



**ΑΝΩΤΑΤΟ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΗΠΕΙΡΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ & ΟΙΚΟΝΟΜΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΤΗΛΕΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ & ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ**

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΒΗΜΑΤΙΚΟΥ ΚΙΝΗΤΗΡΑ ΜΕ ΕΙΣΟΔΟ
ΑΠΟ ΠΗΔΑΛΙΟ ΜΕΣΩ Η/Υ**

**ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ Ε. ΖΑΦΕΙΡΗΣ
ΛΑΜΠΡΙΝΗ Κ. ΖΩΝΙΟΥ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΑΡΤΑ 2005



**ΑΝΩΤΑΤΟ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΗΠΕΙΡΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ & ΟΙΚΟΝΟΜΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΤΗΛΕΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ & ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ**

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΒΗΜΑΤΙΚΟΥ ΚΙΝΗΤΗΡΑ ΜΕ ΕΙΣΟΔΟ
ΑΠΟ ΠΗΔΑΛΙΟ ΜΕΣΩ Η/Υ**

**ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ Ε. ΖΑΦΕΙΡΗΣ
ΛΑΜΠΡΙΝΗ Κ. ΖΩΝΙΟΥ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΑΡΤΑ 2005

**Στη Μαρία
για την υπομονή της...**

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

ΚΥΡΙΑΖΗΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ: Δρ. ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ
ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΟΣ ΣΥΝΕΡΓΑΤΗΣ ΤΕΙ ΗΠΕΙΡΟΥ

ΑΝΤΩΝΙΑΔΗΣ ΝΙΚΟΛΑΟΣ: Δρ. ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΤΕΙ ΗΠΕΙΡΟΥ

ΖΑΧΑΡΟΥ ΘΕΟΔΟΣΙΑ: ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΟΣ ΣΥΝΕΡΓΑΤΗΣ ΤΕΙ ΗΠΕΙΡΟΥ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ολοκληρώνοντας την εργασία αισθανόμαστε την ανάγκη να ευχαριστήσουμε όλους όσους συνέβαλλαν στην πραγματοποίησή της.

Πρώτα και κύρια θέλουμε να ευχαριστήσουμε τον **Δρ. Ηλεκτρολόγο Μηχανικό Κυριαζή Βασίλειο**, ο οποίος ήταν και ο εμπνευστής του θέματος της εργασίας. Πραγματικά η συμβολή του στην εκπόνηση της εργασίας ήταν μεγάλη. Είχαμε ουσιαστική βοήθεια και ηθική συμπαράσταση καθ' όλη τη διάρκεια της υλοποίησης της εργασίας.

Ευχαριστούμε θερμά τους **Δημήτριο Πόθα, Γρηγόριο Χατζή** και **Δημήτριο Νικολοπλάκη**, φοιτητές του ΤΕΙ Πειραιά του τμήματος Αυτοματισμού, που μας παρείχαν πληροφορίες σχετικά με τη γλώσσα προγραμματισμού Labview, το κύκλωμα και το βηματικό κινητήρα. Η βοήθεια τους υπήρξε καθοριστική στο στάδιο της έρευνας της εργασίας μας.

Θα θέλαμε επίσης να εκφράσουμε τις ευχαριστίες μας στη **Φιλόλογο Βασιλική Καραμπίνα** για τις συμβουλές της στη συγγραφή της εργασίας.

Τέλος, ευχαριστούμε όλους όσους μας στήριξαν και μας συμπαράσταθηκαν κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο: Εισαγωγή

1.1	Εισαγωγή.....	ΣΕΛ.: 1
-----	---------------	---------

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο : Ρομποτικές Τεχνικές Που Αναπτύσσονται Για Την Αποκατάσταση Των Ανικανοτήτων Των Άνω Άκρων

