

ΤΕΙ ΠΑΤΡΑΣ  
ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ  
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΡΟΜΠΟΤΙΚΗ ΕΠΑΝΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

ΣΠΟΥΔΑΣΤΗΣ: ΠΟΥΛΗΜΕΝΟΣ ΧΡΗΣΤΟΣ

ΕΙΣΗΓΗΤΗΣ: ΛΙΝΑΡΔΟΣ ΚΙΜΩΝ

ΑΙΓΙΟ 2011

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

	Σελίδα
<b>Περιεχόμενα</b>	<b>2</b>
<b>Περίληψη</b>	<b>4</b>
<b>Μεθοδολογία</b>	<b>5</b>
<b>1<sup>ο</sup> Κεφάλαιο. Η βάδιση, διαταραχές και αποκατάσταση</b>	<b>7</b>
Εισαγωγή	8
1.1 Ο κύκλος της βάδισης	9
1.2 Διαταραχές της βάδισης	11
1.2.1 Πρωτεύουσες προσαρμογές της βάδισης	12
1.2.2 Δευτερεύουσες προσαρμογές της βάδισης	13
1.3 Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο και φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	14
1.3.1 Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	14
1.4 Κρανιοεγκεφαλική Κάκωση και φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	16
1.4.1 Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	17
1.5 Νόσος του Πάρκινσον και φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	18
1.5.1 Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	19
1.6 Σκλήρυνση Κατά Πλακάς και φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	20
1.6.1 Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	20
1.7 Κακώσεις Νωτιαίου Μυελού και φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	22
1.7.1 Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση	25
<b>2<sup>ο</sup> Κεφάλαιο. Ρομποτική επανεκπαίδευση</b>	<b>27</b>
Εισαγωγή	28
2.1 Τι είναι η ρομποτική	29
2.2 Η ρομποτική στην φυσικοθεραπεία	29
2.3 Ρομποτικά συστήματα κατάρτισης	30
2.3.1 Νάρθηκας οδηγούμενης βάδισης, driven gait orthosis (DGO-Locomat)	31
2.3.2 Σύστημα υποστήριξης σωματικού βάρους και κυλιόμενου διαδρόμου, Body Weight Support system and Treadmill (BWST)	37
2.3.3 Περιπατητής KineAssist	40

2.3.4	Ρομποτικός προσομοιωτής βάδισης με ξεχωριστή πλατφόρμα για κάθε πόδι, Gait Trainer GT και HapticWalker	45
2.3.5	Ρομποτικός νάρθηκας ποδοκίνησης Ankle-Foot Orthosis- Anklebot	48
2.3.6	Ρομποτικός περιπατητής Simbiosis Project	50
2.3.7	Πάτος διέγερσης πέλματος	51
2.3.8	Εικονική πραγματικότητα VR	53
	<b>Συμπεράσματα</b>	<b>59</b>
	<b>Βιβλιογραφία</b>	<b>60</b>

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ανασκόπηση αυτή αναφέρει την λειτουργικότητα της βάδισης καθώς και σε διαταραχές της, νευρολογικής αιτιολογίας, όπως είναι βλάβες που σχετίζονται με παθήσεις, δυσλειτουργίες και τραυματισμούς του κεντρικού νευρικού συστήματος. Αναφέρεται επίσης η φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση που εφαρμόζεται, μέχρι σήμερα, στις διαταραχές αυτές και παρουσιάζονται νέες αντιλήψεις προς την επανατροφοδότηση της βάδισης. Οι αντιλήψεις αυτές σχετίζονται, με την βοήθεια της ανάπτυξης της τεχνολογίας, σε νέες εφευρέσεις και νέες κατευθυντήριες ιδέες σχετικά με την ανάπτυξη της ρομποτικής επανεκπαίδευσης της βάδισης και την ένταξη τους στην φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση της βάδισης σε ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές.

Οι εφευρέσεις αυτές είναι κάποια ρομποτικά μηχανήματα για την αποτελεσματικότερη αποκατάσταση αυτών των ασθενών. Τέτοια μηχανήματα είναι τα ρομποτικά συστήματα κατάρτισης είναι το DGO-Locomat, που εφαρμόζεται στους ασθενείς μετά από αρκετές μελέτες που έχουν κάνει οι ερευνητές σε νευρολογικούς ασθενείς. Το σύστημα υποστήριξης σωματικού βάρους και κυλιόμενου διαδρόμου, Body Weight Support system and Treadmill, ο περιπατητής KineAssist, ο ρομποτικός προσομοιωτής βάδισης με ξεχωριστή πλατφόρμα για κάθε πόδι, Gait Trainer GT και HapticWalker, ο ρομποτικός νάρθηκας ποδοκίνητης Ankle-Foot Orthosis- Anklebot, ο ρομποτικός περιπατητής Simbiosis Project, ο πάτος διέγερσης πέλματος και η εικονική πραγματικότητα VR.

Όλες αυτές οι μέθοδοι θεραπείας είναι αποτέλεσμα των τελευταίων ανακαλύψεων και των πιο σύγχρονων εφαρμογών και ερευνών.

## ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Η ανασκόπηση αυτή πραγματοποιήθηκε σύμφωνα με τις αρχές και την μεθοδολογία της συστηματικής ανασκόπησης της βιβλιογραφίας και μετά-ανάλυσης. Η βιβλιογραφία συγκεντρώθηκε από τις βιβλιοθήκες του τεχνολογικού εκπαιδευτικού ιδρύματος Πατρών, σπουδαστικά βιβλία του τμήματος φυσικοθεραπείας, από ηλεκτρονικές βάσεις βιοϊατρικών μελετών και μηχανές αναζήτησης του παγκόσμιου διαδικτυακού ιστού.

Οι βιοϊατρικές ηλεκτρονικές βάσεις που χρησιμοποιήθηκαν είναι οι Medline, Scopus, Embase, Cochrane Library, Cinahl, Pubmed, Biomed και η μηχανή αναζήτησης Google. Για την συγκέντρωση της βιβλιογραφίας χρησιμοποιήθηκαν συγκεκριμένες λέξεις κλειδιά που αυτές είναι οι Biofeedback robotic, robotic gait, robotic gait rehabilitation, robotic rehabilitation, locomotor training, robotics and physiotherapy, robotic gait training και robotic orthosis.

Τα αποτελέσματα των βιβλιογραφικών αναφορών, σύμφωνα με την διαδικασία της συστηματικής ανασκόπησης και μετά-ανάλυσης, συγκεντρώθηκαν και χρησιμοποιήθηκαν για την δημιουργία της παρούσας ανασκόπησης και συνασπίζονται στα παρακάτω σχήματα.

MEDLINE								
Λέξεις Κλειδιά	Biofeedback robotic	robotic gait	robotic gait rehabilitation	robotic rehabilitation	locomotor training	robotics and physiotherapy	robotic gait training	robotic orthosis
Αποτελέσματα Αναζήτησης	5	5	4	28	13	6	5	2
Σύνολο μελετών που προέκυψαν μετά από ανάγνωση του τίτλου	0	0	0	0	1	2	0	1
Μελέτες που προέκυψαν έπειτα από ανάγνωση της περίληψης ή ολόκληρου του άρθρου	0	0	0	0	0	0	0	0
Τελικό σύνολο μελετών της ανασκόπησης	0							
Τα ίδια αποτελέσματα								

Σχήμα 1 Αποτελέσματα αναζήτησης στην ηλεκτρονική βάση MEDLINE.

COCHRANE LIBRARY								
Λέξεις Κλειδιά	Biofeedback robotic	robotic gait	robotic gait rehabilitation	robotic rehabilitation	locomotor training	robotics and physiotherapy	robotic gait training	robotic orthosis
Αποτελέσματα Αναζήτησης	0	0	0	2	3	0	9	0
Σύνολο μελετών που προέκυψαν μετά από ανάγνωση του τίτλου	0	0	0	0	0	0	0	0
Μελέτες που προέκυψαν έπειτα από ανάγνωση της περίληψης ή ολόκληρου του άρθρου	0	0	0	0	0	0	0	0
Τελικό σύνολο μελετών της ανασκόπησης	0							

Σχήμα 2 Αποτελέσματα αναζήτησης στην ηλεκτρονική βάση COCHRANE LIBRARY

BIOMED Central - PUBMED Central								
Λέξεις Κλειδιά	Biofeedback robotic	robotic gait	robotic gait rehabilitation	robotic rehabilitation	locomotor training	robotics and physiotherapy	robotic gait training	robotic orthosis
Αποτελέσματα Αναζήτησης	11	48	48	91	244	21	35	38
Σύνολο μελετών που προέκυψαν μετά από ανάγνωση του τίτλου	7	21	21	33	36	11	18	18
Μελέτες που προέκυψαν έπειτα από ανάγνωση της περίληψης ή ολόκληρου του άρθρου	6	17	17	22	24	8	17	17
Τελικό σύνολο μελετών της ανασκόπησης	36							
	Οι υπόλοιπες μελέτες αλληλοκαλύπτονται.							

Σχήμα 3 Αποτελέσματα αναζήτησης στις ηλεκτρονικές βάσεις BIOMED Central &amp; PUBMED Central

Οι βιοϊατρικές ηλεκτρονικές βάσεις Scopus, Embase και Cinahl, δεν δίνουν κανένα αποτέλεσμα οπός και οι βιβλιοθήκες.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1<sup>ο</sup>**

### **Η ΒΑΔΙΣΗ, ΔΙΑΤΑΡΑΧΕΣ ΚΑΙ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.**

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η βάδιση και ο λόγος είναι τα στοιχεία εκείνα τα οποία διαχωρίζουν τον άνθρωπο από τα υπόλοιπα έμβια όντα. Ο άνθρωπος στηριζόμενος στα δύο πόδια μεταφέρεται στο χώρο και εξυπηρετείται στην καθημερινότητά του. Η βάδιση μπορεί να φαντάζει μια απλή και λογική διαδικασία, στην πραγματικότητα όμως είναι αρκετά περίπλοκη και απαιτητική αφού χρειάζεται τη συμβολή και του συγχρονισμό ολόκληρου του σώματος. Αποτελεί μια από τις πιο ομοιόμορφες αλλά και ευπροσάρμοστες δραστηριότητες. Όλοι οι άνθρωποι εμφανίζουν σχετικά το ίδιο κινητικό πρότυπο αλλά πραγματικά υπάρχουν μεγάλες διαφορές κατά την εκτέλεση της δραστηριότητας αυτής από τον καθένα ξεχωριστά.

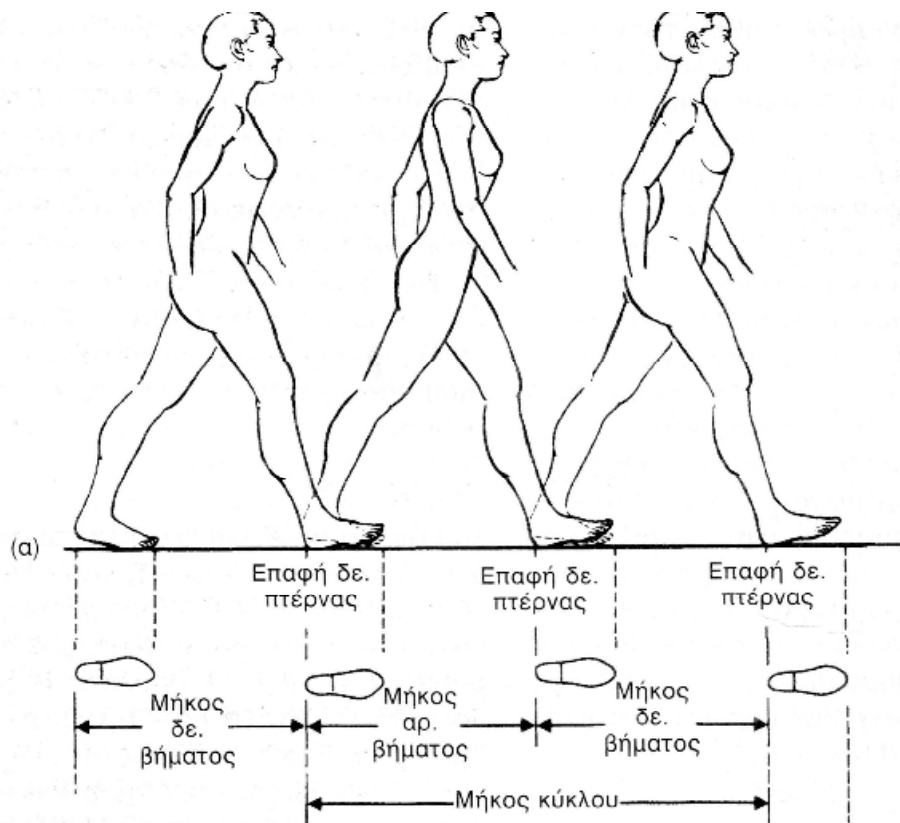
Πολλές φορές αυτή η αρμονία των κινήσεων κατά την διαδικασία της βάδισης, διαταράσσεται έχοντάς ως αποτέλεσμα ένα μη φυσιολογικό πρότυπο βάδισης. Το νέο πρότυπο βάδισης είναι πλέον εις βάρος του ανθρώπου και πολλές φορές επιδιώκει να το επαναφέρει προς το φυσιολογικό, εάν πρόκειται για ενήλικες, ή να το διατηρήσει ως έχει. Εδώ λαμβάνει χώρα η φυσικοθεραπεία και ποιο συγκεκριμένα η φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση της βάδισης σε αυτούς τους ανθρώπους.

Μέχρι σήμερα χρησιμοποιούνται, με διάφορες εφαρμογές, κάποια βασικά χαρακτηριστικά κατά την αποκατάσταση. Αυτά είναι τα κυρίως απαραίτητα για τον άρρωστο αρχικά και εν συνεχεία η ποιο εξειδικευμένη αποκατάσταση της βάδισης. Έτσι οι φυσικοθεραπευτές χρησιμοποιούν τον εαυτό τους με την σωματική τους και ψυχική τους κούραση και προσπαθούν το καλύτερο για την αποκατάσταση της βάδισης. Σήμερα όμως έρχονται νέες μέθοδοι για να τους κάνουν ποιο αποτελεσματικούς, ποιο γρήγορους και ποιο ξεκούραστους με την χρήση της ρομποτικής αποκατάστασης της βάδισης.



## 1.1 Ο ΚΥΚΛΟΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ.

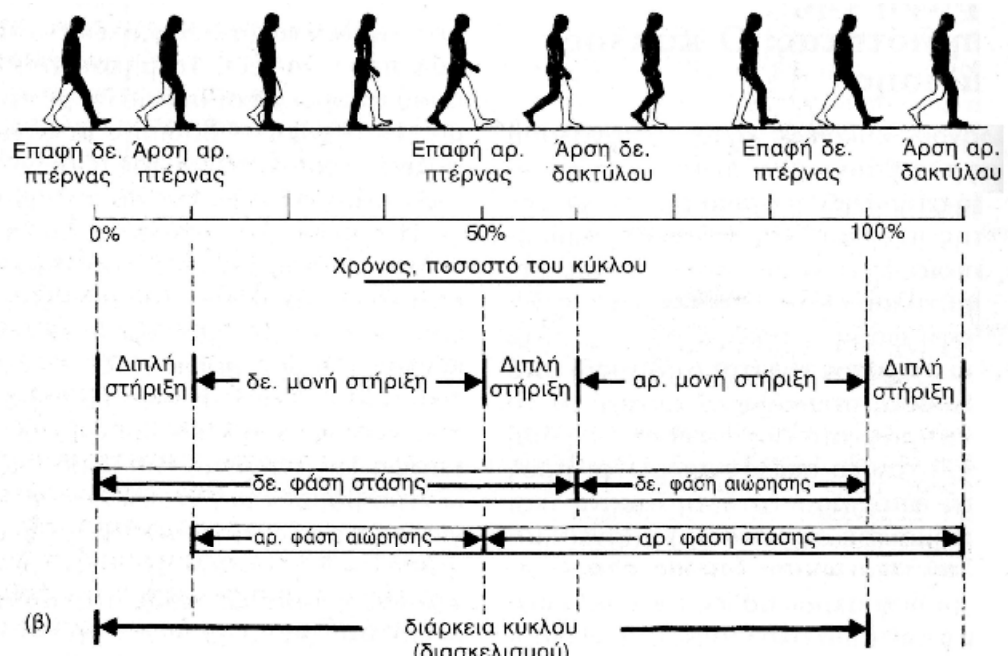
Ο κύκλος της βάδισης διαιρείται στη φάση στήριξης, η οποία αρχίζει με την επαφή της πτέρνας, και στην φάση αιώρησης, η οποία αρχίζει με την άρση του μεγάλου δακτύλου. Κάθε σκέλος διαδοχικά περνάει στη βάση στήριξης, όταν το άνω τμήμα του σώματος κινείται από πίσω από τον άκρο πόδα, που είναι σε επαφή με το έδαφος, εμπρός από αυτό, και στη φάση αιώρησης, όταν το σκέλος αιωρείται προς τα εμπρός από πίσω από τη λεκάνη. Υπάρχει επίσης μια σύντομη φάση διπλής στήριξης, όταν και οι δύο άκροι πόδες είναι σε επαφή με την υποστηρικτική επιφάνεια (Εικόνα 1.1).



Εικόνα 1.1 Ο κύκλος της βάδισης (Νευρολογική Αποκατάσταση. Janet Carr – Roberta Shepherd, σελίδα 118).

Κατά την πραγματοποίηση της βάδισης παρατηρούνται οι εξής κύριες κινήσεις : η στροφή της λεκάνης, η κλίση της λεκάνης, η κάμψη του γόνατος, η κάμψη του ισχίου, η αλληλεπίδρασή του γόνατος και της ποδοκνημικής και η πλάγια μετατόπιση της λεκάνης. Κατά την φάση στήριξης της βάδισης οι κύριες λειτουργίες του κάτω άκρου είναι υποστήριξη, ισορροπία και προώθηση, καθώς και απορρόφηση της ενέργειας και κατά την φάση αιώρησης είναι η ανύψωση του άκρου πόδα από το έδαφος και η προετοιμασία του για την προσγείωσή του στην υποστηρικτική επιφάνεια (κατά τον Winter, 1987). Η φάση στήριξης αρχίζει με την επαφή της πτέρνας. Στη συνέχεια, όταν ο άκρος πους είναι όλος πάνω στην υποστηρικτική επιφάνεια, η φάση χαρακτηρίζεται από την έκταση του ισχίου και τη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής, καθώς το σώμα κινείται προς τα εμπρός πάνω από τον πρόσθια σταθεροποιημένο άκρο πόδα. Έτσι εξασφαλίζεται η όρθια στάση.

Κατά την επαφή της πτέρνας η ποδοκνημική εκτελεί πελματιαία κάμψη για να φέρει τον πρόσθιο άκρο πόδα σε επαφή με το έδαφος και η κνήμη αρχίζει να στρέφεται πάνω στον σταθεροποιούμενο άκρο πόδα. Κατά την φάση αιώρησης και την άρση του μεγάλου δακτύλου από το έδαφος παρατηρείται πελματιαία κάμψη ποδοκνημικής, κάμψη γόνατος και έκταση ισχίου. Αρχικά χαρακτηρίζεται από κάμψη του ισχίου και του γόνατος και στη συνέχεια από έκταση του γόνατος και ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής πριν από την επαφή της πτέρνας. Η φάση αιώρησης μπορεί να διαιρεθεί σε μια φάση επιτάχυνσης πριν από τη μέση αιώρηση και σε μια φάση επιβράδυνσης από τη μέση αιώρηση μέχρι την επαφή της πτέρνας. Η φάση αιώρησης εκτελείται με σημαντική ακρίβεια με μέσο όρο απόστασης του μεγάλου δακτύλου από το έδαφος ένα εκατοστό (Εικόνα 1.2).



