schuld C., EM-SCI Study Group, van Hedel H.J., 2009, Conversion in ASIA impairment scale during the first year after traumatic spinal cord injury, *J Neurotrauma*, 26(11):2027-35
114. Stampacchia G., Rustici A., Bigazzi S., Gerini A., Tombini T., Mazzoleni S., 2016, Walking with a powered robotic exoskeleton: Subjective experience, spasticity and pain in spinal cord injured persons, *NeuroRehabilitation*, 39, 277–283
115. Stegall P., Zanotto D., Agrawal S.K., 2017, Variable Damping Force Tunnel for Gait Training Using ALEX III, *IEEE Robot Autom Lett.*, 2(3): 1495–1501
116. Swinnen E., Duerinck S., Baeyens J.P., Meeusen R., Kerckhofs E., 2010, Effectiveness of robot-assisted gait training in persons with spinal cord injury: a systematic review, *J Rehabil Med.*, 42(6):520-6
117. Tefertiller C., Hays K., Jones J., Jayaraman A., Hartigan C., Bushnik T., Gail F. Forrest, 2018, Initial Outcomes from a Multicenter Study Utilizing the Indego Powered Exoskeleton in Spinal Cord Injury, *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 24(1):78-85
118. Thompson A.K., Wolpaw J.R., 2019, H-reflex Conditioning During Locomotion in People With Spinal Cord Injury, *J Physiol*, 19:10.1113/JP278173

119. Tomelleri C., Waldner A., Werner C., Hesse S., 2011, Adaptive locomotor training on an end-effector gait robot: evaluation of the ground reaction forces in different training conditions, *IEEE Int. Conf. Rehabil Robot.*, 5975492
120. Umberger B.R., Rubenson J., 2011, Understanding muscle energetics in locomotion: new modeling and experimental approaches, *Exerc Sport Sci Rev*, 39(2): 59-67
121. Urendes E., Asín-Prieto G., Ceres R., García-Carmona R., Raya R., Pons J.L., 2019, HYBRID: Ambulatory Robotic Gait Trainer with Movement Induction and Partial Weight Support, *Sensors (Basel)*, 19(21): 4773
122. van Middendorp J.J., Hosman A.J., Pouw M.H., EM-SCI Study Group, Van de Meent H., 2009, ASIA impairment scale conversion in traumatic SCI: is it related with the ability to walk? A descriptive comparison with functional ambulation outcome measures in 273 patients, *Spinal Cord*, 47(7):555-60
123. Van Nunen M.P.M., Gerrits K.H.L., de Haan A., Janssen T.W.J., 2012, Exercise intensity of robot-assisted walking versus overground walking in nonambulatory stroke patients, *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(10), 1537
124. Veneman J.F., van Asseldonk E.H.F., Hekman E.E.G., der Kooij H.V., 2007, Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3):379 – 386
125. Wen D.Y., Puffer J.C., Schmalzried T.P., 1997, Lower extremity alignment and risk of overuse injuries in runners, *Med Sci Sports Exerc*, 29(10): 1291-8
126. Wilcox N.E., Stauffer E.S., Nickel V.L, 1970, A statistical analysis of 423 consecutive patients admitted to the Spinal Cord Injury Center, Rancho Los Amigos Hospital 1 January 1964, through 31 December 1967, *Spinal Cord*, 8(5):27-35
127. Winchester P., McColl R., Query R., Foreman N., Mosby J., Tansey K., Williamson J., 2005, Changes in supraspinal activation patterns following robotic locomotor therapy in motor-incomplete spinal cord injury, *Neurorehabil Neural Repair*, 19(4):313–324
128. Winter D.A., 1989, Biomechanics of normal and pathological gait: implications for understanding human locomotor control, *J Mot Behav*, 21(4): 337-55
129. Winter D.A., Yack H.J., 1987, EMG Profiles During Normal Human Walking: Stride-To-Stride and Inter-Subject Variability, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 67(5): 402-11
130. Wirz M., Zemon D.H., Rupp R., Scheel A., Colombo G., Dietz V., Hornby T.G., 2015, Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial, *Arch Phys Med Rehabil*, 86(4):672–680
131. Wyndaele M., Wyndaele J.J., 2006, Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey?, *Spinal Cord.*, 44(9):523-9
132. Yang A., Asselin P., Knezevic S., Kornfeld S., Spungen A., 2015, Assessment of In-Hospital Walking Velocity and Level of Assistance in a Powered Exoskeleton in Persons with Spinal Cord Injury, *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 21(2), 100–109
133. Yatsuya K., Hirano S., Saitoh E., Tanabe S., Tanaka H., Eguchi M., Katoh M., Shimizu Y., Uno A., Kagaya H., Comparison of energy efficiency between Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) and two types of knee-ankle-foot