2.1	Εισαγωγή.....	ΣΕΛ.: 2
2.2	Νευρομυϊκές Ασθένειες.....	ΣΕΛ.: 3
2.3	Τραυματισμοί Άνω Νωτιαίου Μυελού.....	ΣΕΛ.: 9
2.4	Εγκεφαλικά Επεισόδια.....	ΣΕΛ.: 12
2.5	Συμπέρασμα.....	ΣΕΛ.: 16

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο: Ανάπτυξη Συστήματος Κίνησης Βηματικού Κινητήρα Με Είσοδο Από

Πηδάλιο Μέσω Η/Υ

3.1	Βηματικός κινητήρας.....	ΣΕΛ.: 17
3.2	Labview.....	ΣΕΛ.: 19
	Call Library Function, DLL.....	ΣΕΛ.: 23
	USB, Παράλληλη Θύρα.....	ΣΕΛ.: 24
	OutPort, AccessHW.....	ΣΕΛ.: 25
	Parmon.exe, Ροή Δεδομένων.....	ΣΕΛ.: 27
3.3	Ολοκληρωμένο κύκλωμα L293B.....	ΣΕΛ.: 31

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο: Συμπεράσματα

4.1	Συμπεράσματα.....	ΣΕΛ.: 32
-----	-------------------	----------

ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....	ΣΕΛ.: 33
---------------	----------

1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε στο πλαίσιο της έρευνας για την αποκατάσταση ατόμων με κινητικά προβλήματα στο άνω άκρο. Είναι γεγονός ότι σήμερα αρκετά άτομα αντιμετωπίζουν καταστάσεις που προκαλούνται είτε από τον ίδιο τον οργανισμό (π.χ. το εγκεφαλικό επεισόδιο), είτε από ατύχημα (π.χ. τραυματισμός του νωτιαίου μυελού), οι οποίες προκαλούν μερική ή ολική απώλεια της κίνησης του άνω άκρου. Η ανάπτυξη της επιστημονικής έρευνας στον κλάδο αυτό έχει συμβάλλει στο να αποκτήσουν αποκατάσταση μέρους της κίνησης που έχει χαθεί με τη δημιουργία κατάλληλων ρομποτικών διατάξεων. Κατά καιρούς λοιπόν δημιουργήθηκαν πολλά συστήματα, άλλα απλά και άλλα πολύπλοκα. Η μεγάλη απαίτηση όμως στην πλειοψηφία των περιπτώσεων ασθενών με αναπηρία είναι ένα απλό στη χρήση, φτηνό, λειτουργικό και εμπορικό προϊόν.

Μέσα από την εργασία αυτή προσπαθήσαμε να προχωρήσουμε στην ανάπτυξη ρομποτικού βραχίονα άνω άκρου που θα συμβάλλει στην αποκατάσταση μέρους ή ολόκληρης της χαμένης κίνησης. Για το λόγο αυτό, ξεκινήσαμε με το σχεδιασμό συστήματος για τον έλεγχο ενός βηματικού κινητήρα μέσω Η/Υ με είσοδο ένα πηδάλιο. Έτσι, εισάγαμε τις κινήσεις ενός πηδαλίου (joystick) στον υπολογιστή με τη βοήθεια κατάλληλου λογισμικού που αναπτύχθηκε σε γλώσσα προγραμματισμού Labview, και στη συνέχεια, μέσω Labview, τις εξάγαμε στην παράλληλη θύρα του υπολογιστή.

Οι κινήσεις αυτές μεταφράζονται από το πρόγραμμα σε αριθμητικές τιμές ξεχωριστά για κάθε άξονα κίνησης του πηδαλίου και έτσι στην παράλληλη θύρα, όπου εξάγονται, μπορούμε με κατάλληλη διάταξη να συνδέσουμε 2 βηματικούς κινητήρες. Η κίνηση του κάθε βηματικού κινητήρα θα εξαρτάται από τις τιμές του ανάλογου άξονα του Joystick. Κινώντας αυτούς τους βηματικούς κινητήρες επιτυγχάνουμε την επιθυμητή «τρισεπίστροφη» κίνηση του χεριού. Επιπρόσθετα, με το πάτημα ενός πλήκτρου του πηδαλίου μπορούμε να πετύχουμε την ενεργοποίηση ενός συστήματος που γραπώνει ή / και αφήνει κάποιο αντικείμενο.