Εικόνα 1.2 Χρονική περιγραφή του κύκλου της βάδισης. (Νευρολογική Αποκατάσταση. Janet Carr – Roberta Shepherd, σελίδα 118)

## 1.2 ΔΙΑΤΑΡΑΧΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ.

Εφόσον η βάδιση χαρακτηρίζεται από μια αξιοσημείωτη η ομοιομορφία, τότε η οποιαδήποτε διαταραχή αυτής είναι εμφανής στον παρατηρητή με τις απαραίτητες γνώσεις. Στο σημείο αυτό είναι απαραίτητο να επιστρέψουμε στις πρωταρχικές λειτουργίες των κάτω άκρων κατά της φάσης στήριξης και αιώρησης. Γενικά τα προβλήματα που σχετίζονται με τη φάση στήριξης, είναι αυτά που διαταράσσονται περισσότερο από τη μετακίνηση προς τα εμπρός. Η υποστήριξη στην όρθια θέση κατά την φάση στήριξης απαιτεί τη δραστηριοποίηση των εκτεινόντων μυών για την αποτροπή της κατάρρευσης του άκρου και για τη διατήρηση της ευθυγράμμισης και των τμημάτων, κατά την κίνηση του σώματος προς τα εμπρός. Επίσης η διατασημότητα των μυών, ειδικά των καμπτηρών του ισχίου και των μυών της γαστροκνημίας, είναι κρίσιμη για τη μετακίνηση του σώματος προς τα εμπρός πάνω από το άκρο πόδα. Η παραγωγή δύναμης και ειδικά στους μυς της γαστρονομίας κατά τη φάση προώθησης από το έδαφος είναι σημαντική για την ώθηση της μάζας του σώματος προς τα εμπρός και άνω.

Η ισορροπία της μάζας του σώματος απαιτεί προπαρασκευαστικές και συνεχείς προσαρμογές της στάσης, ειδικά κατά τη στήριξη στο ένα σκέλος. Αποτέλεσμα βλάβης αυτών προκύπτουν συγκεκριμένες ανωμαλίες βάδισης, που είναι αποτέλεσμα εν μέρει μυϊκής αδυναμίας η παράλυσης, αλλά επίσης οφείλονται στις προσπάθειες του ατόμου να βάλει, παρόλη την αδυναμία των μυών και την ανεπάρκεια της ισορροπίας.

### 1.2.1 Πρωτεύουσες προσαρμογές της βάδισης (Janet Carr, Roberta Shepherd, 1998).

#### Φάση στήριξης.

Αποτέλεσμα της βλάβης είναι η δυσκολία υποστήριξης και ισορρόπησης της μάζας του σώματος μέσω του προσβεβλημένου σκέλους κατά την φάση στήριξης, λόγω της μειωμένης και κακώς συγχρονισμένης μυϊκής δύναμης, ειδικά των γλουτιαίων, των οπισθίων μηριαίων, του τετρακέφαλου και των μυών της γαστροκνημίας. Η κίνηση στο μετωπιαίο επίπεδο εξαρτάται ιδιαιτέρως από τον έλεγχο απαγωγών/ προσαγωγών και η πρόοδος της κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο εξαρτάται από τους εκτεινόντες του κάτω άκρου.

Η παρατήρηση της προσπάθειας για βάδιση μπορεί να δείξει :

- Η ελάττωση της έκτασης στο ισχίο και κατά την μεταφορά του κορμού και της λεκάνης προς τα εμπρός πάνω από τον υποστηρικτικό άκρο πόδα.
- Υπερβολική οριζόντια πλάγια μετατόπιση της λεκάνης, που σχετίζεται με μια υπερβολική κλίση προς τα κάτω στην πλευρά του αιωρούμενου κάτω άκρου.
- Έλλειψη έκτασης του γόνατος κατά τη μέση φάση στήριξης.
- Απουσία κάμψης του γόνατος προς το τέλος της φάσης στήριξης.
- Ελαττωμένη πελματιαία κάμψη στην ποδοκνημική άρθρωση κατά την προώθηση από το έδαφος.

#### Φάση αιώρησης.

Αφού η φάση στήριξης καθορίζει τις βέλτιστες συνθήκες για την αιώρηση, πολλά από τα προβλήματα του αιωρούμενου άκρου μπορεί να σχετίζονται με προβλήματα, που παρατηρούνται κατά τη φάση στήριξης. Φαίνεται να υπάρχει επίσης :

- Ελάττωση της κάμψης στο ισχίο.
- Μειωμένη κάμψη στο γόνατο για "βράχυνση" του σκέλους, προκειμένου να αρθεί το

μεγάλο δάκτυλο από το έδαφος καθώς αιωρείται το κάτω άκρο προς τα εμπρός.

Τα παραπάνω μπορεί να σχετίζονται με το ελαττωμένο εύρος της έκτασης στο ισχίο κατά την φάση στήριξης και την έλλειψη της προώθησης από το έδαφος της ποδοκνημικής. Η έλλειψη της κάμψης του γόνατος μπορεί να οφείλεται επίσης και στη σύγκαμψη ή την αυξημένη σκληρότητα του ορθού μηριαίου, ενός διάρθριου μυός, ο οποίος κάμπτει το ισχίο και εκτείνει το γόνατο. Αυτό μπορεί να έχει ως συνέπεια κατά την εναλλαγή στήριξης/αιώρησης:

- Ελαττωμένη ραχιαία κάμψη και μειωμένη συνεισφορά της ποδοκνημικής για την άρση του μεγάλου δακτύλου από το έδαφος.
- Μειωμένη έκταση του γόνατος και ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής για την επαφή της πτέρνας. Έτσι ο άκρος πόδας έρχεται σε επαφή με το έδαφος με ολόκληρο το πέλμα ή με το μεγάλο δάκτυλο πρώτα.

#### 1.2.2 Δευτερεύουσες προσαρμογές της βάδισης (Janet Carr, Roberta Shepherd, 1998).

Ως αντίδραση προς τις πρωτεύουσες αισθητικοκινητικές ανεπάρκειες και τις δευτερεύουσες μυϊκές συγκάμψεις, αναδύονται συγκεκριμένες προσαρμοστικές κινητικές συμπεριφορές καθώς το άτομο αποπειράται να βαδίσει. Αυτές μπορούν να συνοψιστούν ως εξής :

- Ελαττωμένο εύρος κίνησης, δηλαδή ελαττωμένη γωνιακή μετατόπιση.
- Ελαττωμένο μήκος διασκελισμού.
- Ελαττωμένο μήκος βηματισμού.
- Άνισα μήκη διασκελισμού και βηματισμού.
- Η ελάττωση της ταχύτητας βάδισης.
- Χρήση των άνω άκρων για υποστήριξη ισορροπία.

### 1.3 ΑΓΓΕΙΑΚΟ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.

Το Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ) προκύπτει από νευρολογικά σημεία και συμπτώματα που οφείλονται στην ασθένεια των αιμοφόρων αγγείων. Ο εγκέφαλος είναι εξαιρετικά ευαίσθητος στη διαταραχή της αιματικής του ροής. Η ανοξία και η ισχαιμία, ακόμη κι αν διαρκέσουν μόνο μερικά δευτερόλεπτα, μπορούν να προκαλέσουν μη αναστρέψιμη εγκεφαλική βλάβη. Οι διαταραχές της εγκεφαλικής αιματικής κυκλοφορίας περιλαμβάνουν κάθε πρόβλημα του αγγειακού συστήματος που προκαλεί ισχαιμία ή απόφραξη του εγκεφάλου ή αυτόματη αιμορραγία στον εγκέφαλο και τον υπαραχνοειδή χώρο. Τα ΑΕΕ είναι θαμβωτικά, λόγω της απόφραξης κάποιου αγγείου, ή αιμορραγικά, αιμορραγία από κάποιο αγγείο.

Και οι δύο τύποι μπορεί να εμφανιστούν σε οποιαδήποτε ηλικία και οι αιτίες είναι πολλές, όπως καρδιακές νόσοι, μόλυνση, τραυματισμός, νεοπλασμάτα, αγγειακή δυσπλασία και ανοσολογικές διαταραχές. Τα περισσότερα ισχαιμικά ΑΕΕ οφείλονται στην αθηροσκλήρωση και στη δημιουργία θρόμβου ή εμβόλου, ενώ τα περισσότερα αιμορραγικά σχετίζονται με την υπέρταση ή την ύπαρξη ανευρύσματος. Η εγκεφαλική απόφραξη ευθύνεται για το 80% των περιπτώσεων ΑΕΕ, η πρωτεύουσα ενδοκρανιακά η αιμορραγία για 10%, ενώ υπαραχνοειδής αιμορραγία για το 5% (Warlow, 1993).

#### 1.3.1. Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση.

Η φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση λαμβάνει χώρα σε δύο ενότητες, στο στάδιο που ο ασθενής βρίσκεται σε καταστολή λόγω της οξείας φάσης του ΑΕΕ και στο στάδιο της ανάρρωσης, αφού ο ασθενής έχει πλέον τις αισθήσεις του.

Στο στάδιο που ο ασθενής είναι αναίσθητος η φυσικοθεραπεία στοχεύει στην πρόληψη της συσσωρευμένης κατάκλισης που έχει ως συνέπεια την κατακράτηση των εκκρίσεων, της ατελεκτασίας, της βρογχοπνευμονίας, τις συγκάμψεις και βραχύνσεις των μυών και των μαλακών μορίων. Για την αποφυγή αυτών η φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση επικεντρώνεται στην αναπνευστική λειτουργία, χρησιμοποιώντας συχνές και τακτικές αλλαγές θέσεων, τεχνικές επίκρουσης και δονήσεις στον θώρακα,

βρογχική παροχέτευση και αν ο ασθενής είναι αναίσθητος για μεγάλο χρονικό διάστημα πρέπει να υποστεί κάποιο είδος διασωλήνωσης και μηχανικής αναρρόφησης.

Όσον αφορά τη μυοσκελετική αρτιότητα πρέπει να επικεντρώνεται σε ασκήσεις διατήρησης του εύρους τροχιάς της κίνησης, με παθητική κινητοποίηση των άκρων, και ταυτόχρονα βελτίωση της κυκλοφορίας του αίματος και την πρόληψη των βραχύνσεων. Ακόμα αλλαγές θέσεων και τοποθέτηση του ασθενούς σε συγκεκριμένες θέσεις για τη διατήρηση των μυών και των μαλακών μορίων σε θέση επιμήκυνσης καθώς και για την πρόληψη βραχύνσεων μυών και αύξηση της παθητικής μυϊκής τάσης.

Στο στάδιο που ο ασθενής έχει τις αισθήσεις του και έχει σταθεροποιηθεί η ιατρική του κατάσταση, η ενεργητική εκπαίδευση ζωτικών δραστηριοτήτων πρέπει να αρχίσει αμέσως. Μια τυπική συνέδρια φυσικοθεραπείας πρέπει να περιλαμβάνει την εξάσκησή του ενεργητικού ελέγχου της καθιστής και της όρθιας θέσης, την μετακίνηση από μια θέση στην άλλη και την εξάσκηση δραστηριοτήτων από τις θέσεις αυτές, ειδικά την προσέγγιση αντικείμενων πέρα από το μήκος του άνω άκρου, όπως είναι η έγερση και η επαναφορά στην καθιστή θέση, η βάρδια και χειρισμός αντικειμένων. Οι ασκήσεις κινητικότητας στο κρεβάτι θα πρέπει να αποφεύγονται για μεγάλο χρονικό διάστημα, και είναι προτιμότερο να καταναλώνεται ο χρόνος εξάσκησης σε δραστηριότητες από την καθιστή και την όρθια θέση.

Ενδιαφέρον πρέπει να δειχθεί για την ενδυνάμωση των μυών επιδιώκοντας επιστράτευση περισσότερων κινητικών μονάδων, αύξηση του ρυθμού πυροδότησης των κινητικών μονάδων και σε αύξηση του συγχρονισμού της δραστηριοποίησης των κινητικών μονάδων. Εν συνεχεία και με την ενδυνάμωση των κάτω άκρων πρέπει να συνοδεύεται από επανεκπαίδευση της βάρδιας. Θα πρέπει λοιπόν να επικεντρωθεί η θεραπεία στην βάρδια για την ενδυνάμωση των κάτω άκρων, την αύξηση της αντοχής της βάρδιας και την ανεξαρτησία του ασθενή στην καθημερινότητα. Αυτό θα γίνει δυνατό με την φόρτισή του προσβεβλημένου σκέλους, ασκήσεις αντίστασης και αντοχής, όπως επίσης, αν είναι δυνατόν, με ασκήσεις σε ισοκινητικό δυναμόμετρο και βάρδια σε κυλιόμενο τάπητα με υποστηρικτικό ιμάντα.

Ο Hesse & συνεργάτες (1994) υποστηρίζουν ότι η μέθοδος της βάρδιας σε κυλιόμενο τάπητα με υποστηρικτικό ιμάντα, έχει στοιχεία αποτελεσματικής εκπαίδευσης της βάρδιας.

- Επιτρέπει την εξάσκηση της βάδισης χωρίς τον κίνδυνο ή τον φόβο για πτώση.
- Είναι δυνατή η εξάσκηση των παραμέτρων συγχρονισμού των άκρων χωρίς να χρειάζεται να έχει ο θεραπευτής την απαραίτητη μυϊκή δύναμη για να υποστηρίξει πλήρως το βάρος του σώματός του ασθενή.
- Η ταχύτητα του κυλιόμενου τάπητα μπορεί να αυξηθεί άρα αναγκάζεται και ο ασθενής να κινηθεί πιο γρήγορα.
- Εξαναγκάζεται η παραγωγή βηματισμού πιθανώς λόγω της διευκόλυνσης της διάταξης των καμπτήρων του ισχίου και των μυών της γαστροκνημίας στο τέλος της φάσης στήριξης και λόγω του γεγονότος ότι το άτομο πρέπει να κάνει ένα βήμα μπροστά λόγω της κινούμενης επιφάνειας, πάνω στην οποία στέκεται.
- Φορτίζεται το προσβεβλημένο άκρο και ο ασθενής μπορεί να εξασκηθεί στον πλήρη κύκλο της βάδισης.
- Οι ασθενείς μπορούν να εξασκηθούν ανεξάρτητα χωρίς επίβλεψη ή με την ελάχιστη δυνατή.
- Αν η εξάσκηση διαρκέσει αρκετά, η εκπαίδευση στον κυλιόμενο τάπητα διαθέτει το δυναμικό να βελτιώσει την αντοχή.

Στα πρώτα στάδια αυτής της άσκησης μπορεί να χρειαστεί ο φυσικοθεραπευτής να βοηθήσει τον ασθενή να κινήσει το προσβεβλημένο σκέλος προς τα εμπρός, προκειμένου να έχει ο ασθενής μια αρχική ιδέα της κίνησης.

#### 1.4 ΚΡΑΝΙΟΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΚΑΚΩΣΗ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.

Η ΚρανιοΕγκεφαλική Κάκωση (ΚΕΚ) είναι ένας όρος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει τον τραυματισμό του εγκεφάλου από μια εξωτερική μηχανική δύναμη ή αντικείμενο, που προκαλεί απώλεια συνείδησης, μετατραυματική αμνησία και νευρολογικά ελλείμματα (McKinlay et all, 1981).

Οι ενδοκρανιακοί μηχανισμοί της εγκεφαλικής βλάβης τυπικά διαχωρίζονται σε πρωτεύουσα βλάβη, στην οποία τα αποτελέσματα είναι κυρίως άμεσα και σε δευτερεύουσα βλάβη, η οποία εκδηλώνεται μετά από την αρχική βλάβη. Ως



πρωτεύουσα εγκεφαλική βλάβη ορίζεται ο διάχυτος τραυματισμός νευραξόνων, οι ρήξεις και οι θλάσεις. Ως δευτερεύουσα εγκεφαλική βλάβη ορίζεται η αιμορραγία που μπορεί να γίνει είτε υποσκληρίδια είτε επίσκληρίδια, το εγκεφαλικό οίδημα και η μόλυνση.

Η μέτρηση της σοβαρότητας μιας ΚΕΚ ορίζεται με την κλίμακα Γλασκόβης (Glasgow Coma Scale) για το κώμα. Η κλίμακα αυτή διακρίνει τη σοβαρότητα της ΚΕΚ σε :

- Ήπια όταν GCS 13-15, διάρκεια κώματος  $\leq$  20 λεπτά
- Μέτρια όταν GCS 9-12, διάρκεια κώματος όχι περισσότερο από 6 ώρες
- Σοβαρή όταν GCS  $\leq$  8, διάρκεια κώματος  $\leq$  6 ώρες.

#### 1.4.1. Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση.

Η αντιμετώπιση του ασθενή με ΚΕΚ ποικίλλει ανάλογα με τη σοβαρότητα του προβλήματος. Για την αντιμετώπιση της αναπνευστικής λειτουργίας του κωματώδη ασθενή με ΚΕΚ είναι περίπλοκη. Η φυσικοθεραπευτική αντιμετώπιση όσον αφορά την αναπνευστική λειτουργία είναι δύσκολη διότι ο ασθενής τις περισσότερες φορές έχει υποστεί και δευτερεύοντα προβλήματα όπως πολλαπλά κατάγματα ή κατάγματα πλευρών. Επίσης πρέπει να αναφερθεί ότι η μη σωστή φυσικοθεραπευτική αντιμετώπιση μπορεί να επιδεινώσει τα προβλήματα της υποξίας και της υπερκαπνίας. Οι κύριοι στόχοι λοιπόν της φυσικοθεραπευτικής παρέμβασης για την πρόληψη της δευτερεύουσας εγκεφαλικής βλάβης είναι η βελτίωση της αναπνευστικής λειτουργίας, η πρόληψη της αναπνευστικής ανεπάρκειας και κατά συνέπεια της δευτερεύουσας εγκεφαλικής βλάβης.

Όσον αφορά την μυοσκελετική αρτιότητα του ασθενούς, που διατρέχει μεγάλο κίνδυνο για τη συγκάμψεις, βραχύνσεις, μείωση της πυκνότητας των οστών λόγω κλινοστατισμού και καταστροφή του αρθρικού χόνδρου λόγω ακινησίας, οι κύριοι στόχοι της φυσικοθεραπευτικής παρέμβασης είναι η ελαχιστοποίηση των προσαρμοστικών μεταβολών των μαλακών μορίων και ειδικότερα η πρόληψη της βράχυνσης των μυών και της αύξησης της παθητικής μυϊκής τάσης, μέσω της διατήρησης των ύποπτων μυών

και μαλακών μορίων σε θέση επιμήκυνσης κατά τη διάρκεια της ημέρας, της φόρτισης των οστών και των χόνδρων και την κίνηση των άκρων για τη διατήρηση της ευκαμψίας των αρθρώσεων, των μαλακών μορίων και των μυών.

Όσον αφορά τις διαταραχές της βάδισης στα άτομα με ΚΕΚ είναι ποικίλα. Η φυσικοθεραπευτική αντιμετώπιση στηρίζεται κυρίως στην επανεκπαίδευση της βάδισης με απαραίτητη προϋπόθεση την ενδυνάμωση και τον συντονισμό των κάτω άκρων. Η φυσικοθεραπεία πρέπει να προσαρμόζεται περισσότερο προς τη λειτουργική εκτέλεση συγκεκριμένων στόχων, με ευχάριστες δραστηριότητες και ασκήσεις. Έτσι το φυσικοθεραπευτικό πρόγραμμα προσαρμόζεται στις ανάγκες του ασθενή και ακολουθούνται οι ασκήσεις των κάτω άκρων, καθώς και ασκήσεις ισορροπίας, βάδιση σε διάφορα μέρη όπως και σε κυλιόμενο τάπητα όπως έχει ήδη προαναφερθεί.