- orthoses with a medial single hip joint (MSH-KAFO), *J Spinal Cord Med.*, 41(1):48-54
134. Yen S.C., Schmit B.D., Landry J.M., Roth H., Wu M., 2012, Locomotor adaptation to resistance during treadmill training transfers to overground walking in human SCI, *Exp Brain Res.*, 216(3):473–82
135. Zhang X., Yue Z., Wang J., 2017, Robotics in Lower-Limb Rehabilitation after Stroke, *Behav Neurol.*, 3731802

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΗ

1. Adams R.D., Victor M., Ropper A.H., 2004, *Νευρολογία(Τόμος 3)*, μετάφραση από τα αγγλικά Βασιλοπούλου Σ., Βάσσος Ε., Ζούβελου Β., Μπονάκης Α., Σπέγγος Κ., Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης Βασιλόπουλος Δ., Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδης Π.Χ.
2. Barret K.E., Barman S.M., Boitano S., Brooks H.L., 2011, *Ganong's Ιατρική Φυσιολογία*, μετάφραση από το αγγλικά Αρβανίτης Λ.Δ., Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ Πασχαλίδης
3. Drake R.L, Vogl W., Mitchell A.W.M, 2007, *Gray's Ανατομία*, μετάφραση από τα αγγλικά Σκανδαλάκης Π.Ν, Αθήνα Ιατρικές εκδόσεις Πασχαλίδης Π.Χ.
4. Houglum P.A., 2016, *Κινησιοθεραπεία: Θεραπευτικές Ασκήσεις για Μυοσκελετικές Παθήσεις*, μετάφραση Κατσουλάκης Κ.Δ., Επιμέλεια Έκδοσης Μανδαλίδης Δ.Γ., Μαυρομούστακος Σ.Π., Στριμπάκος Ν.Σ., Φουσέκης Κ.Α., Εκδόσεις Π. Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ
5. Kahle W., Frotscher M., 2010, *Εγχειρίδιο Περιγραφικής Ανατομικής-Νευρικό Σύστημα και Αισθητήρια Όργανα*, μετάφραση από αγγλικά Αρβανίτης Δ.Λ, Σκανδαλάκης Π.Ν, Δημητρίου Θ.Σ., Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδης Π.Χ.
6. Martin S.T., Kessler M., 2015, *Φυσικοθεραπευτικές Παρεμβάσεις σε Ασθενείς με Νευρολογικές Παθήσεις*, μετάφραση από τα αγγλικά Τριανταφυλλόπουλος Γ., Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης Μπακαλίδου Δ., Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας
7. Moore K.L, Dalley A.F., Agur A.M.R., 2012, *Κλινική Ανατομία*, μετάφραση από το αγγλικά Αρβανίτης Λ.Δ., Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδης Π.Χ.
8. Nichols-Larsen D.S., Kegelmeyer D.A., Buford J.A., Kloos A.D., Heathcock J.C., Basso D.M., 2017, *Νευρολογική Αποκατάσταση: Νευροεπιστήμη και Νευροπλαστικότητα στην Εφαρμοσμένη Φυσικοθεραπεία*, μετάφραση από τα αγγλικά Τριανταφυλλόπουλος Γ., Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης Μπακαλίδου Δ., Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας
9. Oatis C.A., 2010, *ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ: Η Μηχανική και η Παθομηχανική της Ανθρώπινης Κίνησης*, μετάφραση Λαγουδάκη Ε.Ρ., Σταθόπουλος Ι.Θ., Επιμέλεια ελληνικής Έκδοσης Σταθόπουλος Ι.Θ., ΕΚΔΟΣΕΙΣ GOTSIS
10. Platzer, W., 2009, *Εγχειρίδιο Περιγραφικής Ανατομικής*, μετάφραση από αγγλικά Αρβανίτης Λ.Δ, Σκανδαλάκης Π.Ν, Δημητρίου Θ.Σ., Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδης Π.Χ.
11. Swartz M.H., 2013, *Κλινική Διάγνωση: Ιστορικό και Φυσική Εξέταση*, μετάφραση από τα αγγλικά Ελισάφ Μ., Καραγιάννης Α., Αθήνα Ιατρικές εκδόσεις Δημήτριος Λ.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΕΛΛΗΝΙΚΗ

1. Μπάκας Ε.Η., 2012, *Αποκατάσταση ασθενή με βλάβη ή Κάκωση Νωπιαίου Μυελού: Από τη βλάβη ως την Επανένταξη*, Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας
2. Πλέσσας Σ.Τ., 2010, *Φυσιολογία του ανθρώπου*, Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Φάρμακον-Τύπος
3. Πουλμέντης Π.Α., 2007, *Βιολογική Μηχανική - Εργονομία*, Αθήνα Ιατρικές Εκδόσεις Κεντρική Διάθεση