Η εργασία αποτελείται από δυο μέρη: το θεωρητικό και την εφαρμογή. Το θεωρητικό μέρος βασίζεται κυρίως σε δυο κεφάλαια. Στο πρώτο γίνεται αναφορά στις ρομποτικές διατάξεις, που έχουν υπάρξει κατά καιρούς από διάφορα ινστιτούτα έρευνας και πανεπιστήμια, για την αποκατάσταση της κίνησης ατόμων με αναπηρίες στα άνω άκρα. Ακόμη γίνεται αναφορά στις ασθένειες που προκαλούν απώλεια ολικής ή μερικής κίνησης των άνω άκρων. Στη συνέχεια στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται η ανάλυση του συστήματος κίνησης βηματικού κινητήρα που δημιουργήσαμε. Αναλύουμε τα προγράμματα που χρησιμοποιούμε και πως αυτά υλοποιήθηκαν. Για την εφαρμογή χρειαστήκαμε ένα πηδάλιο, το γνωστό joystick, τη γλώσσα προγραμματισμού Labview, το αρχείο Joystick.dll και τα υποπρογράμματα Parmon και AccessHW που βοήθησαν στην ολοκλήρωση του συστήματος.

2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η παραγωγικότητα στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής, κατά τη διάρκεια της τελευταίας δεκαετίας, δεν έχει αυξηθεί σε ίσο επίπεδο στους διάφορους τομείς της οικονομίας. Επειδή σε ότι αφορά τον τομέα της υγείας, η Χρηματοδοτούμενη Διοίκηση Υγειονομικής Περίθαλψης προβλέπει ότι οι δαπάνες για την υγειονομική περίθαλψη θα ξεπεράσουν το 16,6% του συνολικού ΑΕΠ των ΗΠΑ για το έτος 2007, δηλαδή 2,1 τρισεκατομμύρια δολάρια, δημιουργείται η ανάγκη για νέες θεραπευτικές στρατηγικές με σκοπό την αύξηση της παραγωγικότητας σε αυτόν τον τομέα, βελτιστοποιώντας ταυτόχρονα την ποιότητα της φροντίδας. Η ευκαιρία γι' αυτό δίνεται με την εκμετάλλευση των πρόσφατων βημάτων προόδου στην τεχνολογία, ειδικότερα στη ρομποτική, την επεξεργασία της πληροφορίας και τις τηλεπικοινωνίες, ενώ δεν πρέπει να ξεχνάει κανείς ότι η μεγαλύτερη περίοδος της οικονομικής ανάπτυξης στην αμερικανική ιστορία αποδίδεται από τους οικονομολόγους στην τεχνολογία της πληροφορίας και την έκρηξή της στην Αμερική, και λόγω αυτού τα ποσοστά ανεργίας είναι σήμερα πολύ χαμηλά (της τάξης του 4%), ενώ ο πληθωρισμός ελέγχεται σε επίπεδο σαφώς λιγότερο από 3%.

Ειδικότερα, ένας στόχος για πολλά ερευνητικά εργαστήρια παγκοσμίως θα ήταν να αναπτυχθούν καινοτόμες θεραπείες που θα εκμεταλλεύονται τη ρομποτική και την τεχνολογία της πληροφορίας στην αποκατάσταση. Αυτό περιλαμβάνει, όχι μόνο την ανάπτυξη ρομπότ αποκατάστασης της κίνησης ατόμων με ειδικές ανάγκες, αλλά και τη δημιουργία βοηθητικών ρομπότ που θα υποστηρίζουν και θα βοηθούν τους νοσοκομειακούς γιατρούς στην προσπάθεια τους να διευκολύνουν την διαδικασία αποκατάστασης ενός ατόμου με ειδικές ανάγκες. Τα ρομπότ αυτά μπορούν να εισαγάγουν πιο αποδοτικές τις στερεότυπες δραστηριότητες της φυσικοθεραπείας και εργοθεραπείας, και να παρέχουν έτσι μια παραπάνω βοήθεια στην πρόγνωση και την προσαρμογή της θεραπείας και τη συμμόρφωση του ασθενή με τους κανόνες θεραπείας. Επιπλέον, η χρήση τους σε συστήματα για την αποκατάσταση της νευρομυϊκής διαταραχής, που διατίθενται στο εμπόριο, μπορεί να συμβάλει στην ποιότητα της ζωής και της ανεξαρτησίας του ασθενή.