## 1.5 ΝΟΣΟΣ ΤΟΥ ΠΑΡΚΙΝΣΟΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.

Η Νόσος του Πάρκινσον (ΝΠ) είναι ένα κλινικό σύνδρομο που χαρακτηρίζεται από τη διαταραχή της κινητικότητας και πιο συγκεκριμένα από τρόμο, ακαμψία, στοιχεία βραδυκινησίας, υποκινησία, ακινησία και παθολογικές στάσης. Οφείλεται στη μη σωστή λειτουργία των βασικών γαγγλίων, νευροχημικά η ΝΠ χαρακτηρίζεται από τη διαταραχή της κεντρικής ντοπαμινεργικής οδού από τη μέλαινα ουσία προς το ραβδωτό σώμα. Πέρα από την ελάττωση της ντοπαμίνης, η ΝΠ χαρακτηρίζεται από την απώλεια νευρώνων και τον αποχρωματισμό της μέλαινας ουσίας και του υπομέλα τόπου και συνεπακόλουθων μεταβολών στη μετάδοση νευρικών ώσεων στη μελαιοραβδωτή οδό ( Agid et all,1990).

Οι ασθενείς με ΝΠ έχουν γενικευμένη επιβράδυνση της κινητικότητας καθημερινών κινήσεων, υπολείπονται του στόχου και της ακολουθίας της κίνησης και αντιμετωπίζουν δυσκολίες όπως η έγερση από την καθιστή θέση και η βάδιση, εφόσον απαρτίζονται από διαδοχικές κινήσεις. Εκτός απ τη δυσκολία εκτέλεσης διαδοχικών κινήσεων, οι ασθενείς με ΝΠ έχουν πρόβλημα και στην εκτέλεση δύο κινητικών

ενεργειών την ίδια στιγμή.

Όσον αφορά τη βάδιση η πιο συχνά παρατηρούμενες διαταραχές είναι η δυσκολία στην έναρξη και η βραδύτητα της κίνησης. Οι ασθενείς με ΝΠ περπατούν με μικρά, συρτά βήματα, ακανόνιστο μήκος βηματισμού, τυπική θέση κάμψης, ελαττωμένη κίνηση των άνω άκρων και ελαττωμένη γωνιακή μετατόπιση των αρθρώσεων των κάτω άκρων (Knutsson 1972, Murray et all 1978, Forssberg et all, 1984, Blin et all 1990,1991). Αυτά τα προβλήματα τείνουν να επιδεινώνονται καθώς προοδεύει νόσος και σχετίζεται με την απώλεια της ανεξαρτησίας και την αύξηση του ποσοστού των πτώσεων. Το πάγωμα, κατά την έναρξη η κατά τη βάδιση, παρατηρείται επίσης συχνά και εκδηλώνεται ιδιαίτερα συχνά κατά τη στροφή ή σε στενά μέρη (Stern et all, 1980, Giladi et all, 1992). Πέρα από τη συρτή βάδιση και το πάγωμα, μπορεί να παρατηρηθεί και ακούσια επιτάχυνση της βάδισης με μικρά βήματα σε κάποια άτομα.

#### 1.5.1 Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση.

Για την θεραπεία της ΝΠ ακολουθείται φαρμακευτική αγωγή χορηγώντας στον ασθενή από το στόμα μια συγκεκριμένη ποσότητα λεβοντόπας έτσι ώστε τα ποσοστά της ντοπαμίνης στο εγκέφαλο να επανέλθει στα φυσιολογικά του επίπεδα. Σε μερικούς ασθενείς η χορήγηση λεβοντόπας είχε ως αποτέλεσμα κάποιες παρενέργειες.

Σύμφωνα με τελευταίες εξελίξεις της επιστήμης, σήμερα εκτός απ τη χορήγηση λεβοντόπας πραγματοποιείται χειρουργική επέμβαση και τοποθέτηση ηλεκτροδίου στα βασικά γάγγλια του ασθενούς έτσι ώστε ερεθίζοντας τα βασικά γάγγλια να παράγουν την επιθυμητή ποσότητα ντοπαμίνης και ο ασθενής να κάνει τις κινήσεις του φυσιολογικά. Η ρύθμιση του ηλεκτροδίου γίνεται με μια συσκευή η οποία τοποθετείται ενδοδερματικά και ρυθμίζεται από τον θεράποντα Ιατρό, μέσω μιας εξωτερικής συσκευής. Όσο αναφορά την φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση σε ασθενείς με ΝΠ λαμβάνει χώρα και πριν ακόμα τη χορήγηση της λεβοντόπας.

Η μάλαξη, οι τεχνικές χαλάρωσης, η διάταση των μαλακών μορίων και ένα πρόγραμμα ασκήσεων συμβάλλουν σημαντικά την διατήρηση της φυσικής κατάστασης του ασθενή. Μια άποψη, που εκφράζεται στη σχετική θεραπεία της νόσου, είναι οι τεχνικές χαλάρωσης, οι στροφές του κόσμου, τα αμφίπλευρα συμμετρικά και αμοιβαία πρότυπα της PNF, οι ρυθμικές και ακουστικές προτροπές, για την ελάττωση της

ακαμψίας. Επίσης κατά την φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση θα πρέπει να χρησιμοποιείται, έκτος του ρυθμού, στόχοι, ασκήσεις έγερσης και επαναφοράς στην καθιστή θέση, βάρδια που σε τακτά χρονικά διαστήματα ο ασθενής να σταματάει και να ξαναξεκινά μετά από εντολή και ασκήσεις επανεκπαίδευσης σωστής στάσης καθώς και ασκήσεις αντοχής για την αναπνευστική λειτουργία. Τέλος μπορούν να χρησιμοποιηθούν και νέες μέθοδοι της σύγχρονης επιστήμης, οι οποίες αφορούν ρομποτικά μηχανήματα και βοηθήματα κατά την διαδικασία της βάρδιας.

## 1.6 ΣΚΛΗΡΥΝΣΗ ΚΑΤΑ ΠΛΑΚΑΣ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.

Η Σκλήρυνση Κατά Πλάκας (ΣΚΠ) είναι μια απομυελινωτική νόσος που προκαλεί η γενικευμένη εκφύλιση του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ), η οποία σταδιακά οδηγεί σε σοβαρά νευρολογικά ελλείμματα. Η απομυελίνωση είναι η εκφύλιση της θήκης της μυελίνης που οφείλεται σε μια φλεγμονώδη και καταστροφική επεξεργασία με το νευράξονα να χάνει το περίβλημα από μυελίνη εν μέρει ή και συνολικά. Η καταστροφή της θήκης της μυελίνης διαταράσσει τη φυσιολογική μετάδοση των νευρικών ώσεων και οδηγεί στην εκδήλωση νευρολογικών σημείων και συμπτωμάτων.

Η νόσος εξελίσσεται με εξάρσεις και υφέσεις. Ανάλογα με τον εντοπισμό της βλάβης, μπορεί να εκδηλωθούν σημεία βλάβης του ανώτερου κινητικού νευρώνα, ενώ η προσβολή της παρεγκεφαλίδας και των συνδέσεων της παράγει αταξικά συμπτώματα, τα οποία συνήθως συνοδεύονται από το φλοιονωτιαία βλάβη. Κλινικό σημείο είναι η αδυναμία, η σπαστικότητα που τυπικά θεωρείται και ως το πιο συχνό πρόβλημα στη ΣΚΠ, η μετάλλαξη της αισθητικότητας, η κόπωση που εμποδίζει τις σωματικές και κοινωνικές δραστηριότητες και επιδεινώνεται με τη ζέστη.

### 1.6.1 Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση.

Δεν υπάρχει προς το παρόν ακριβή θεραπεία για την ΣΚΠ, το μόνο που μπορεί να κάνει μέχρι σήμερα η επιστήμη είναι να διατηρήσει τον ασθενή όπως έχει και η νόσος

να μην εξελίσσεται γρήγορα, αλλά να επιβραδύνεται. Όσον αφορά τη φυσικοθεραπευτική παρέμβαση η συνολική στόχοι είναι :

- Η βελτιστοποίηση των επιδόσεων σε καθημερινές δραστηριότητες και δεξιότητες.
- Η μεγιστοποίηση των λειτουργικών ικανοτήτων.
- Η πρόληψη ανικανοτήτων και αναπηριών.
- Η βελτίωση της ποιότητας ζωής του ατόμου.

Επίσης πιο εξειδικευμένοι στόχοι της φυσικοθεραπείας μπορεί να είναι :

- Η διατήρηση της μυοσκελετικής αρτιότητας.
- Η διατήρηση της αεροβικής ικανότητας.
- Η αντιμετώπιση της κόπωσης.
- Η συνεργασία με το άτομο για να εξαλείψουμε ότι οι παρεμβάσεις είναι σχετικές με τις ανάγκες και τις επιθυμίες του.
- Η συνεργασία με το άτομο για τον καθορισμό σκοπού και προσδοκιών.
- Η παροχή κατάλληλων βοηθημάτων για την καθημερινή διαβίωση (Janet Carr, Roberta Shepherd, 1998) .

Και επίσης προγράμματα ομαδικής θεραπείας, όπως επίσης και οι νέες μέθοδοι θεραπείας, με την χρήση νέων βοηθημάτων και μηχανημάτων όπως η ανακάλυψη της ρομποτικής θεραπείας.

## 1.7 ΚΑΚΩΣΕΙΣ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.

Οι Κακώσεις Νωτιαίου Μυελού (ΚΝΜ) αναφέρονται στον άμεσο τραυματισμό του νωτιαίου μυελού που συμβαίνει πιο συχνά σε τροχαία ατυχήματα, πτώσεις ή ακόμα λόγω παθολογικής αιτιολογίας. Σε ΚΝΜ απαραίτητο είναι να καθορισθεί αν πρόκειται για πλήρη ή μερική διατομή του νωτιαίου μυελού. Μερική θα είναι η διατομή αν υπάρχει έστω και κάποιο υπόλειμμα κινητικής ή αισθητικής λειτουργίας κάτω από το επίπεδο της βλάβης. Τέτοια ένδειξη μπορεί να είναι κάποια υπολείμματα αισθητικότητας στα κάτω άκρα, στα ιερά δερμοτόμια, στη πρωκτική περιοχή, κάποια ικανότητα για σύσπαση του σφικτήρα του πρωκτού, κίνηση των δακτύλων των ποδιών. Ο βαθμός παράλυσης εξαρτάται από το επίπεδο της διατομής του ΝΜ και συνοψίζεται στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 1.1).

Νευρολογικό Επίπεδο (Σπονδυλικό Επίπεδο)	Κλινική Εικόνα	Αναπνευστική Λειτουργία	Κινητικότητα	Αισθητικότητα	Αντανακλαστικά Αρχικά/Τελικά
A1 (A1-A2)	Ασθενής Νεκρός	-	-	-	-
A2 (A2-A3)	Τετραπληγία	Μόνιμη Αναπνευστική Υποστήριξη.	-	-	-
A3 (A3-A4)	Τετραπληγία	Μόνιμη Αναπνευστική Υποστήριξη.	-	-	Αρχικά τίποτα/ Έντονα
A4 (A4-A5)	Τετραπληγία	Μειωμένη	-	Μόνο στο ανώτερο πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα.	Αρχικά τίποτα/ Έντονα
A5 (A5-A6)	Τετραπληγία	Μειωμένη	Εν μέρει δελτοειδής και δικέφαλος.	Ανώτερη πρόσθια επιφάνεια του θώρακα/ Έξω επιφάνεια του βραχίονα.	Δικεφάλου
A6 (A6-A7)	Τετραπληγία	Μειωμένη	Δικέφαλος, στροφείς ώμου, εκτείνοντες καρπού.	Έξω επιφάνεια του άνω άκρου/ Αντίχειρας, δείκτης, 1/2 μέσου.	Δικεφάλου, βραχιονοκερκιδικού.
A7 (A7-Θ1)	Τετραπληγία	Καλή	Τρικέφαλος, καμπτήρες καρπού, μικροί εκτείνοντες δακτύλων.	Έξω επιφάνεια του άνω άκρου/ Αντίχειρας, δείκτης, μέσος.	Δικεφάλου, βραχιονοκερκιδικού, τρικεφάλου.

A8 (Θ1-Θ2)	Τετραπληγία	Καλή	Φυσιολογικό AA εκτός μύες άκρας χείρας.	Έξω επιφάνεια του άνω άκρου/ Άκρα χείρα/Εσω επιφάνεια αντιβραχίου.	AA
Θ1 (Θ2-Θ3)	Παραπληγία	Καλή	Φυσιολογικό AA/ KA Παράλυση.	Φυσιολογική AA έως ύψος θηλών.	AA
Θ2 (Θ3-Θ4)	Παραπληγία	Καλή	Αδυναμία σε Κοιλιακούς, ραχιαίους.	Ύψος θηλών.	AA, Κορμός.
Θ3 (Θ4-Θ5)	Παραπληγία	Καλή	Αδυναμία σε Κοιλιακούς, ραχιαίους.	Ύψος θηλών.	AA, Κορμός.
Θ4 (Θ5-Θ6)	Παραπληγία	Καλή	Αδυναμία σε Κοιλιακούς, ραχιαίους.	Ύψος θηλών.	AA, Κορμός.
Θ5 (Θ6-Θ7)	Παραπληγία	Καλή	Αδυναμία σε Κοιλιακούς, ραχιαίους.	Ξιφοειδής απόφυση	AA, Κορμός.
Θ6 (Θ7-Θ8)	Παραπληγία	Καλή	Αδυναμία σε Κοιλιακούς, ραχιαίους.	Ξιφοειδής απόφυση	AA, Κορμός.
Θ7 (Θ8-Θ9)	Παραπληγία	Καλή	Κοιλιακοί, ραχιαίοι.	Ξιφοειδής απόφυση	AA, Κορμός.
Θ8 (Θ9- Θ10)	Παραπληγία	Καλή	Κοιλιακοί, ραχιαίοι.	Ομφαλός	AA, Κορμός.
Θ9 (Θ10- Θ11)	Παραπληγία	Καλή	Κοιλιακοί, ραχιαίοι.	Ομφαλός	AA, Κορμός.
Θ10 (Θ11- Θ12)	Παραπληγία	Καλή	Κοιλιακοί, ραχιαίοι.	Ομφαλός	AA, Κορμός.
Θ11 (Θ12- Ο1)	Παραπληγία	Καλή	Κοιλιακοί, ραχιαίοι.	Βουβωνική περιοχή	AA, Κορμός.
Θ12 (Ο1- Ο2)	Παραπληγία	Καλή	Κοιλιακοί, ραχιαίοι.	Βουβωνική περιοχή	AA, Κορμός.



O1 (O2-O3)	Παραπληγία	Καλή	Πιθανώς μερικώς ο λαγονοφοΐτης	Έως άνω τριτημόριο πρόσθιας επιφάνειας μηρού	Αρχικά τίποτα/ Ίσως έντονα επιγονατίδας
O2 (O3-O4)	Παραπληγία	Καλή	Κάμψη ισχίου λαγονοφοΐτης / μειωμένη προσαγωγή	Έως μέσω τριτημόριο πρόσθιας επιφάνειας μηρού	Ίσως της επιγονατίδας
O3 (O4-O5)	Παραπληγία	Καλή	Καμπτήρες ισχίου / προσαγωγοί	Έως το γόνατο	Επιγονατίδας
O4 (O5-I1)	Παραπληγία	Καλή	Ισχίο / Πρόσθιος κνημιαίος	Μηρός / Έσω επιφάνεια κνήμης και άκρου πόδα	Επιγονατίδας
O5	Μερική παραπληγία	Καλή	Εκτός μέγας γλουτιαίος, δικέφαλος μηριαίος, γαστροκνήμιος, υποκνημίδιος	Εκτός έξω και πελματιαία επιφάνεια άκρου πόδα	Επιγονατίδας
I1	Μερική παραπληγία	Καλή	Αδυναμία γαστροκνημίου, υποκνημιδίου	Περιπρωκτική αναισθησία, μη εκούσιος έλεγχος των σφικτήρων	Επιγονατίδας και αχίλλειο

Πίνακας 1.1. Νευρολογικό επίπεδο κάκωσης και βαθμός παράλυσης, μια αναφορά κατά προσέγγιση.

### 1.7.1.Φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση.

Όσο αναφορά την θεραπευτική παρέμβαση στις ΚΝΜ, διαφοροποιείται σύμφωνα με το επίπεδο της βλάβης και τον τύπο, δηλαδή εάν πρόκειται για ολική ή μερική διατομή του ΝΜ. Σε κάθε περίπτωση, γίνεται προσπάθεια για την μέγιστη δυνατή αποκατάσταση του ασθενή, προς την πλέον καθημερινή του ζωή.

Αν το επίπεδο της βλάβης είναι στην αυχενική μοίρα της Σπονδυλικής Στήλης (ΣΣ), τότε η θεραπεία προσαρμόζεται στην διατήρηση του ασθενή στην ζωή και την διαβίωση του χωρίς την χρήση μηχανημάτων υποστήριξης της ζωής. Έτσι το πρώτο μέρος της θεραπείας προσαρμόζεται στην υποστήριξη της καρδιοαναπνευστικής

λειτουργίας, με την χρήση μόνιμης ή μερικής αναπνευστικής υποστήριξης και της αναπνευστικής φυσικοθεραπείας, κινητοποίηση περιφερικών αρθρώσεων για την καλύτερη κυκλοφορία, την διατήρηση των αισθητικοκινητικών επιδόσεων και σε δεύτερη φάση η ψυχολογική υποστήριξη του ασθενή και η μυοσκελετική αρτιότητα.

Αν το επίπεδο της βλάβης είναι στην ανώτερη θωρακική μοίρα της ΣΣ, τότε η θεραπεία επικεντρώνεται στην διατήρηση της αναπνευστικής ικανότητας και ενδυνάμωση της, της αισθητικοκινητικότητας των Άνω Άκρων (ΑΑ) και ενδυνάμωση τους, διατήρηση μυϊκής ισχύος σε κοιλιακούς και ραχιαίους όσο αυτό είναι δυνατό, εκμάθηση χρήσης αναπηρικού αμαξιδίου. Αν το επίπεδο της βλάβης είναι στην κατώτερη θωρακική μοίρα της ΣΣ τότε η θεραπεία επικεντρώνεται όπως και στην ανώτερη θωρακική μοίρα της ΣΣ, με την διαφορά της ενδυνάμωσης των κοιλιακών και ραχιαίων.

Ανάλογα με το επίπεδο της βλάβης στην οσφυϊκή μοίρα της ΣΣ τότε η θεραπεία επικεντρώνεται στην διατήρηση των αισθητικοκινητικών επιδόσεων και την ενδυνάμωση των μυών που διατηρούν κίνηση στο επίπεδο αυτό, και κατεβαίνοντας επίπεδο βλάβης ενδυνάμωση των αντίστοιχων μυών και επανεκπαίδευση της βάδισης. Προτείνονται νέες μέθοδοι για την επανεκπαίδευση της βάδισης στην σύγχρονη θεραπευτική αντίληψη, με την χρήση κυλιόμενου τάπητα, ιμάντες υποστήριξης βάρους και ρομποτικά βοηθήματα.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2<sup>ο</sup>**

### **ΡΟΜΠΟΤΙΚΗ ΕΠΑΝΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ**

## **ΕΙΣΑΓΩΓΗ**

Η διαταραχή της βάδισης, νευρολογικής ή μη αιτιολογίας, επηρεάζει τόσο την λειτουργικότητα όσο και την ψυχολογική υγεία του ασθενή, αφού επηρεάζει την κοινωνικότητα και την αντιμετώπιση του από το κοινωνικό σύνολο. Ο ασθενής αρχίζει μια νέα ζωή, αφού όλα γύρω του αλλάζουν τόσο στην ιδιωτική του ζωή όσο και στην κοινωνική. Η καθημερινότητα της εργασίας διαταράσσεται και η καθιστική ζωή αυξάνεται. Η φυσικοθεραπευτική του αντιμετώπιση δεν αποσκοπεί μόνο λοιπόν στην αποκατάσταση της λειτουργικότητας του κινητικά, άλλα τόσο στην ψυχολογική του υποστήριξη όσο και στην επανένταξη του στην κοινωνία.

Με την χρήση της ρομποτικής αποκατάστασης της βάδισης, η φυσικοθεραπεία, μετά από τις ελάχιστες έρευνες που έχουν γίνει, έχει αποδειχθεί και είναι υπό έρευνα ακόμη, ότι γίνεται ποιο αποτελεσματική και κερδοφόρα προς όφελος του ασθενή. Η ρομποτική έχει δημιουργήσει πολλά συστήματα κατάρτισης για την αποκατάσταση της βάδισης και βοηθούν πολύ την αποκατάσταση και ταυτόχρονα είναι ένα πολύ σημαντικό εργαλείο για τους φυσικοθεραπευτές τόσο για την αποτελεσματικότητας της θεραπείας, όσο και για την λιγότερη κόπωση και χειρονακτική εργασία των φυσικοθεραπευτών.

Τα ρομποτικά συστήματα κατάρτισης για την αποκατάσταση των διαταραχών της βάδισης, λόγω νευρολογικής αιτιολογίας, αν και είναι καινούρια μέθοδος, είναι ποικίλα. Παρόλα αυτά όμως δεν μπορεί να υπάρξει μέτρο σύγκρισης των συστημάτων αυτόν, όσο αναφορά την αποκατάσταση της βάδισης, γιατί όλα αυτά βρίσκονται υπό έρευνα ακόμη, άλλα το σίγουρο είναι ότι βοηθούν σημαντικά και αποτελεσματικά στην αποκατάσταση της βάδισης και την νευροεπανεκπαίδευση.

## 2.1 ΤΙ ΕΙΝΑΙ Η ΡΟΜΠΟΤΙΚΗ

Η ρομποτική είναι ένας σύγχρονος τεχνολογικός κλάδος της αυτοματοποίησης, που έχει ως αντικείμενο τη μελέτη, το σχεδιασμό και τη λειτουργία των ρομπότ, καθώς και την έρευνα για την περαιτέρω ανάπτυξή τους. Η χρήση της ρομποτικής έχει κατ' εξακολούθηση δώσει λύσεις σε διάφορες παθήσεις. Πρόσφατο παράδειγμα αποτελεί η βελτίωση της κινητικότητας των άνω και κάτω άκρων σε ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές όπως είναι το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο, η κρανιοεγκεφαλική κάκωση, η νόσος του Πάρκινσον, η σκλήρυνση κατά πλάκας καθώς και σε κακώσεις νωτιαίου μυελού.

## 2.2 Η ΡΟΜΠΟΤΙΚΗ ΣΤΗΝ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

Η θεραπευτική ανάπτυξη της ρομποτικής άρχισε περίπου πριν από 15 χρόνια οπότε και επιστημονικά στοιχεία που να υποστηρίζουν προσεγγίσεις αποκατάστασης ήταν πολύ αραιές. Αυτό είχε μια δυσκολία για την ανάπτυξη των τεχνολογικών συστημάτων αποκατάστασης κατά το παρελθόν (Herman Kingma, 2009). Η ρομποτική επίσης είναι ένα πολύτιμο εργαλείο για τους φυσικοθεραπευτές διότι οι ίδιοι καταλαμβάνουν λιγότερη προσπάθεια και όχι πολύ μεγάλη χειρονακτική εργασία, δίνοντας τους την ευκαιρία να εφαρμόζουν θεραπεία με λιγότερη κόπωση. Είναι αναγκαία η βελτίωση των μεθόδων αποκατάστασης καθώς και των μεθόδων νευροεπακπαίδευσης.

Για τη μετάβαση από τις τρέχουσες στρατηγικές αποκατάστασης, πρέπει να έχουμε μια σταθερή και ακριβή κατανόηση των ειδικών θεραπειών. Υπάρχει ανάγκη για έρευνα στον τομέα της αποτελεσματικότητας στις σαφώς καθορισμένες φυσικές μεθόδους αποκατάστασης, σε συγκεκριμένη χρονική στιγμή για συγκεκριμένους ασθενείς (Dylan J Edwards, 2009). Η ρομποτική αποκατάσταση μπορεί να αντιπροσωπεύει την πιο εξελιγμένη μέθοδο που είναι διαθέσιμη σήμερα για την αξιόπιστη και ακριβή θεραπεία. Η ρομποτική τεχνολογία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ποσοτικοποίηση και παρακολούθηση της συμπεριφοράς του ασθενή.

Κινηματικά και κινητικά στοιχεία μπορούν να ληφθούν κατά τη διάρκεια της ομαδικής θεραπείας ή κατά τη διάρκεια μιας χωριστής αξιολόγησης, καθιστώντας έτσι τα ρομπότ αποκατάστασης ένα ιδανικό εργαλείο για την παροχή πληροφοριών του ασθενή, πιο ευαίσθητη και αξιόπιστη από τις κλασικές κλινικές κλίμακες. Εκτός από την βοήθεια να κατανοήσουμε τον κινητικό έλεγχο σε σχέση με τα ειδικά χαρακτηριστικά της βλάβης, η ρομποτική μπορεί να μας βοηθήσει να καταλάβουμε την αποτελεσματικότητα των παραδειγμάτων μηχανοκίνητης μάθησης. Η ρομποτική μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να ερευνησει εάν οι ασθενείς που αναρρώνουν από νευρολογική βλάβη μπορούν να αποκτήσουν κινητικές ικανότητες παρόμοιες με υγιείς ενήλικες.

### 2.3 ΡΟΜΠΟΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΚΑΤΑΡΤΙΣΗΣ

Έχουν εφευρεθεί σήμερα πολλά ρομποτικά συστήματα κατάρτισης τόσο για το άνω άκρο όσο και για το κάτω άκρο. Αυτά τα συστήματα βοηθούν στην νευροεπανεκπαίδευση της κίνησης είτε για το άνω άκρο είτε για το κάτω άκρο ή ακόμη και για το συνδυασμό και των δύο. Χρησιμοποιούνται για την νευροεπανεκπαίδευση και την αποκατάσταση πολλών νευρολογικών διαταραχών και των ελλειμμάτων που προκαλούν στον ασθενή. Δίνουν την δυνατότητα στον ασθενή να χρησιμοποιήσει τα άκρα που έχουν πληγεί από την πάθηση, μέσω στοχευόμενων ασκήσεων και χρήση αντικειμένων.

Έχουν δημιουργηθεί διάφορα ρομποτικά συστήματα που επιτρέπουν τη κίνηση σε συγκεκριμένους βαθμούς ελευθερίας. Μερικά ρομποτικά συστήματα ενός βαθμού ελευθερίας κίνησης είναι το BATRAC & the Cozens arm robot και το ρομπότ βραχίονα Cozens. Τα συστήματα αυτά είναι χρήσιμα για την αποκατάσταση αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου σε ασθενείς με χαμηλότερα λειτουργικά επίπεδα βλάβης (επίπεδο ανεπάρκειας για την ικανότητά κίνησης). Πολλαπλών βαθμών ελευθερίας ρομποτικά συστήματα μπορεί να είναι χρήσιμα για τους ασθενείς με χαμηλότερα καθώς και υψηλότερα λειτουργικά επίπεδα (Bi-Manu-Track, Rolling Pin, Push & Pull). Άλλα ρομποτικά συστήματα κατάρτισης για την αποκατάσταση του άνω άκρου είναι τα:

- MIT-Manus, Krebs et al.
- MIME.
- BI-MANU-TRACK, Hesse et al.
- BATRAC.
- Armin.
- NeReBot.
- AJB ή Active Joint Brace.
- T-WREX, Reinkensmeyer et al.
- UniTherapy.
- Haptic Master.
- Guide (Arm Guide), Kahn et al.
- Rutgers Master II glove και Cyber Glove, Burdea et al.

Η ανάπτυξη και η αύξηση της αποδοχής της ρομποτικής αποκατάστασης, καθώς και η πρόοδος της τεχνολογίας επιτρέπει λοιπόν νέες μορφές θεραπείας για ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές. Με την χρήση ρομποτικής βάδισης η θεραπεία μπορεί να αυξήσει τη διάρκεια της κατάρτισης και της έντασης των ασθενών με ταυτόχρονη μείωση της σωματικής καταπόνηση για τον θεραπευτή. Τα βέλτιστα αποτελέσματα κατά την ρομποτική επανεκπαίδευση βάδισης γενικά εξαρτώνται από την κατάλληλη επανατροφοδότηση σχετικά με τις επιδόσεις της κίνησης.

Αρνητικό στοιχείο της ρομποτικής επανεκπαίδευσης βάδισης σε σχέση με την κλασική φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση είναι η απώλεια της φυσικής αλληλεπίδρασης μεταξύ του θεραπευτή και του ασθενή. Έτσι είναι δύσκολο κατά τον θεραπευτή να εκτιμήσει επακριβώς τα αποτελέσματα της θεραπείας (Gery Colombo, Robert Riener, Lars Lünenburger, 2007).

### 2.3.1 Νάρθηκας Οδηγούμενης Βάδισης, Driven Gait Orthosis (DGO-Locomat).

Αρκετές μελέτες έχουν δείξει θετικά αποτελέσματα μιας σύγχρονης προσέγγισης όταν το βάρος του σώματός του ασθενή υποστηρίζεται από ιμάντες και ο ασθενής τοποθετείται πάνω σε διάδρομο και τα πόδια του καθοδηγούνται από θεραπευτές. Υπάρχουν κάποιες ενδείξεις ότι η αυξημένη ένταση αυτής της δραστηριότητας θα

μπορούσε να οδηγήσει σε πιο σαφή αποτελέσματα. Ωστόσο, το εγχειρίδιο μορφής αυτής της θεραπείας στην οποία τα πόδια του ασθενούς καθοδηγούνται από δύο θεραπευτές που μετακινούν κατά μήκος τους άκρους πόδες είναι επίπονη για τη θεραπευτική εργασία και αρκετά δαπανηρή. Ανάλογα με τη κατάσταση του ασθενή, οι θεραπευτές πρέπει να συνδυάζουν τα πόδια στην ανάλογη θέση με την έκταση του γόνατος παρά το βάρος του ασθενούς ή πρέπει να κάμψουμε την άρθρωση του γόνατος, πιθανός λόγο σπαστικότητας, και άρση του άκρου ποδός κατά την φάση αιώρησης. Κατά τη διάρκεια της κατάρτισης ο θεραπευτής καταβάλλει μεγάλη σωματική προσπάθεια, ενώ ο ασθενής θα μπορούσε να επωφεληθεί από τη μεγαλύτερη διάρκεια.

Πρόσφατα αναπτύχθηκε ένα ρομπότ αποκατάστασης που επιτρέπει την παροχή συνεχούς υποστήριξης για τα πόδια σε φυσιολογικό ρυθμό βάρδισης, υψηλής ακριβείας και επανάληψης, και η παρατεταμένη διάρκεια της κατάρτισης στη συγκίνηση με το εγχειρίδιο της διαδικασίας κατάρτισης.

Η απώλεια όμως της φυσικής επαφής μεταξύ του θεραπευτή και του ασθενή είναι ένα μειονέκτημα, αλλά μπορεί εν μέρει να αντιμετωπιστεί με την τεχνολογία. Η φυσική επαφή χρησιμοποιήθηκε συχνά από το θεραπευτή για να "αισθάνεται" την ικανότητα και την δραστηριότητα του ασθενούς. Με αυτές τις πληροφορίες, ο θεραπευτής μπορεί να παράσχει πληροφορίες στον ασθενή, να δίνει οδηγίες κατάρτισης και να συμβάλει στη βελτίωση των κινήτρων του ασθενούς. Επίσης κατά τη ρομποτική αποκατάσταση λαμβάνεται και υπολογιστικά, μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή, η επίδοση και η βελτίωση της κατάστασης του ασθενούς.

Δεδομένου ότι το βιολογικό ποσοτικά, μεταφέρεται σε βιολογικό σύστημα μέσω της τεχνητής ανατροφοδότησης, ο όρος "βιοανάδραση" έχει εισαχθεί και έγινε ευρύτερα αποδεκτός. Για τα άτομα με νευρολογικές διαταραχές, η ερμηνεία των εγγενών ανάδρασης θα μπορούσε να γίνει δύσκολη ή ανακριβής λόγω διαταραχής της σωματοαισθητικής οδούς (Colombo et al).

Η τεχνική εφαρμογή της βιοανάδρασης πραγματοποιείται με τη χρήση του νάρθηκα DGO (Εικόνα 2.1). Ο DGO είναι ένας διμερής ρομποτικός νάρθηκας που χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με ένα σύστημα υποστήριξης σωματικού βάρους για τον έλεγχο του κινήσεων των ποδιών του ασθενούς κατά τη διαδικασία της βάρδισης. Για την εφαρμογή αυτή τα πόδια του ασθενή καθοδηγούνται από τον DGO με υψηλή αντίσταση



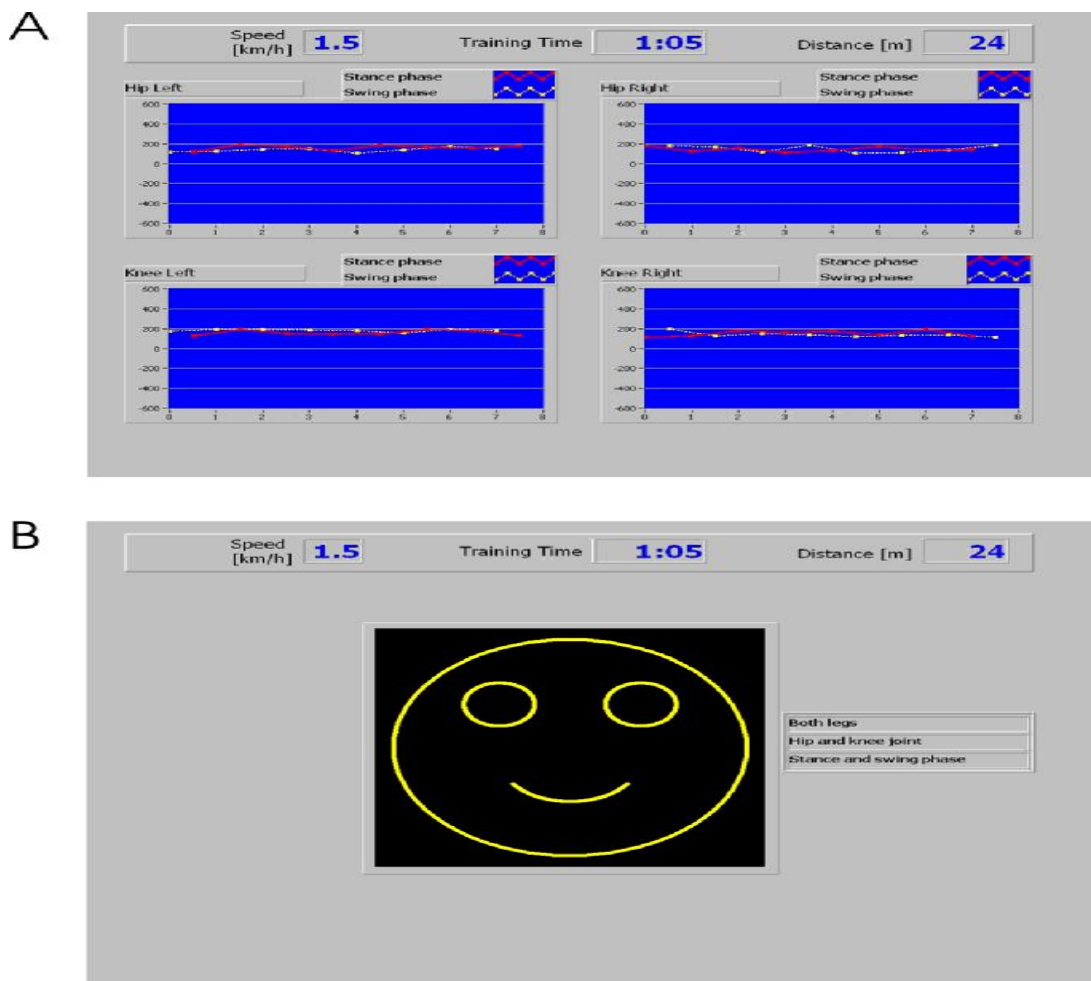
(που ισοδυναμεί με έλεγχο θέσης). Ο νάρθηκας DGO παρέχει άμεση πληροφόρηση σχετικά με τη δραστηριότητα και τις επιδόσεις του ασθενή. Εάν ο ασθενής κινείται δραστήρια σύμφωνα με το επιθυμητό εύρος τροχιάς, τότε οι ροπές αλληλεπίδρασης από το νάρθηκα είναι μηδενικές. Εάν ο ασθενής λειτουργεί παθητικά και δεν συμβάλλει στην δραστηριότητα λόγω πάρεσης ή έλλειψης κινήτρων, τότε ο νάρθηκας ασκεί ροπή για να διατηρηθεί το επιθυμητό εύρος τροχιάς. Αντίθετα, εάν ο ασθενής προσπαθεί να κινηθεί ταχύτερα απ' ότι έχει οριστεί, το ρομπότ επιβραδύνει την κίνηση.

Η κατάλληλη επιλογή της θέσης του κέντρου βάρους οδηγεί σε θετικές τιμές βιοανάδρασης όταν ο ασθενής ασκεί θεραπευτικά επιθυμητές δραστηριότητες. Συγκεκριμένα η κάμψη του ισχίου είναι υποχρεωμένη να φέρει το πόδι εμπρός κατά την φάση αιώρησης, η κάμψη του γόνατος κατά την πρώιμη φάση αιώρησης και η έκταση του γόνατος κατά την τελική φάση αιώρησης. Κατά την φάση στήριξης, η πιο σημαντική δραστηριότητα είναι η αντοχή της φόρτισης με ισομετρική έκταση του γόνατος, ενώ η έκταση του ισχίου από το συνδυασμό των δραστηριοτήτων τόσο των μυών όσο και της παθητικής κινητοποίησης. Αυτό σημαίνει ότι για κάθε άρθρωση, εκτός της άρθρωσης του γόνατος κατά τη φάση στήριξης, δημιουργείται ροπή κατά την αντίθετη κατεύθυνση της κίνησης που προκαλεί αρνητική ανάδραση, ενώ παράλληλα προς την κατεύθυνση της κίνησης μια θετική ανάδραση.

Επίσης οι επιδόσεις του ασθενή καταγράφονται μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή και ταυτόχρονα εμφανίζονται σε μια οθόνη, όπου ο ασθενής έχει πρόσβαση στο να αντιλαμβάνεται την πρόοδό του. Τέλος η οπτική επανατροφοδότηση προσφέρει στους ασθενείς με γνωσιακά προβλήματα την κατανόηση της θεραπευτικής δραστηριότητας, καθώς και την επιβράβευσή τους με την εμφάνιση εικόνας που παρουσιάζει ένα χαμογελαστό πρόσωπο (Εικόνα 2.2).



Εικόνα 2.1 Νάρθηκας Οδηγούμενης Βάδισης, Driven Gait Orthosis (DGO-Locomat) (Photo courtesy of Hocoma AG, Volketswil, CH).