2.2 ΝΕΥΡΟΜΥΪΚΕΣ ΑΣΘΕΝΕΙΕΣ

Πολλά άτομα παγκοσμίως πάσχουν από νευρομυϊκές ανωμαλίες και έχουν μυϊκή αδυναμία χωρίς την αίσθηση του νευρικού συστήματος. Αυτά τα άτομα εμπίπτουν σε δύο κατηγορίες:

1. εκείνοι με Βλάβη του Κυττάρου του Πρόσθιου Κέρατος (ΒΚΠΚ) και
2. εκείνοι με Μυϊκές Διαταραχές.

1. Η ΒΚΠΚ μπορεί να διαιρεθεί περαιτέρω σε παθητική και σε επιθετική. Ασθενείς με την παθητική ΒΚΠΚ, είναι αυτοί που έχουν την προερχόμενη από ιό παράλυση, όπως η Πολιομυελίτιδα, ή που έχουν δοκιμάσει την ενδομήτρια απώλεια κυττάρου πρόσθιου κέρατος (το οποίο φαίνεται συχνά στα άτομα με Πολλαπλή Συγγενή Αρθρογρύπωση). Ασθενείς με την επιθετική ΒΚΠΚ είναι εκείνοι με τη Νωτιαία Μυϊκή Ατροφία (NMA) η οποία περιλαμβάνει τρεις τύπους: τύπος I Νηπιακή Μορφή (Werdnig-Hoffman), τύπος II Προϊούσα Μορφή, στο οποίο η διαταραχή είναι σοβαρή και μπορεί να είναι αργά προοδευτική, και τύπος III Νεανική Μορφή (Kugelberg-Welander). Σήμερα, η περίπτωση της NMA υπολογίζεται να είναι 1 σε 5.000 γεννήσεις στις Ηνωμένες Πολιτείες ¹.

2. Η δεύτερη κατηγορία, τα άτομα με μυϊκές διαταραχές, μπορεί να έχουν διαταραχές όπως Μυϊκή Δυστροφία του Duchenne και του Becker (ΜΔΔ και ΜΔΒ), Μυοπάθειες εκ γενετής, όπως η Νηματοδής, η Μυοσωληναριακή και η Μυοπάθεια Κεντρικών Πυρήνων και μερικές πιο σπάνιες όπως οι Μιτοχονδριακές Δυστροφίες κατά τις οποίες εμφανίζονται ανωμαλίες στις ίνες των μυών. Η περίπτωση ΜΔΔ στις Ηνωμένες Πολιτείες είναι 1 σε 3.500 αρσενικές γεννήσεις, και η περίπτωση ΜΔΒ είναι 1 σε 30.000 αρσενικές γεννήσεις².

Και στους δύο τύπους διαταραχών επηρεάζεται το κεντρικό μυϊκό σύστημα των άνω και κάτω άκρων και τα άτομα που νοσούν χάνουν τελικά τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσουν τα χέρια και τα πόδια τους. Παρ' όλα αυτά, οι ασθενείς διατηρούν υπολειπόμενη κίνηση στον καρπό και τα δάχτυλα καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής τους³, και αυτό είναι ένα χαρακτηριστικό που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί επιτυχώς για την αποκατάσταση της κίνησης τους.