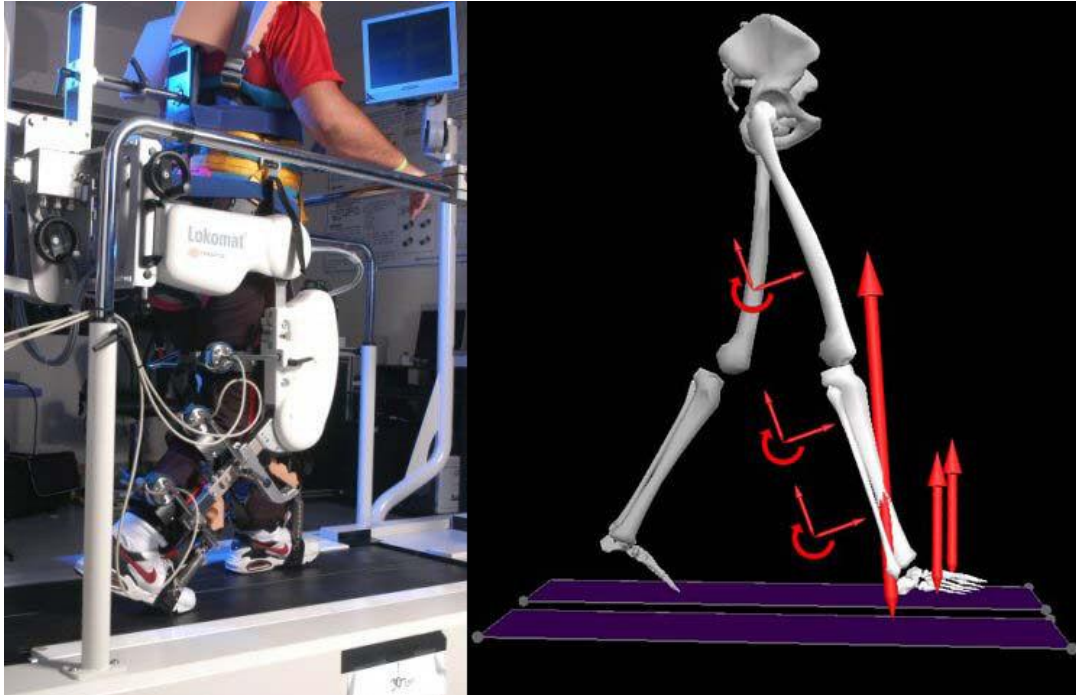


Εικόνα 2.2 Οπτική απεικόνιση της βιοανάδρασης (Lokomat Pro)

Με αυτήν την μέθοδο η θεραπεία μπορεί να γίνει σε άτομα με νευρολογικές διαταραχές για την επανεκπαίδευση της βάδισης, με την υποστήριξη του σωματικού βάρους του ασθενή. Με την ανάπτυξη της τεχνολογίας προστέθηκαν και άλλες μέθοδοι για την ανάλυση των επιδόσεων του ασθενή. Το Codamotion είναι ένα ενεργό σύστημα σήμανσης (Charnwood Dynamics Ltd, UK) που χρησιμοποιήθηκε για την παρακολούθηση της κινηματικής του κάτω άκρου. Χρησιμοποιείται μαζί με την συσκευή Lokomat χωρίς να την επηρεάζει. Προστίθεται με ένα άκαμπτο πλαστικό κάτω από τις λαβές των κάτω άκρων της συσκευής Lokomat. Η κάμερα Codamotion τοποθετείται περίπου 2 μέτρα μπροστά από το Lokomat. Οι θέσεις καταγράφηκαν στα 100 Hz και εξάγεται με το λογισμικό πρόγραμμα Visual 3D (C-Motion INC, Rockville MD). Για την λεπτομερή περιγραφή χρησιμοποιήθηκε κάτω από το Lokomat, η οποία καταγράφει τις

δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους για κάθε πόδι στο κατακόρυφο, πρόσθιο-οπίσθιο, έσω-έξω πλευρικούς άξονες (Εικόνα 2.3).

Ηλεκτρομυογραφικές (ΗΜΓ) αναλύσεις επίσης μπορούν να συλλέγονται από τον πρόσθιο κνημιαίο, γαστροκνήμιο, καμπτήρες ισχίου, έξω-έσω πλατύ, ορθό μηριαίο, μείζον γλουτιαίο, μέσο γλουτιαίο και προσαγωγών και των δύο κάτω άκρων σε ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές για την ανάλυση των επιδόσεων.



Εικόνα 2.3 Τοποθέτηση Codamotion και λογισμικό πρόγραμμα Visual 3D (από Nathan D Neckel et al, 2008).

Η αξιολόγηση της μέγιστης εκούσιας μυϊκής δύναμης των καμπτήρων και των εκτεινόντων ισχίου, καθώς και καμπτήρες, εκτείνοντες γόνατος σε ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές από το DGO Lokomat, παράγουν αξιόπιστα αποτελέσματα. Παρατηρείται αύξηση των επιδόσεων των ασθενών και αύξηση του μυϊκού έργου. Η μέθοδος αυτή αντιπροσωπεύει ένα πολύτιμο εργαλείο για να τεκμηριώσει την πορεία της αποκατάστασης σε άτομα με νευρολογικές διαταραχές (Marc Bolliger, Raphael Banz, Volker Dietz, Lars Lünenburger, 2008).

### 2.3.2 Σύστημα Υποστήριξης Σωματικού Βάρους και Κυλιόμενου Διάδρομου, Body Weight Support System and Treadmill (BWST).

Το σύστημα υποστήριξης του σωματικού βάρους σε διάδρομο (BWST) είναι μια θεραπευτική μέθοδος για την εκπαίδευση της κίνησης που σύντομα θα εισαχθεί στην φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση έτσι ώστε να βελτιώσει την βάρδιση σε ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές και ειδικότερα μετά από ΑΕΕ. Υπάρχουν πάνω από 20 κλινικές μελέτες που έχουν εξετάσει την αποτελεσματικότητα αυτής της θεραπευτικής προσέγγισης.

Οι πιο πρόσφατες δημοσιευμένες μελέτες που περιλαμβάνουν προγράμματα της διαδικασίας της επανεκπαίδευσης βάρδισης σε άτομα με οξύ και χρόνιο ΑΕΕ, ανέφεραν βελτίωση της ταχύτητας βάρδισης σε σύγκριση με τα άτομα που συμμετείχαν σε μη ειδικά, χαμηλής έντασης προγράμματα άσκησης. Ωστόσο, τα συμπεράσματα που έβγαλε ο Cochrane μετά από συστηματική ανασκόπηση και μετά-αναλύσεις είναι ότι δεν υπάρχουν αρκετά αποδεικτικά στοιχεία από μελέτες για τον προσδιορισμό του αποτελέσματος της εκπαίδευσης βάρδισης σε διάδρομο με ή χωρίς τη υποστήριξη του σωματικού βάρους μετά από ΑΕΕ. Πρόσφατες μελέτες έχουν δείξει επανειλημμένα ότι η διαδικασία της εκπαίδευσης με BWST, με υψηλότερες ταχύτητες είναι πιο αποτελεσματική στη βελτίωση την βάρδισης μετά από ΑΕΕ (Pamela W Duncan et al, 2007).

Με την χρήση αυτής της μεθόδου πετυχαίνουμε:

1. Τον κορμό σε όρθια θέση με πυελική περιστροφή για να επιτευχθεί φόρτιση του σκέλους.
2. Συμμετρικό μήκος διασκελισμού.
3. Κάμψη ισχίου και γόνατος κατά την πρώιμη φάση αιώρησης και της φάσης αιώρησης.
4. Έκταση ισχίου και γόνατος κατά τη διάρκεια της τελικής φάσης αιώρησης.

Η προτεραιότητα είναι να αποκτηθεί ο έλεγχος του κορμού και μετά ο έλεγχος των άκρων. Ο ασθενής προσαρμόζεται στις συνθήκες, όπως μεταβολές στην ταχύτητα του διαδρόμου από αργό σε ποιο γρήγορο να επιβραδύνουν και πάλι να αυξάνουν,

αιφνίδια να σταματάει ή να αρχίζει, χωρίς περιστροφή του κεφαλιού, ενώ βαδίζει, σε ανώμαλο έδαφος, ή σε εμπόδια στο περιβάλλον.

Το πρόγραμμα προσαρμόζεται στα εξής:

1. Ένα εξειδικευμένο πρόγραμμα κατάρτισης (LTP) που περιλαμβάνει την υποστήριξη του σωματικού βάρους και ένα διάδρομο ως τρόπο αποκατάστασης που παρέχονται 2 μήνες μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο (LTP- νωρίς).
2. 6 μήνες μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο (LTP- αργά).
3. Μη ειδική, χαμηλής έντασης στο σπίτι (HEP) με παρέμβαση 2 μήνες μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο.

Κριτήρια για την συμμετοχή:

1. ηλικία  $\geq 18$ ,
2. εγκεφαλικό επεισόδιο εντός 30 ημερών,
3. εναπομένουσα πάρεση στο κάτω άκρο,
4. δυνατότητα υποστήριξης στην όρθια θέση για 30 δευτερόλεπτα,
5. ικανότητα βάρδισης τουλάχιστον 10 δευτερόλεπτα, με μέγιστο 1 άτομο να βοηθά,
6. την ικανότητα να ακολουθήσει μια γραμμή σε τρία στάδια,
7. Ιατρική έγκριση για τη συμμετοχή των ασθενών,
8. αυτό-επιλεγμένη ταχύτητα βάρδισης 10 μέτρων, μικρότερη από 0,8 m/s κατά την εκτίμηση τους 2 μήνες,
9. την επιτυχή ολοκλήρωση της ανοχής σε εργομετρικό ποδήλατο στην αξιολόγηση 2 μηνών,
10. την ζωή στην κοινότητα τους 2 μήνες μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο ή αν ζουν σε έναν οίκο ευγηρίας που αναμένεται να αποφορτιστεί στο σπίτι και θα είναι σε θέση να επισπευτούν το κέντρο αποκατάστασης για να συμμετάσχουν στο πρόγραμμα LTP ή θα είναι σε θέση να λαμβάνουν το πρόγραμμα HEP στην εγκατάσταση γηροκομείου.

Κριτήρια αποκλεισμού για συμμετοχή σε αυτή τη μελέτη περιλαμβάνουν τα εξής:

1. Ζωή κατ 'οίκον νοσηλείας πριν από εγκεφαλικό επεισόδιο.
2. Αδυναμία βάδισης τουλάχιστον 150 μέτρα πριν από εγκεφαλικό επεισόδιο, ή διαλείπουσα χωλότητα, ενώ περπατούσαν λιγότερο από 200 μέτρα.
3. Σοβαρές καρδιακές παθήσεις.

Συμπληρωματικά κριτήρια αποκλεισμού περιλαμβάνουν:

4. Ιστορία σοβαρής χρόνιας αποφρακτικής πνευμονοπάθειας ή εξάρτησης οξυγόνου.
5. Έντονος πόνος που φέρει κατά την στήριξη του βάρους.
6. Προϋπάρχουσες νευρολογικές διαταραχές όπως η νόσος του Πάρκινσον, Σκλήρυνση κατά Πλάκας (MS), άνοια, ή προηγούμενο αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο με εναπομένονα κινητικά ελλείμματα.
7. Ιστορικό σοβαρού τραύματος της κεφαλής.
8. Ακρωτηριασμό κάτω άκρων.
9. Μη επούλωση ενός έλκους στο κάτω άκρο.
10. Νεφρική κάθαρση, ή τελικό στάδιο ηπατικής νόσου.
11. Μόνιμη τύφλωση ή σοβαρή οπτική αναπηρία.
12. Ιστορικό σημαντικής ψυχιατρικής νόσου που καθορίζονται από τη διάγνωση από διπολική συναισθηματική διαταραχή, ψύχωση, σχιζοφρένεια ή φαρμακευτική αγωγή για την κατάθλιψη.
13. Το προσδόκιμο ζωής λιγότερο από ένα έτος.
14. Σοβαρή αρθρίτιδα ή ορθοπεδικά προβλήματα που περιορίζουν το παθητικό εύρος κίνησης των κάτω άκρων.
15. Ιστορικό αλκοολισμού ή χρήση ναρκωτικών ουσιών κατά τους τελευταίους έξι μήνες, μεγάλη, μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο, κατάθλιψη.
16. Ιστορικό πνευμονικής εμβολής μέσα σε 6 μήνες.
17. Ανεξέλεγκτος διαβήτης με πρόσφατη απώλεια βάρους, διαβητικό κώμα, ή συχνές αντιδράσεις στην ινσουλίνη.



18. Σοβαρή υπέρταση με συστολική αρτηριακή πίεση μεγαλύτερη από 200 mmHg και διαστολική αρτηριακή πίεση μεγαλύτερη από 110 mmHg σε κατάσταση ηρεμίας, προηγούμενη ή τρέχουσα εγγραφή σε μια κλινική μελέτη για τη βελτίωση εγκεφαλικού επεισοδίου.
19. Κατοικία πάνω από 50 μίλια από τις περιοχές της κατάρτισης.
20. Ενδοκρανική αιμορραγία που σχετίζεται με ανευρυσματική ρήξη ή αρτηριοφλεβική δυσπλασία.

Για να μετρηθεί η ποσότητα της προεπιλεγμένης βάρδισης πάνω από μια παρατεταμένη χρονική περίοδο, χρησιμοποιείται μια συσκευή που ονομάζεται Activity Monitor (SAM). Η συσκευή είναι ασφαλής, υψηλής ακρίβειας, διακριτική για τον χρήστη, μπορεί να καταγράφει τα δεδομένα σε σύντομα χρονικά διαστήματα, και είναι ικανό να αντέχει την καθημερινή χρήση στο σπίτι και στο εργαστήριο. Η συσκευή διαθέτει 99% ακρίβεια για την εγγραφή των δεδομένων με μια ποικιλία μοτίβα βηματισμού. Η συσκευή έχει επίσης δοκιμαστεί επιτυχώς στην παρακολούθηση περιπατητικής δραστηριότητας σε άτομα με ήπια έως μέτριες βλάβες μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο. Υψηλή εκ νέου αξιοπιστία έχει αποδειχθεί σε τρεις ξεχωριστές καταγραφές καθημερινής χρήσης εντός χρονικού διαστήματος τριών εβδομάδων σε άτομα με χρόνιο εγκεφαλικό επεισόδιο και άλλες νευρολογικές διαταραχές (Pamela W Duncan et al, 2007).

### 2.3.3 Περιπατητής KineAssist.

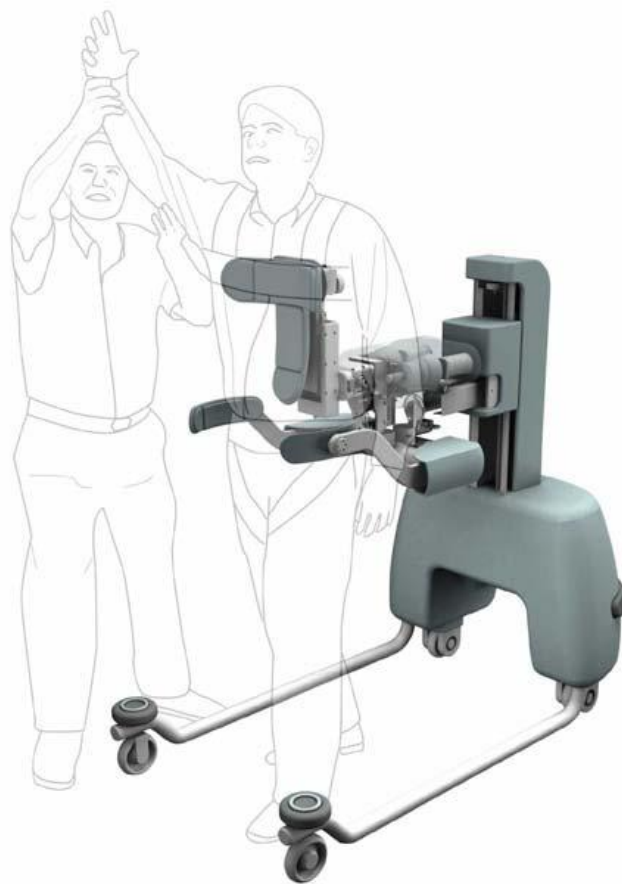
Το KineAssist είναι ένα ρομποτικό πρότυπο του συνδυάζει βάρδιση και ισορροπία, προσφέρει μερική στήριξη του βάρους του σώματος, στατική τροχιά στον κορμό, επιτρέπει πολλούς άξονες κίνησης τόσο στον κορμό όσο και στην πύελο, αφήνοντας τα πόδια του ασθενούς προσβάσιμα στον θεραπευτή κατά την διάρκεια της βάρδισης, ακολουθεί τις κινήσεις του ασθενή σε κατευθύνσεις εμπρός, περιστροφικές και αποκλίνουσες και μπορεί να προλάβει έναν ασθενή κατά την έναρξη μιας πτώσης (Peshkin, Brown, Santos-Munne, Makhlin, Lewis, Colgate, Patton, Schwandt, 2005). Χρησιμοποιείται κυρίως σε αποκατάσταση ΑΕΕ καθώς η διατήρηση της κινητικότητας είναι σημαντικός παράγοντας που καθορίζει τον βαθμό της φυσικής ικανότητάς τους. Η επίδραση είναι σημαντική αφού μόνο το 37% όσων επιζούν μπορούν να περπατήσουν μια εβδομάδα μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο (Jorgessen, 1995) αλλά και όσοι μπορούν



ανεξάρτητα να κινηθούν έχουν σημαντικά κατάλοιπα στην βάδιση και την ισορροπία καθώς το 73% από αυτούς παρουσιάζουν επεισόδια πτώσεων έως έξι μήνες μετά (Forster & Young, 1995, Keenan, Perry & Jordan, 1984).

Το KineAssist αναπτύχθηκε σαν μια απάντηση στην ανάγκη των θεραπευτών να παρέχουν έντονη, κινητικά ειδικευμένη, εξάσκηση βάδισης με υποστηριζόμενο το σωματικό βάρος τόσο σε λείο επίπεδο καθώς και σε λειτουργικές ασκήσεις. Είναι μια ελεγχόμενη, από μικρό επεξεργαστή, κινητικά ενεργοποιημένη συσκευή που βοηθά τους θεραπευτές στο να διατηρούν την ασφάλεια του ασθενούς ενώ αυτός πραγματοποιεί ασκήσεις βάδισης και ισορροπίας.

Το KineAssist έχει μικρό καταλαμβάνόμενο χώρο και ρυθμίσεις που απευθύνονται στις ανάγκες τόσο των ασθενών με κάποια απλή εκφύλιση κινητικότητας όσο και αυτών με πτωτικές τάσεις. Το KineAssist διαθέτει μια μη κατευθυνόμενη κινητή βάση που χρησιμοποιεί ρομπωτική αρχικά αναπτυγμένη από τους Peshkin και Colgate για βοηθητικές συσκευές το χειρισμό υλικών. Ο μηχανισμός παρέχει ευθεία και περιστροφική κίνηση για τη συσκευή έτσι ώστε να ακολουθεί ένα άτομο που περπατά και να στρίβει στις γωνίες (Εικόνα 2.4).



Εικόνα 2.4 Παρουσίαση του ρομποτικού συστήματος KineAssist (Michael Peshkin et al, 2005).

Τα πόδια της συσκευής μπορούν επίσης να τεθούν σε γωνία έως 30 μοιρών για να επιτρέψει στον ασθενή να έχει περισσότερο χώρο για πλάγια βήματα. Η κίνηση της κινητής βάσης ενεργοποιείται και είναι σε απόλυτη αρμονία με την επιθυμητή κίνηση του ασθενή, έτσι ώστε να μην χρειάζεται ο ασθενής να στρίβει την βάση του.

Η πρόθεση του ασθενούς για βαδισή ανιχνεύεται από ένα συνδυασμό παθητικών ολισθητήρων και ολοκληρωμένων αισθητήρων δύναμης ενσωματωμένων στο πυελικό μέρος της δομής που υποστηρίζει τον ασθενή. Αλγόριθμοι έλεγχου κινούν την βάση συμφωνά με την δύναμη και την κίνηση του ασθενή έτσι ώστε να γίνονται αβίαστα οι κινήσεις του ασθενή. Οι ιμάντες της πυέλου και του κορμού εξυπηρετούν σαν το μέσο αλληλεπίδρασης μεταξύ της μηχανής και του ασθενούς και παρέχουν τα μέσα για να εφαρμόσουν άνετα οι επιθυμητές δυνάμεις στο σώμα καθώς και δρώντας σαν συσκευή που προλαμβάνει τις πτώσεις.

Οι ιμάντες μπορεί να φαντάζουν κοινότυποι αλλά αποτελεί ένα παράγοντα κλειδί στην επιτυχία ή στην αποτυχία μιας συσκευής επανεκπαίδευσης. Ο σχεδιασμός των ιμάντων επίσης παίζει μείζονα ρόλο στη ώρα που χρειάζεται ένας ασθενής να ετοιμαστεί για την περίοδο της θεραπείας.

20 λεπτά είναι μια κοινή διάρκεια προετοιμασίας για αλλά συστήματα υποστήριξης σωματικού βάρους. Μέσω ενός συνδυασμού καλών ιμάντων και ενός συστήματος για πρόσδεση ενώ κάθονται, οι ασθενείς μπορούν να χρησιμοποιήσουν το KineAssist μέσα σε 5 λεπτά. Σε μιας ώρας συνέδρια 20 λεπτά χρόνος προετοιμασίας είναι ένα μεγάλο εμπόδιο να αντιμετωπίσει κάποιος.

Το σύστημα πρόσδεσης της συγκεκριμένης συσκευής σκοπεύει στο να επιτρέπει στο θεραπευτή να φέρνει τον ασθενή στα όρια του ή και περά από αυτά. Οι πτώσεις είναι πιθανές αλλά η συσκευή KineAssist θα είναι έτοιμη να επιβραδύνει και να σταματήσει τον ασθενή χωρίς πόνο. Το KineAssist είναι ικανό να σηκώσει βάρος σώματος (με μερική στήριξη σώματος) έως 75 κιλά σε καθετή φορά. Η καθετή στήλη είναι ενισχυμένη ώστε να παρέχει αυτή την δύναμη συνεχώς και την ίδια στιγμή να επιτρέπει εύκολα τις κάθετες κινήσεις της πυέλου και του κορμού κάτι που είναι μέρος της φυσιολογικής βάρδισης. Μπορεί η ρύθμιση του βάρους να είναι στα 75 κιλά όμως το KineAssist είναι σχεδιασμένο για ασθενείς έως 175 κιλά και μπορεί να σταματήσει ένα τέτοιο ασθενή μετά από λίγα εκατοστά πτώσης (η οριακή αποστάτης για αναγνώριση και τερματισμό μιας πτώσης επιλέγεται από τον θεραπευτή). Το KineAssist περιλαμβάνει ένα μηχανισμό για τον κορμού και την πυέλου που επιτρέπει κινήσεις δεξιά-αριστερά, μπρος-πίσω και περιστροφικές γύρω από τον οβελιαίο άξονα ενός άτομου, και περιαγωγή ισχίου .

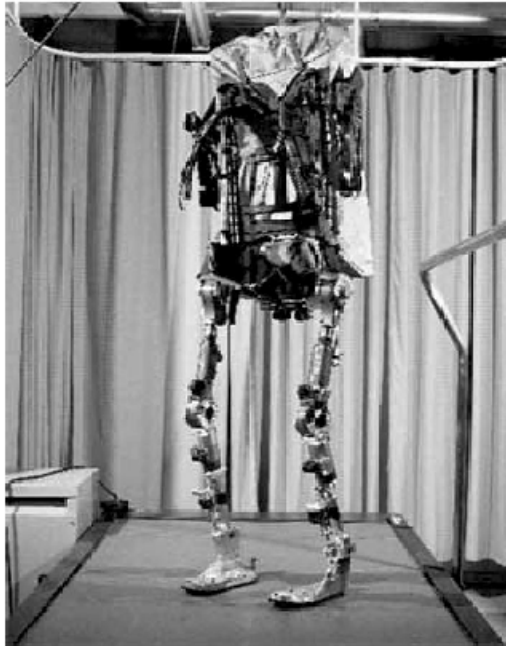
Εξίσου σημαντικό στην μηχανική δομή του KineAssist είναι ο έλεγχος και η δομή του λογισμικού. Επειδή το KineAssist είναι προγραμματισμένο να επιτρέπει σημαντικές προκλήσεις στην ισορροπία του ασθενούς, έχει ενσωματωμένη μια ζώνη ασφάλειας που περιορίζει το εύρος κίνησης του άνω μέρους του σώματος του ασθενή. Είναι ένα εύρος κινητικότητας του κορμού, που καθορίζεται από τον θεραπευτή, στο οποίο ο ασθενής μπορεί να κινηθεί χωρίς καθόλου βοήθεια ή παρεμπόδιση από το μηχάνημα. Με το περιοριστικό όριο αυτού του εύρους το στήριγμα του κορμού βάζει σε εφαρμογή ένα συμμορφώσαμε εμπόδιο, που μπορεί να προσαρμοστεί σε θέση και σκληρότητα, το

όποιο πιάνει τον ασθενή όταν αυτή ή αυτός χάνει την ισορροπία του (Michael Peshkin et al, 2005).

Ο έλεγχος της θέσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί από τον θεραπευτή για να εφαρμόσει τα εξαρτήματα του κορμού και της λεκάνης ανεξάρτητα το ένα από το άλλο έτσι ώστε να διατηρήσει ένα άτομο στην επιθυμητή στάση. Η καθορισμένη στάση είναι τότε ενεργά ( κάτω από τον υπολογιστικό και κινητικό έλεγχο) διατηρημένη μέσω εφαρμογής διαγώνιων δυνάμεων στον κορμό του ασθενή. Επιπλέον, ο θεραπευτής μπορεί να δυσκολέψει τον ασθενή πιέζοντάς τον για παράδειγμα στους ώμους ή στα ισχία. Παρ' όλα αυτά, ακόμα και αν η συσκευή δεν δυσκολεύει ενεργά τον ασθενή, θα επιτρέψει ενεργά τις κινήσεις του ασθενή που χρειάζονται για να επανέλθει από την δυσκολία ενώ θα τους εμποδίσει από το να πέσουν έξω από την ασφαλή ζώνη, εάν είναι ανίκανοι να επανέλθουν. Τελικά μια λειτουργία σταθεροποίησης καθορίζει πόση υποστήριξη δίνει η συσκευής στον ασθενή στο ύψος του κορμού. Αυτό μπορεί να προσαρμοστεί από την μεταβλητού πόση σταθερότητα νιώθει ότι ο ασθενής απαιτεί, από κάτι σαν μια άκαμπτη σταθερή αγκαλιά μέχρι εντελώς ελεύθερος (Michael Peshkin et al, 2005).

Ακόμα η συσκευή προσφέρει την δυνατότητα για μυϊκή ενδυνάμωση αφού μπορεί να βάλει αντίσταση στην φορά της βάρδισης συγκεκριμένων μυϊκών ομάδων που επιλέγονται από τον θεραπευτή. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω εφαρμογής της μέγιστης δύναμης που η συσκευή μπορεί να κινεί. Ενώ ο ασθενής πραγματοποιεί είτε μια στατική είτε μια δυναμική δραστηριότητα η συσκευή επιτρέπει στον θεραπευτή να διαταράξει της ισορροπία του ασθενούς σπρώχνοντας σε διάφορα μέρη του σώματος για την αύξηση της ισορροπίας (Michael Peshkin et al, 2005).

Η εξέλιξη της τεχνολογίας υπόσχεται αναβαθμίσεις του συστήματος KineAssist, δημιουργώντας μια ρομποτική συσκευή που θα φοριέται από τον ασθενή σαν νάρθηκας, με ιμάντες και θα τον διευκολύνει στην διατήρηση της ισορροπίας του και στην πραγματοποίηση της βάρδισης σε ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές όπως το ΑΕΕ, ΚΕΚ, ΚΝΜ, ΝΠ, ΣΚΠ ακόμα και σε ακρωτηριασμούς (Εικόνα 2.5).

**A****B**

Εικόνα 2.5 Παρουσίαση ρομποτικού συστήματος κατάρτισης (Michael Peshkin et al, 2005).

### 2.3.4 Ρομποτικός προσομοιωτής βάρδισης με ξεχωριστή πλατφόρμα για κάθε πόδι, Gait Trainer GT και HapticWalker.

Το Gait Trainer GT είναι μια συσκευή που εφαρμόζει την αρχή των ξεχωριστών πλατφόρμων, όπου κάθε ένα από τα πόδια του ασθενή είναι τοποθετημένο σε ξεχωριστή πλατφόρμα χειρισμού των οποίων οι κινήσεις ελέγχονται από ένα συγκεκριμένο σύστημα, που το ορίζει ο θεραπευτής, προσομοιώνοντας τα πόδια κατά τη διάρκεια του ασθενή κατά την εξέλιξη της κίνησης και που κυρίως χρησιμοποιείται για αποκατάσταση ΑΕΕ (Εικόνα 2.6). Ο ρυθμός και το μήκος διασκελισμού μπορεί να οριστεί ξεχωριστά. Επιπλέον, η κάθετη και οριζόντια κίνηση του κέντρου μάζας του σώματος ελέγχονται μέσω ιμάντων που συνδέονται με τον ασθενή. Τα γόνατα του ασθενή δεν είναι σταθερά, ώστε να έχει πρόσβαση στην κίνηση, πράγμα που αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την αποκατάσταση, καθώς επίσης και του επιτρέπει να κάνει μικρές διορθώσεις της κίνησης του γόνατος, αν χρειαστεί (Henning Schmidt, Cordula Werner, Rolf Bernhardt, Stefan Hesse, Jörg Krüger, 2007).

Εναλλακτικά άλλες τεχνικές για τη σταθεροποίηση της κίνηση του γόνατος, είναι η λειτουργική ηλεκτρική διέγερση (FES) ή μπορούν να εφαρμοστούν ξεχωριστά μηχανικά εξαρτήματα. Χρησιμοποιήθηκε προαιρετικά ένα προγραμματιζόμενο σύστημα 8-καναλιών FES που επιτρέπει την προσαρμογή του τόνου των χαμηλότερων μυών των κάτω άκρων, με σκοπό τον έλεγχο της παράλυσης εν μέρει του γόνατος ή ακόμα να βοηθήσει την φάση προώθησης. Ένας άλλος σημαντικός λόγος για αυτή την προσέγγιση του σχεδιασμού είναι ο αριθμός των περιορισμών σχετικά με την κίνηση των ισχίων και ο μεγάλος αριθμός των βαθμών ελευθερίας του ασθενή που θα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν χαμηλότερα (Henning Schmidt, Cordula Werner, Rolf Bernhardt, Stefan Hesse, Jörg Krüger, 2007).



Εικόνα 2.6 Gait Trainer GT με ξεχωριστές πλατφόρμες για κάθε πόδι (Henning Schmidt et al, 2007).

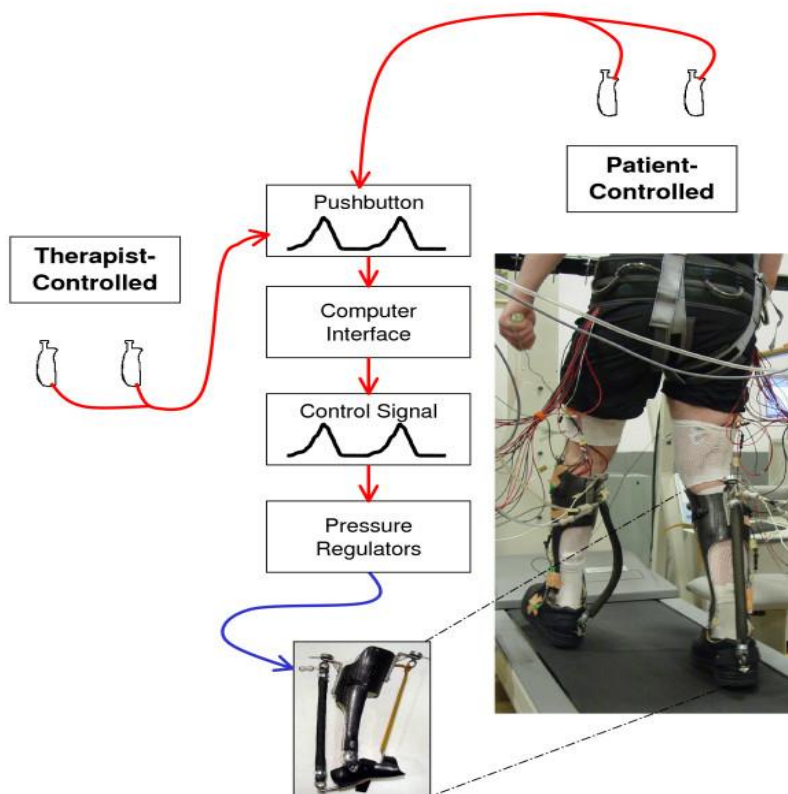


Εικόνα 2.7 HapticWalker, φωτογραφία του ρομποτικού προσομοιωτή βάρδισης (Henning Schmidt et al, 2007).

Το HapticWalker ολοκληρώνει το παράδειγμα για την καλύτερη δυνατή εκπαίδευση, διότι είναι η πρώτη συσκευή αποκατάστασης βάρδισης που δεν περιορίζει τον ασθενή που χρησιμοποιήθηκε σε αποκατάσταση ΚΝΜ (Εικόνα 2.7). Σε αντίθεση με όλα τα συστήματα με κυλιόμενο τάπητα, δίνει τη δυνατότητα στον ασθενή να εκπαιδευτεί σε αυθαίρετες προβλέψεις βάρδισης της καθημερινής ζωής. Επίσης διακρίνεται από τον μικρό αριθμό των απτικών ερεθισμάτων της συσκευής. Σε αντίθεση με αυτά τα μηχανήματα, τα οποία είναι σχεδιασμένα για να παρέχουν επικοινωνία μεταξύ των κάτω άκρων με ξεχωριστές πλατφόρμες, το HapticWalker περιλαμβάνει ένα περιστροφικό χώρο εργασίας χειρισμού που απαιτείται για την οριστική αποκατάσταση κατά μήκος των αυθαίρετων κινήσεων των κάτω άκρων σε όλες τις φάσεις βάρδισης (Henning Schmidt et al, 2007).

### 2.3.5 Ρομποτικός νάρθηκας ποδοκνημικής Ankle-Foot Orthosis- Anklebot

Η ανάπτυξη της τεχνολογίας και της επιστήμης της ρομποτικής επανεκπαίδευσης βάδισης, δίνουν την δυνατότητα αρκετών ακόμα ρομποτικών συστημάτων κατάρτισης. Δημιουργήθηκε ένας ρομποτικός νάρθηκας για την ποδοκνημική άρθρωση (Ankle-Foot Orthosis) με τεχνητό μυ στην οπίσθια επιφάνεια του από ανθρακονήματα και πολυπροπυλένιο και ζυγίζει  $1,09 \pm 0,15$  Kg (Εικόνα 2.8). Ο νάρθηκας επιτρέπει τις περιστροφικές κινήσεις της ποδοκνημικής στο οβελιαίο επίπεδο. Ο νάρθηκας λειτουργεί με ηλεκτρικά ερεθίσματα που δίνονται από ένα πλήκτρο το οποίο ενεργοποιεί χειροκίνητα είτε ο θεραπευτής είτε ο ασθενής και προσφέρει πελματιαία κάμψη κατά την φάση προώθησης και νευρομυϊκό συντονισμό στους μύς τις γαστροκνημίας (Gregory S Sawicki, Antoinette Domingo, Daniel P Ferris, 2006).



Εικόνα 2.8 Ρομποτικός νάρθηκας ποδοκνημικής Ankle-Foot Orthosis (από University of Michigan Powered Ankle-Foot Orthosis, 2006).



Εναλλακτικά χρησιμοποιείται ο νάρθηκας Anklebot που επιτρέπει την κινητικότητα στην ποδοκνημική άρθρωση και στους τρεις βαθμούς ελευθερίας αλλά αφήνει την ποδοκνημική να κινηθεί σε δύο από του τρεις, με ραχιαία και πελματιαία κάμψη ανάσπαση έσω και έξω χείλους (Εικόνα 2.9). Το Anklebot ζυγίζει 3,6 Kg είναι φτιαγμένος από χάλυβα και ιμάντες και έχει χαμηλή στατική τριβή. Χρησιμοποιείται σε ασθενείς με νευρολογικές διαταραχές τις βόδισης και τοποθετείται σαν ορθοπεδικός νάρθηκας γόνατος και υποστηρίζεται στο ισχίο και την κνήμη με πρόσθιους και οπίσθιους ιμάντες Velcro, καθώς και έναν ενιαίο ιμάντα πάνω στα μετατάρσια (Ira Khanna, Anindo Roy, Mary M Rodgers, Hermano I Krebs, Richard M Macko, Larry W Forrester, 2010). Τροφοδοτείται από ρεύμα και λειτουργεί με παρόμοιο τρόπο όπως ο νάρθηκας Ankle-Foot Orthosis, σε κυλιόμενο διάδρομο ή και στο έδαφος και βοηθά τους ασθενείς κατά την διάρκεια της βόδισης να πραγματοποιούν πελματιαία, ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής, ανάσπαση έσω, έξω χείλους για την καλύτερη αποκατάσταση τους.

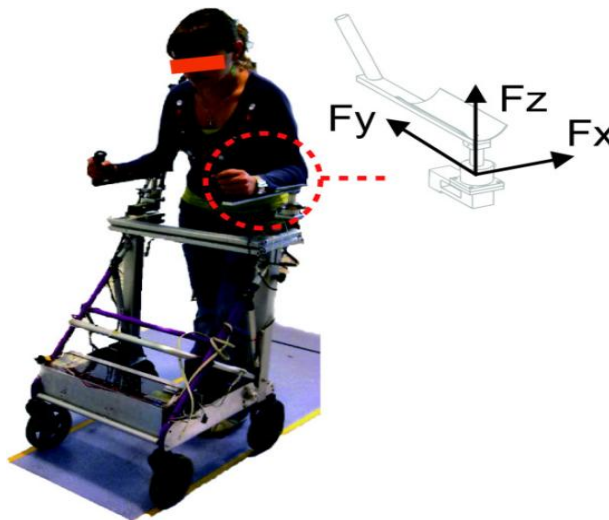


Εικόνα 2.9 Νάρθηκας\_Anklebot (από University of Michigan Powered Orthosis, 2010)

### 2.3.6 Ρομποτικός Περιπατητής Symbiosis Project.

Ο ρομποτικός περιπατητής αναπτύχθηκε στο πλαίσιο της Symbiosis Project και παρουσιάζει μια σειρά από υποσυστήματα αισθητήρων σχεδιασμένα για την αποκατάσταση της βάρδισης με παραμέτρους και για το χαρακτηρισμό της αλληλεπίδρασης ανθρώπου-ρομπότ κατά τη διάρκεια της βάρδισης. Το πρώτο από αυτά, στηρίζεται σε δύο τρισδιάστατους (3D) αισθητήρες δύναμης που έχουν εγκατασταθεί κάτω από το αντιβράχιο υποστήριξης της πλατφόρμας (Εικόνα 2.10). Κάθε 3D αισθητήρας δύναμης είναι σύνθετη από ένα διαξονικό αισθητήρα και έναν μετατροπέα με τους αντίστοιχους ενισχυτές τους. Οι διαξονικοί αισθητήρες χρησιμοποιήθηκαν για τη μέτρηση της X (πλευρική κατεύθυνση) και Y (κατεύθυνση εκ των προτέρων) κατεύθυνσης. Τα φορτία μετρώνται στον Z άξονα (κάθετη κατεύθυνση).

Οι δυναμικοί αισθητήρες ενσωματώθηκαν σε μια αρχιτεκτονική σε πραγματικό χρόνο και κατά την αποθήκευση των δεδομένων της εργασίας χωρίς σύνδεση απαιτείται ένας φορητός υπολογιστής που εισάγεται επίσης στην αρχιτεκτονική του συστήματος. Ο φορητός υπολογιστής προσθέτει επίσης τη δυνατότητα ελέγχου του συστήματος στο εξωτερικό, μέσω μιας ασύρματης LAN σύνδεσης απομακρυσμένης επιφάνειας εργασίας (Anselmo Frizera Neto, Juan A Gallego, Eduardo Rocon, José L Pons, Ramón Ceres, 2010).



Εικόνα 2.10 Εικονογράφηση του περιπατητή SIMBIOSIS (από Anselmo Frizera Neto et al, 2010)

Για την επίτευξη ασφαλέστερων και πιο αξιόπιστων ρομποτικών μηχανημάτων για άτομα με αναπηρία, είναι σημαντικό να αναπτυχθούν αποτελεσματικές μέθοδοι για την συναγωγή των εντολών του ασθενή από την αλληλεπίδραση ασθενή-βάδισης σε ενισχυόμενη βάδιση. Όσον αφορά ζητήματα ευχρηστίας και προκειμένου να επεκταθεί η χρήση των έξυπνων περιπατητών έξω από κλινικές και ερευνητικά εργαστήρια, οι πληροφορίες αυτές πρέπει στην ιδανική περίπτωση να εξάγονται χωρίς την εγκατάσταση οποιουδήποτε αισθητήρα στο σώμα του χρήστη. Ακόμα αναλύει την αύξηση της συχνότητας σημάτων λόγω κραδασμών του περιπατητή που προκαλούνται από ατέλειες και ακυρώνονται μέσω του GH Βενέδικτου-Bordner φίλτρου και ο αλγόριθμος WFLC-FLC είναι κατασκευασμένος για την εκτίμηση της αυξομείωσης της συνισταμένης δύναμης. Αυτά τα κατασκευαστικά στοιχεία παρουσιάζουν ενδιαφέρουσες πληροφορίες για τις χώρο-χρονικές παραμέτρους του βηματισμού του ασθενή. Όλα τα φίλτρα εργάζονται σε πραγματικό χρόνο που έχει προγραμματιστεί από το εγκατεστημένο λογισμικό στον περιπατητή Simbiosis (Anselmo Frizzera Neto et al, 2010).

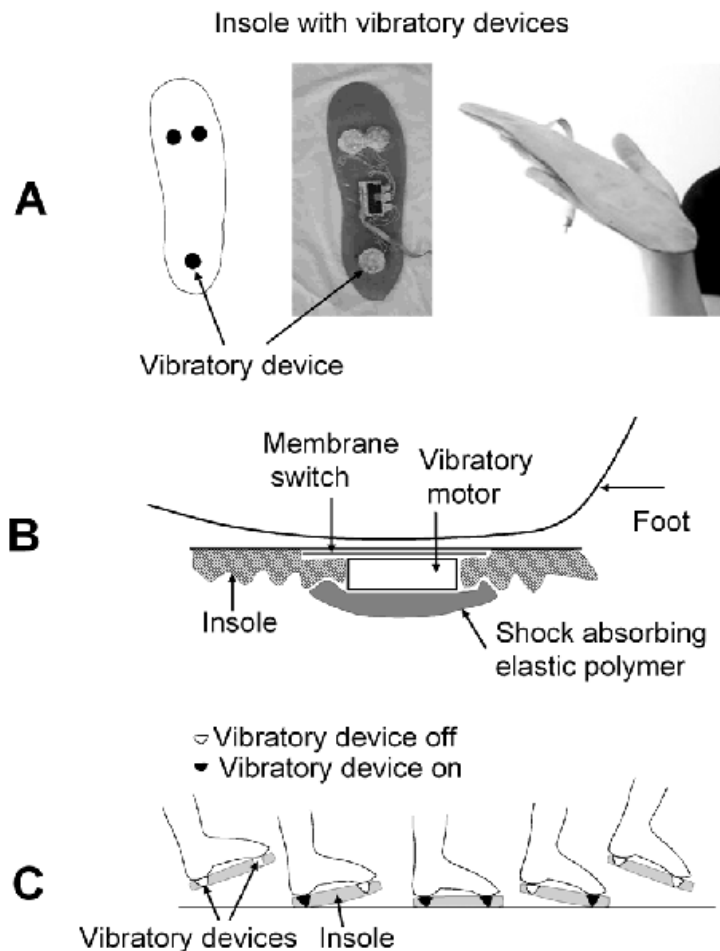
### 2.3.7 Πάτος διέγερσης πέλματος.

Μηχανική διέγερση των κάτω άκρων με χρήση μηχανοϋποδοχέων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να διαταραχθεί η ιδιοδεκτική ανατροφοδότηση και να αξιολογηθεί ο ρόλος της στην παραγωγή βάδισης σε Παρκινσονικούς ασθενείς. Το κάτω άκρο με την πίεση ενεργοποιεί τους πελματιαίους μηχανοϋποδοχείς που τοποθετούνται στο πέλμα, με έναν πάτο, για όλες τις φάσεις της βάδισης. Αυτός ο ερεθισμός χρησιμοποιείται ως μέσο ιδιοδεκτικής ανατροφοδότησης στα πέλματα και έχει βελτιώσει την διαδικασία της βάδισης σε ασθενείς με διαβήτη και εγκεφαλικό επεισόδιο. Αυτή η επίδραση αποδόθηκε στην αυξημένη ιδιοδεκτική ανατροφοδότηση. Για παράδειγμα, κατά τη διάρκεια της βάδισης, η διέγερση προκαλεί πρόωρη ηλεκτρομυογραφικές απαντήσεις στον υποκνημίδιο (Peter Novak, Vera Novak, 2006).

Ένας πάτος διέγερσης, λειτουργεί με μπαταρία και δονητικές συσκευές (VD) και παραδίδει μια ώθηση κραδασμών στα πέλματα που είναι συγχρονισμένοι με το βήμα. Τρεις VDS είναι ενσωματωμένοι σε κάθε πάτο ένα κάτω από την πτέρνα και δύο κάτω από το μπροστινό τμήμα του πέλματος. Οι VD δίνουν το ερέθισμα με την επαφή της

πτέρνας ή των δακτύλων και η δόνηση είναι απενεργοποιημένη κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης. Η διέγερση γίνεται αντιληπτή ως μια μικρή δόνηση στην πελματιαία επιφάνεια του ασθενή. Η ένταση της δόνησης είναι παρόμοια με αυτή των φορητών συσκευών, όπως κινητά τηλέφωνα. Η δόνηση έχει συχνότητα 70 Hz και λειτουργεί στα 1,3 Volt. Η συσκευή δόνησης αποτελείται από έναν δίσκο διαμέτρου 18 mm, πάχος 5 χιλιοστά, βάρος 5 γραμμάρια και το εύρος δόνησης είναι 0,1 - 0,2 mm (Εικόνα 2.11).

Η διέγερση της δόνησης των πελμάτων συγχρονίζεται με το βήμα και έχει αποδειχτεί ότι αυξάνει την ταχύτητα βάρδισης, το μήκος διασκελισμού και είναι προγνωστικό μέτρο για την αποφυγή πτώσεων. Επίσης, η αυξημένη πρόσληψη ερεθισμάτων στην αισθητικοκινητική οδό συμπεριλαμβανομένων του νωτιαίου κυκλώματος και τα βασικά γάγγλια διευκολύνει την βάρδιση σε ασθενείς με ΝΠ. Η διέγερση των άκρων των δακτύλων ενεργοποιεί το ετερόπλευρο πρωτογενές και δευτερογενές σωματοαισθητηριακό φλοιό, την πρόσθια κεντρική έλικα και την οπίσθια βρεγματική περιοχή (Peter Novak, Vera Novak, 2006).



Εικόνα 2.11 Απεικόνιση του πάτου διέγερσης (από Peter Novak, Vera Novak, 2006).

### 2.3.8 Εικονική πραγματικότητα VR.

Η Εικονική Πραγματικότητα (VR) παρέχει ένα μοναδικό μέσο που ενδείκνυται για την επίτευξη πολλών απαιτήσεων για την αποτελεσματική παρέμβαση αποκατάστασης. Συγκεκριμένα, η θεραπεία μπορεί να παρασχεθεί μέσα σε ένα λειτουργικό, σκόπιμο και με παροχή κινήτρων πλαίσιο. Πολλές εφαρμογές εικονικής πραγματικότητας παρέχουν ευκαιρίες για τα άτομα να συμμετέχουν σε εμπειρίες, οι οποίες ασκούν και την ανταμοιβή.

Εκτός από την αξία της εμπειρίας αποκατάστασης για τον ασθενή, και οι θεραπευτές και οι ασθενείς επωφελούνται από την ικανότητα να είναι εύκολη η θεραπευτική παρέμβαση, χρησιμοποιώντας διάφορα συστήματα όπως η VR, οι προηγμένες τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται για την παραγωγή προσομοίωσης, δραστικό και πολυδιάστατο περιβάλλον. Όργανα όπως τα επιτραπέζια μόνιτορ και το

Head-Mounted Displays (HMDS), απτικές διασυνδέσεις και σε πραγματικό χρόνο συσκευές εντοπισμού της κίνησης χρησιμοποιούνται για να δημιουργήσουν περιβάλλοντα που επιτρέπουν στους ασθενείς να αλληλεπιδρούν με τις εικόνες και τα εικονικά αντικείμενα που βρίσκονται σε πραγματικό χρόνο μέσα από πολλαπλές αισθητικές λεπτομέρειες. Ευκαιρίες για τη χειραγώγηση του αντικείμενου και την κίνηση του σώματος μέσω του εικονικού χώρου παρέχει πλαίσιο που, σε διάφορους βαθμούς, θεωρείται ως συγκρίσιμο με τις αντίστοιχες ευκαιρίες στον πραγματικό κόσμο (Heidi Sveistrup, 2004).

Ένας από τους κύριους στόχους της αποκατάστασης είναι να κάνει ποσοτικές και ποιοτικές βελτιώσεις στις καθημερινές δραστηριότητες, προκειμένου να βελτιωθεί η ποιότητα της ανεξάρτητης διαβίωσης. Τρεις καθοριστικοί παράγοντες της ανάκτησης με κίνητρα είναι η πρώιμη παρέμβαση που προσανατολίζεται προς τα καθήκοντά της κατάρτισης, και η ένταση της επανάληψης, μολονότι μείζον στόχος της αποκατάστασης είναι να εντοπισθούν τα μέσα για την παροχή επανειλημμένων ευκαιριών για εργασίες που αφορούν συνδυασμένες διεργασίες (διαφορετικές αισθητικές λεπτομέρειες, συμπεριλαμβανομένων όραση, αφή, ιδιοδεκτικότητα, ακρόαση) και επιτρέπει την περαιτέρω αύξηση της λειτουργίας (Heidi Sveistrup, 2004).

Οι Carr και Shepherd επικεντρώθηκαν σε δραστηριότητες επανεκπαίδευσης που αναφέρουν ότι η πρακτική των συγκεκριμένων κινητικών δεξιοτήτων οδηγεί στην ικανότητά του να εκτελεί το καθήκον και ότι τα καθήκοντα με κίνητρα θα πρέπει να εξασκούνται στο κατάλληλο περιβάλλον όπου αισθητηριακές εισροές διαφοροποιούν την απόδοσή τους. Η λειτουργική σημασία των ειδικών περιβαλλοντικών πλαισίων απευθύνεται ειδικά στον Keshner και τους συναδέλφους, που σχετίζεται με τον έλεγχο της στάσης του σώματος. Οι συγγραφείς έχουν δείξει ότι συγκεκριμένες απαντήσεις διαφέρουν ανάλογα με τα παραδείγματα όπου ήταν μεμονωμένες ατομικές πορείες ελέγχου χειρισμού (δηλαδή οπτική, αιθουσαίο, σωματοαισθητική οδός), σε αντίθεση με τα μέσα σε ένα λειτουργικά κατάλληλο πλαίσιο όπου οι πληροφορίες από πολλαπλές οδούς είναι διαθέσιμες (Heidi Sveistrup, 2004).

Η επιτυχής ενσωμάτωση της εικονικής πραγματικότητας σε πολλές πτυχές της ιατρικής, της ψυχολογίας, και της αποκατάστασης έχει αποδείξει τις δυνατότητες της τεχνολογίας για να παρουσιάσει τις ευκαιρίες για να συμμετάσχουν σε συμπεριφορές σε

αμφισβήτηση, αλλά ασφαλή, οικολογικά έγκυρα περιβάλλοντα, διατηρώντας παράλληλα πειραματικό έλεγχο της παράδοσης ερεθισμάτων και μέτρηση για την αναθεώρηση. Επιπλέον η VR, ο χρήστης (ασθενής, θεραπευτής) αλληλεπιδρά με μια πολυδιάστατη, αισθήσεις που δημιουργούνται σε περιβάλλον υπολογιστή, ένα εικονικό περιβάλλον, το οποίο μπορούν να διερευνηθούν σε πραγματικό χρόνο. Εικονική πραγματικότητα προσφέρει επίσης τη δυνατότητα να εξατομικεύσει τις ανάγκες θεραπείας, παρέχοντας παράλληλα αυξημένη τυποποίηση του αξιολόγηση και κατάρτιση πρωτοκόλλων. Στην πραγματικότητα, προκαταρκτικά στοιχεία δείχνει ότι η VR παρέχει ένα μοναδικό μέσο, όπου η θεραπεία μπορεί να παρασχεθεί μέσα σε ένα λειτουργικό, σκόπιμη και αποτελεί κίνητρο για το πλαίσιο και μπορούν εύκολα να ταξινομηθούν και να τεκμηριώνονται (Heidi Sveistrup, 2004).

Αρκετά χαρακτηριστικά διακρίνουν εικονικά περιβάλλοντα από άλλες μορφές οπτικής απεικόνισης, όπως το βίντεο και την τηλεόραση. Ένα βασικό χαρακτηριστικό όλων των VR είναι η αλληλεπίδραση. Εικονικά περιβάλλοντα (VE) δημιουργούνται και επιτρέπουν στο ασθενή να αλληλεπιδρά όχι μόνο το VE, αλλά και με εικονικά αντικείμενα μέσα στο περιβάλλον. Σε μερικά συστήματα, η αλληλεπίδραση μπορεί να επιτευχθεί μέσω ενός δείκτη που λειτουργεί με ένα κουμπί του ποντικιού ή joystick. Σε άλλα συστήματα, μια αναπαράσταση του χεριού του χρήστη (ή άλλο μέρος του σώματος), μπορούν να παραχθούν μέσα στο περιβάλλον όπου η κίνηση του εικονικού άκρου "υποδηλώνει" το άκρο του ασθενή επιτρέποντας του μια πιο φυσική αλληλεπίδραση με τα αντικείμενα. Τέλος, ενώ πολλές εφαρμογές της εικονικής πραγματικότητας επιτρέπουν στο χρήστη να ελέγχει την άποψη στην οθόνη, σε τρίτο πρόσωπο απόψεις ή τις εικόνες των ίδιων των ασθενών που εμφανίζονται ως παίκτες στο περιβάλλον μπορεί να δώσει επίσης την ευκαιρία για αλληλεπίδραση με το VE (Heidi Sveistrup, 2004).

Ένα ευρύ φάσμα οπτικών διεπαφών χρησιμοποιούνται για να δημιουργήσουν διάφορους βαθμούς σε VE που κυμαίνονται από το συμβατικό πλάνο οθονών με την κεφαλή να τοποθετηθεί σε οθόνες. Όλο και πιο σύνθετες, πλήρως εξειδικευμένα συστήματα εικονικής πραγματικότητας, όπως το Σπήλαιο Αυτόματο Εικονικό Περιβάλλον (σπηλιά), που αναπτύχθηκε στο Πανεπιστήμιο του Ιλινόις στο Σικάγο, παρέχει την ψευδαίσθηση της εμπύθισης με την προβολή στερεοφωνικών εικόνων

στους τοίχους και το πάτωμα ενός δωματίου σε μέγεθος κύβου. Αρκετά άτομα που φορούν ελαφριά στερεοφωνικά γυαλιά μπορούν να εισέλθουν και να περπατήσουν ελεύθερα στο εσωτερικό του σπηλαίου. Ένα σύστημα εντοπισμού της κεφαλής προσαρμόζει συνεχώς το στερεοφωνικό προβολής στην τρέχουσα θέση του πρόσθιου θεατή. Προκειμένου να ενσωματώσουν την κίνηση του ασθενή με αυτήν της VE και εικονικά αντικείμενα, η θέση του ασθενή και η κίνηση πρέπει να παρακολουθείται ώστε πλαστές εικόνες μπορούν να ενημερώνονται σε πραγματικό χρόνο. Πρόταση προσεγγίσεις εντοπισμού περιλαμβάνουν έγχρωμη τεχνολογία αφαίρεσης, βίντεο με αφαίρεση πλαισίου καθώς και μαγνητικών και υπέρυθρων συσκευών εντοπισμού (Heidi Sveistrup, 2004).

Μέχρι σήμερα, οι αιτήσεις αποκατάστασης, που χρησιμοποιούν κυρίως οπτικές και ακουστικές αισθητηριακές πληροφορίες, ενώ η προσθήκη της αφής είναι λιγότερο ανεπτυγμένη. Απτικές διατάξεις διασύνδεσης συμπεριλαμβανομένων των γαντιών, στυλό, χειριστήρια και ρομποτικοί νάρθηκες παρέχουν στους χρήστες την αίσθηση της αφής και επιτρέπουν στο χρήστη να αισθάνονται μια ποικιλία υφών, καθώς και αλλαγές στην υφή.

Υπάρχουν αυξανόμενα στοιχεία ότι η απτική πληροφόρηση αυτή είναι αποτελεσματική. Επιπλέον προς την ολοκλήρωση της επεξεργασίας ορισμένων στόχων, όπως η αύξηση του εύρους κίνησης και της δύναμης. Απτικές πληροφορίες έχουν επίσης εντοπιστεί ως ένα σημαντικό μήνυμα για τη βελτίωση της απόδοσης ενός ατόμου σε πιο δύσκολες λειτουργίες. Η ενσωμάτωση των οπτικών και απτικών διεπαφών με παρακολούθηση της κίνησης επιτρέπει στον ασθενή να βυθιστεί στον τρισδιάστατο εικονικό περιβάλλον, συμπεριλαμβανομένων των τρισδιάστατου ήχου, καθώς και εικονικά αντικείμενα που μπορούν να παρθούν, χειρισμούς, και ακόμη αισθητές με τα δάκτυλα και τα χέρια.

Ένα άλλο βασικό χαρακτηριστικό της εικονικής πραγματικότητας είναι η παροχή μιας αίσθησης της πραγματικής παρουσίας και τον έλεγχο, στο προσομοιωμένο περιβάλλον. Η αίσθηση της παρουσίας έχει οριστεί ως η αίσθηση ότι σε ένα περιβάλλον ακόμη και αν κάποιος δεν είναι φυσικά παρών και καταλήγουν σε συμπεριφορά που είναι σύμφωνες με την κατάσταση του υποκειμένου στο περιβάλλον. Οι πρώτες μελέτες στηρίχθηκαν σε ερωτηματολόγια για να χαρακτηρίσει την παρουσία μέσα σε ένα εικονικό



περιβάλλον, με πιο πρόσφατες εργασίες δείχνουν ότι φυσιολογικά μέτρα, συμπεριλαμβανομένων της καρδιακής συχνότητας και γαλβανική αντίδραση του δέρματος παρέχουν σημαντικές πληροφορίες σχετικά με εμπάπτιση των χρηστών.

Κεντρικό θέμα των εικονικών περιβαλλόντων ως μέσο εκπαίδευσης είναι το θέμα της μεταβίβασης της εκπαίδευσης. Υπάρχει βελτίωση του έργου και μάθηση από VE σε ένα πραγματικό περιβάλλον. Εικονικά περιβάλλοντα και παρεμβάσεις VR δεν πρέπει να χρησιμοποιούνται μόνο για να αυξήσει τις τρέχουσες ικανότητες ή να παρέχει έκθεση σε "άλλες" θεραπευτικές δυνατότητες, αλλά κυρίως να αποδείξουν διακριτή μεταφορά σε πραγματικές συνθήκες ζωής. Πρόσφατες μελέτες τονίζουν ότι απλές επαναλαμβανόμενες κινήσεις ενός προσβεβλημένου άκρου, δεν είναι παραγωγικοί για τη διαδικασία εξυγίανσης, αλλά ότι είναι ενέργειες που σχετίζονται με την απόκτηση δεξιοτήτων που συμβάλλουν το επιθυμητό αποτέλεσμα.

Οι ασθενείς στα προγράμματα εικονικής πραγματικότητας αναφέρουν μεγαλύτερο ενθουσιασμό σχετικά με τα προγράμματα άσκησης και αναφέρουν μεγαλύτερη απόλαυση και η βελτίωση της εμπιστοσύνης. Πιο πρόσφατα, ο Keshner και οι συνεργάτες του δημιούργησαν ένα καθλωτικό δυναμικό εικονικό περιβάλλον που πρόβαλλε σε ένα τοίχο με ένα γραμμικό επιταχυντή (έλκηθρο), που μεταφράζεται στην πρόσθια-οπίσθια κατεύθυνση. Οι συμμετέχοντες στη μελέτη στέκονταν στο έλκηθρο μπροστά από μια οθόνη στην οποία μια εικονική εικόνα προβάλλεται. Οι διάφοροι συνδυασμοί των εισροών (δηλαδή, μεταφράζοντας την επιφάνεια στήριξης, μετακινώντας την εικονική σκηνή, ή συνδυάζοντας διαφορετικές κινήσεις) που χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό αποκρίσεις που προκαλούνται κατά τη χορήγηση των συγκρούσεων διάφορων μεγεθών μεταξύ των οπτικών και αισθησιακών σωματισθητικών σημάτων.

Συμπέρασμα είναι ότι η χρήση αυτού ή παρόμοιων συγκροτημάτων, πολλαπλών περιβαλλόντων για την παρέμβαση αποκατάστασης θα προωθήσει συνεχή ανασυγκρότηση των αισθήσεων των συντελεστών παραγωγής που θα οδηγούσε σε κατάλληλες ενημερώσεις της στάσης του σώματος εντός ρεαλιστικών περιβαλλοντικών πλαισίων.

Οι ασθενείς με νόσο του Πάρκινσον έχουν λίγη δυσκολία να περπατήσουν πέρα από τα αντικείμενα στην πορεία τους, ακόμη και όταν είναι εντελώς ανίκανοι να κάνουν ένα βήμα σε ανοιχτό γήπεδο. Μια εικονική απεικόνιση προεξέχοντας πάνω από το οπτικό πεδίο του ασθενή, επαυξημένης πραγματικότητας, έχει αποδειχθεί ότι διατηρήσει την διαδικασία της βάρδισης σε ασθενείς με ΝΠ. Ο Reiss, colleagues Reiss και οι συνάδελφοι τους ανέφεραν ότι ένα σταθερό σύνθημα που εμφανίζεται περίπου έξι ίντσες μπροστά από τα δάχτυλα των ποδιών ήταν υποχρεωμένοι να κάνουν το πρώτο βήμα, ενώ τα συνθήματα κύλισης προς τα πόδια, σαν σταθερά στο έδαφος, όπως οι κινήσεις του πρόσωπου, ήταν απαραίτητα για να διατηρηθεί η βάρδιση. Η αποτελεσματικότητα του οπτικού ερεθίσματος ήταν ανάλογα με το βαθμό και το είδος της εξέλιξης της νόσου, κατά γενικό κανόνα, πιο ρεαλιστικά ερεθίσματα που απαιτούνται ως προς τη σοβαρότητα των αυξημένων προβλημάτων της κίνησης.

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Τα συμπεράσματα που προκύπτουν από την ανασκόπηση αυτή βοηθούν στην κατανόηση της σημαντικότητας της ανάπτυξης της ρομποτικής γενικότερα αλλά περισσότερο της ρομποτικής επανεκπαίδευσης της βάδισης μετά από νευρολογικές διαταραχές. Η ρομποτική επανεκπαίδευση της βάδισης, με την βοήθεια της ανάπτυξης της τεχνολογίας, δίνει στους φυσικοθεραπευτές ένα πολύτιμο εργαλείο για μια πιο αποτελεσματική αποκατάσταση. Κάνει το φυσικοθεραπευτικό έργο λιγότερο κουραστικό, πιο επιτυχές σε μικρότερο χρονικό διάστημα. Δίνει στον ασθενή περισσότερα ερεθίσματα και κίνητρα στην προσπάθεια του για την πραγματοποίηση της κίνησης.

Μειονέκτημα της ρομποτικής είναι η μείωση της αλληλεπίδρασης μεταξύ ασθενή και θεραπευτή και η τυποποιημένη ανάπτυξη της προόδου του ασθενή, κατά την διάρκεια της θεραπείας. Η ανάπτυξη της τεχνολογίας υπόσχεται πιο εξελιγμένα συστήματα κατάρτισης για την επανατροφοδότηση της κίνησης και την ένταξη τους στον φυσικοθεραπευτικό εξοπλισμό αφού συμβάλουν αποτελεσματικά στην αποκατάσταση την κίνησης. Όλα έχουν αποδείξει την διέγερση και τον ερεθισμό του ανώτερου κεντρικού νευρικού συστήματος ως αποτέλεσμα της θεραπευτικής παρέμβασης τους.

Παρόλη την ποικιλία των ρομποτικών συστημάτων κατάρτισης για την αποκατάσταση της βάδισης, δεν μπορεί να υπάρξει μέτρο συγκρίσεις για το ποιο είναι το ποιο αποτελεσματικότερο και καλύτερο για την αποκατάσταση της βάδισης σε νευρολογικούς ασθενείς. Ο λόγος είναι ότι όλα αυτά τα συστήματα μπορεί να έχουν εισαχθεί στις νέες αντιλήψεις της αποκατάστασης και να έχουν εγκατασταθεί σε κέντρα αποκατάστασης και ειδικά εργαστήρια, όμως βρίσκονται ακόμα υπό έρευνα για την βελτιστοποίησή τους και την ποιο εξελιγμένη και εκτεταμένη χρήση τους.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

### ΒΙΒΛΙΑ

1. **Arthur C. Guyton, M.D. (2009).** *Φυσιολογία του Ανθρώπου*. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας.
2. **David J. Dandy & Dennis J. Edwards (2003).** *Βασική Ορθοπαιδική και Τραυματολογία*. Τέταρτη Έκδοση. Αθήνα: Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισιάνου (2004).
3. **Geraint Fuller & Mark Manfotd (2000).** *Νευρολογία*. Αθήνα: Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισιάνου (2002).
4. **Janet Carr & Roberta Shepherd (1998).** *Νευρολογική Αποκατάσταση Βελτιστοποίηση των κινητικών επιδόσεων*. Αθήνα: Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισιάνου (2004).
5. **Nancy Hamilton & Kathryn Luttgens (2002).** *Κινησιολογία, Επιστημονική βάση της ανθρώπινης κίνησης*. Δέκατη Έκδοση. Αθήνα: Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισιάνου (2003).
6. **Stanley Hoppenfeld (1977).** *Ορθοπεδική Νευρολογία, Διαγνωστικός οδηγός στα νευρολογικά επίπεδα*. Αθήνα: Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισιάνου (2005).
7. **Γεωργίου Ι. Μιχαηλίδη & Νέλλη Βέζου - Μαγκούτη (2005).** *Αγγλοελληνικό Ελληνοαγγλικό Λεξικό των Ιατρικών Όρων*. Πέμπτη Έκδοση. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας.
8. **Δημήτρης Βασιλόπουλος (2008).** *Νευρολογία, Επιτροπή Θεωρίας και Πράξης*. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης.
9. **Ηλίας Ε. Λαμπίρης (2007).** *Ορθοπαιδική & Τραυματολογία*. 2<sup>η</sup> Έκδοση. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης.
10. **Ιωάννης Λογοθέτης & Ιωάννης Μυλωνάς (2004).** *Νευρολογία Λογοθέτη*. Τέταρτη Έκδοση. Θεσσαλονίκη: University Studio Press.

### ΠΕΡΙΟΔΙΚΑ

1. **Envidiki Patelarou, Hero Brokalaki (2010).** *The Methodology of the Systematic Review and Meta-analysis*. *Nosileftiki* 2010, 49 (2): 122-130.
2. **F.B. Karassa (2006).** *Principles of and methodology for systematic reviews*. *Hellenic Rheumatology* 2006, 17 (4): 289-297.

### ΑΡΘΡΑ ΣΕ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ ΠΕΡΙΟΔΙΚΑ

1. **Albert C Lo, Victoria C Chang, Milena A Gianfrancesco, Joseph H Friedman, Tara S Patterson, Douglas F Benedicto (2010).** *Reduction of freezing of gait in Parkinson's disease by repetitive robot-assisted treadmill training: a pilot study*. <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/51>
2. **Alexander Duschau-Wicke, Andrea Caprez, Robert Riener (2010).** *Patient-cooperative control increases active participation of individuals with SCI during robot-aided gait training*. <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/43>
3. **Annick AA Timmermans, Henk AM Seelen, Richard D Willmann and Herman Kingma (2009).** *Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke:*

- concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/1>
4. **Anouk Lamontagne, Joyce Fung, Bradford J McFadyen and Jocelyn Faubert (2007).** *Modulation of walking speed by changing optic flow in persons with Stroke.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/22>
  5. **Anselmo Frizera Neto, Juan A Gallego, Eduardo Rocon, José L Pons, Ramón Ceres (2010).** *Extraction of user's navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait.* <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/9/1/37>
  6. **Antonie J van den Bogert (2003).** *Exotendons for assistance of human locomotion.* <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/2/1/17>
  7. **Antonin Viau, Anatol G Feldman, Bradford J McFadyen and Mindy F Levin (2004).** *Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/1/1/11>
  8. **Brita Larsson, Anton Johannesson, Ingemar H Andersson and Carla FJ Nooijen, Nienke ter Hoeve and Edelle C Field-Fote (2009).** *Gait quality is improved by locomotor training in individuals with SCI regardless of training approach.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/36>
  9. **Caroline Vandeputte, Jean-Marc Taymans, Cindy Casteels, Frea Coun, Yicheng Ni, Koen Van Laere, Veerle Baekelandt (2010).** *Automated quantitative gait analysis in animal models of movement disorders.* <http://www.biomedcentral.com/1471-2202/11/92>
  10. **Catarina O Sousa, José A Barela, Christiane L Prado-Medeiros, Catherine M Dean, Chris Rissel, Michelle Sharkey, Catherine Sherrington, Robert G Cumming, Ruth N Barker, Stephen R Lord, Sandra D O'Rourke and Catherine Kirkham (2009).** *Exercise intervention to prevent falls and enhance mobility in community dwellers after stroke: a protocol for a randomized controlled trial.* <http://www.biomedcentral.com/1471-2377/9/38>
  11. **Claude Vincent, Émilie Demers, Hélène Moffet, Hélène Corriveau, Sylvie Nadeau, Catherine Mercier, other members of the RQRV group (2010).** *Use of an innovative model to evaluate mobility in seniors with lower-limb amputations of vascular origin: a pilot study.* <http://www.biomedcentral.com/1471-2318/10/68>
  12. **Dylan J Edwards (2009).** *On the understanding and development of modern physical neurorehabilitation methods: robotics and non-invasive brain stimulation.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/3>
  13. **Elena Vergaro, Maura Casadio, Valentina Squeri, Psiche Giannoni, Pietro Morasso, Vittorio Sanguineti (2010).** *Self-adaptive robot training of stroke survivors for continuous tracking movements.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/13>
  14. **Elena Vergaro, Valentina Squeri, Giampaolo Bricchetto, Maura Casadio, Pietro Morasso, Claudio Solaro, Vittorio Sanguineti (2010).** *Adaptive robot training for the treatment of incoordination in Multiple Sclerosis.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/37>

15. **Fabian Kohler, Thomas Schmitz-Rode, Catherine Disselhorst-Klug (2010).** *Introducing a feedback training system for guided home rehabilitation.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/2>
16. **Farshid Amirabdollahian, Rui Loureiro, Elizabeth Gradwell, Christine Collin, William Harwin and Garth Johnson (2007).** *Multivariate analysis of the Fugl-Meyer outcome measures assessing the effectiveness of GENTLE/S robot-mediated stroke therapy.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/4>
17. **Gregory S Sawicki, Antoinette Domingo and Daniel P Ferris (2006).** *The effects of powered ankle-foot orthoses on joint kinematics and muscle activation during walking in individuals with incomplete spinal cord injury.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/3>
18. **He Huang, Steven L Wolf and Jiping He (2006).** *Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/11>
19. **Heidi Sveistrup (2004).** *Motor rehabilitation using virtual reality.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/1/1/10>
20. **Henning Schmidt, Cordula Werner, Rolf Bernhardt, Stefan Hesse and Jörg Krüger (2007).** *Gait rehabilitation machines based on programmable footplates.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/2>
21. **Hermano Igo Krebs, Bruce Volpe and Neville Hogan (2009).** *A working model of stroke recovery from rehabilitation robotics Practitioners.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/6>
22. **Ingrid GL van de Port, Lotte Wevers, Hanneke Roelse, Lenneke vanIra Khanna, Anindo Roy, Mary M Rodgers, Hermano I Krebs, Richard M Macko and Isam Atroshi (2008).** *The Locomotor Capabilities Index; validity and reliability of the Swedish version in adults with lower limb amputation.* <http://www.hqlo.com/content/7/1/44>
23. **Itshak Melzer, Ori Elbar, Irit Tsedek and Lars IE Oddsson (2008).** *A water-based training program that include perturbation exercises to improve stepping responses in older adults: study protocol for a randomized controlled cross-over trial.* <http://www.biomedcentral.com/1471-2318/8/19>
24. **Jaka Zihelr, Domen Novak, Andrej Olenšek, Matjaž Mihelj, Marko Munih (2010).** *Evaluation of upper extremity robot-assistances in subacute and chronic stroke subjects.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/52>
25. **Jeremy L Emken, Raul Benitez and David J Reinkensmeyer (2007).** *Human-robot cooperative movement training: Learning a novel sensory motor transformation during walking with robotic assistance-as-needed.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/8>
26. **Justin J Kavanagh (2009).** *Lower trunk motion and speed-dependence during walking.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/9>
27. **Kalyan K Mankala, Sai K Banala and Sunil K Agrawal (2009).** *Novel swing-assist un-motorized exoskeletons for gait training.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/24>
28. **Karin Brótsch, Tabea Schuler, Alexander Koenig, Lukas Zimmerli, Susan Mirillat (-Koencke), Lars Lónenburger, Robert Riener, Lutz Jacke and Andreas Meyer-Heim (2010).** *Influence of virtual reality soccer game on walking*

- performance in robotic assisted gait training for children.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/15>
- 29. Kats, Eline Lindeman and Gert Kwakkel (2009).** *Cost-effectiveness of a structured progressive task-oriented circuit class training programme to enhance walking competency after stroke: The protocol of the FIT-Stroke trial.*  
<http://www.biomedcentral.com/1471-2377/9/43>
- 30. Kelly P Westlake and Carolyn Patten (2009).** *Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/18>
- 31. Kimberly J Wisneski and Michelle J Johnson (2007).** *Quantifying kinematics of purposeful movements to real, imagined, or absent functional objects: Implications for modelling trajectories for robot-assisted ADL tasks.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/7>
- 32. Larry W Forrester (2010).** *Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic stroke.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/23>
- 33. Lars IE Oddsson, Robin Karlsson, Janusz Konrad, Serdar Ince, Lars Lünenburger, Gery Colombo and Robert Riener (2007).** *Biofeedback for robotic gait rehabilitation.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/1>
- 34. Laura Marchal-Crespo and David J Reinkensmeyer (2009).** *Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/20>
- 35. Maja J Matarić, Jon Eriksson, David J Feil-Seifer and Carolee J Winstein (2007).** *Socially assistive robotics for post-stroke rehabilitation.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/5>
- 36. Marc Bolliger, Raphael Banz, Volker Dietz and Lars Lünenburger (2008).** *Standardized voluntary force measurement in a lower extremity rehabilitation robot.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/5/1/23>
- 37. Maurizio Ferrarin, Marco Rabuffetti, Mauro Tettamanti, Michelle J Johnson (2006).** *Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/29>
- 38. Michelle J Johnson, Xin Feng, Laura M Johnson and Jack M Winters (2007).** *Potential of a suite of robot/computer-assisted motivating systems for personalized, home-based, stroke rehabilitation.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/6>
- 39. Nadia Bolognini, Alvaro Pascual-Leone and Felipe Fregni (2009).** *Using non-invasive brain stimulation to augment motor training-induced plasticity.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/8>
- 40. Nathan D Neckel, Natalie Blonien, Diane Nichols and Joseph Hidler (2008).** *Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/5/1/19>
- 41. Ola LA Harrysson, Yasser A Hosni and Jamal F Nayfeh (2007).** *Custom-designed orthopedic implants evaluated using finite element analysis of patient-*



- specific computed tomography data: femoral-component case study.*  
<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/8/91>
42. Pamela W Duncan, Katherine J Sullivan, Andrea L Behrman, Stanley P Azen, Samuel S Wu, Stephen E Nadeau, Bruce H Dobkin, Dorian K Rose, Julie K Tilson for The LEAPS Investigative Team (2007). *Protocol for the Locomotor Experience Applied Post-stroke (LEAPS) trial: a randomized controlled trial.*  
<http://www.biomedcentral.com/1471-2377/7/39>
43. Patrice L Weiss, Debbie Rand, Noomi Katz and Rachel Kizony (2004). *Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation Tool.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/1/1/12>
44. Patricia Staubli, Tobias Nef, Verena Klamroth-Marganska and Robert Riener (2009). *Effects of intensive arm training with the rehabilitation robot ARMin II in chronic stroke patients: four single-cases.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/46>
45. Pei-Chun Kao, Cara L Lewis, Daniel P Ferris (2010). *Short-term locomotor adaptation to a robotic ankle exoskeleton does not alter soleus Hoffmann reflex amplitude.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/33>
46. Peter Novak and Vera Novak (2006). *Effect of step-synchronized vibration stimulation of soles on gait in Parkinson's disease: a pilot study.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/9>
47. Qinyin Qiu, Diego A Ramirez, Soha Saleh, Gerard G Fluet, Heta D Parikh, Donna Kelly and Sergei V Adamovich (2009). *The New Jersey Institute of Technology Robot-Assisted Virtual Rehabilitation (NJIT-RAVR) system for children with cerebral palsy: a feasibility study.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/40>
48. Riccardo Pignatti, Alessandro Mauro and Giovanni Albani (2008). *Effect of optical flow versus attentional strategy on gait in Parkinson's Disease: a study with a portable optical stimulating Device.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/5/1/3>
49. Roberto Colombo, Fabrizio Pisano, Alessandra Mazzone, Carmen Delconte, Silvestro Micera, M Chiara Carrozza, Paolo Dario and Giuseppe Minuco (2007). *Design strategies to improve patient motivation during robot-aided Rehabilitation.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/3>
50. Robin Chin, Elizabeth T Hsiao-Wecksler, Eric Loth, Géza Kogler, Scott D Manwaring, Serena N Tyson, K Alex Shorter and Joel N Gilmer (2009). *A pneumatic power harvesting ankle-foot orthosis to prevent foot-drop.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/19>
51. Stefan Hesse, Andreas Waldner and Christopher Tomelleri (2010). *Innovative gait robot for the repetitive practice of floor walking and stair climbing up and down in stroke patients.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/30>
52. Stephen M Cai, Keith E Gordon and Daniel P Ferris (2007). *Locomotor adaptation to a powered ankle-foot orthosis depends on control method.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/48>
53. Steve R Williams and Erika Zemkova (2007). *A rehabilitation tool for functional balance using altered gravity and virtual reality.*  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/25>



54. **Tania F Salvini<sup>1</sup> and Ana MF Barela (2009).** *The use of body weight support on ground level: an alternative strategy for gait training of individuals with stroke.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/43>
55. **Vincent S Huang and John W Krakauer (2009).** *Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning Perspective.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/5>
56. **Yoky Matsuoka, Bambi R Brewer and Roberta L Klatzky (2007).** *Using visual feedback distortion to alter coordinated pinching patterns for robotic rehabilitation.* <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/17>
57. **Ηλίας Τσέπης (2008).** *Οδηγός πτυχιακής εργασίας.* <http://eclass.teipat.gr>