Συνοψίζοντας, στις ΗΠΑ μόνο, περίπου 100.000 άνθρωποι πάσχουν από νευρομυϊκές ασθένειες όπως ΜΔΔ, NMA ή Πλάγια Μυατροφική Σκλήρυνση (ΠΜΣ)⁴. Αυτές οι ασθένειες αποδυναμώνουν το μυϊκό σύστημα περισσότερο κοντά στον κορμό και λιγότερο στα άκρα. Τα προχωρημένα στάδια αυτών των ασθενειών, συχνά διάρκειας μιας δεκαετίας ή και περισσότερο, περιορίζουν τόσο σοβαρά τη δύναμη, ώστε ο βραχίονας δεν μπορεί να ανυψωθεί έναντι της βαρύτητας, όμως η δύναμη του χεριού παραμένει επαρκής για να χειριστεί αντικείμενα με μέτριο βάρος. Οι άνθρωποι με νευρομυϊκές ασθένειες που χρησιμοποιούν

αναπηρικές καρέκλες αναπτύσσουν γενικά αντισταθμιστικές στρατηγικές για τις σημαντικές Δραστηριότητες της Καθημερινής Ζωής (ΔΚΖ) - όπως η λήψη τροφής - με το να κινούν τα σώματά τους και να χαμηλώνουν το κεφάλι τους, έτσι ώστε το χέρι να μπορέσει να λειτουργήσει όπως ένας μοχλός μεταξύ του τραπέζιου και του στόματος. Αυτή η κίνηση του χεριού σαν μοχλός είναι εφικτή επειδή το πεδίο κίνησης των αγκώνων είναι σοβαρά περιορισμένο από την αχρηστία. Άλλοι στόχοι, όπως ο καλλωπισμός ή το ξύσιμο του κεφαλιού ή της μύτης είναι στις περισσότερες περιπτώσεις αδύνατοι χωρίς τη βοήθεια από άτομα που τους παρέχουν φροντίδα. Κατά τη διάρκεια του χρόνου, όπως αναφέρεται ήδη, το πεδίο των δραστηριοτήτων χωρίς βοήθεια μειώνεται.

Για να βοηθήσουν τους ασθενείς με νευρομυϊκές ασθένειες να εφαρμόσουν τις ΔΚΖ πιο ανεξάρτητα, διάφορα ερευνητικά προγράμματα έχουν εστιάσει στην εφαρμογή τόσο εμπορικών ρομποτικών συσκευών που μπορούν να χρησιμοποιήσουν τους καρπούς, τα δάχτυλα, την ομιλία ή την όραση σαν είσοδο για να βοηθήσουν τους ασθενείς να εκτελέσουν βασικές ΔΚΖ, όσο και στην ανάπτυξη ενεργητικών ορθωτικών συσκευών για μηχανική καθοδήγηση του βραχίονα εξουδετερώνοντας την επίδραση της βαρύτητας. Στην πρώτη περίπτωση, βιομηχανικά ρομπότ έχουν χρησιμοποιηθεί για αποκατάσταση σε περιπτώσεις ασθενειών όπως η ΜΔΔ⁵, όπου υπάρχει η υπολειπόμενη κίνηση για να μειωθεί έτσι η ορθοπεδική παραμόρφωση. Αντίθετα από τους ασθενείς με την υψηλού επιπέδου τραυματική τετραπληγία για τους οποίους το δάχτυλο σαν ενεργοποιημένο σύστημα δεν είναι δυνατό να λειτουργήσει, οι νευρομυϊκοί ασθενείς, όπως αναφέρθηκε, διατηρούν τον υπόλοιπο αντίχειρα, τα δάχτυλα και περιστασιακά τις μετακινήσεις καρπών καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής τους. Τέτοιες μετακινήσεις είναι γενικά επαρκείς για τον έλεγχο των αναπηρικών καρεκλών, των πηδαλίων, των οργάνων ελέγχου ή άλλων συστημάτων ελέγχου, υπολογιστών κ.λ.π.. Ο στιγμιαίος έλεγχος που πραγματοποιείται από τις μετακινήσεις δαχτύλων, είτε μέσω του άμεσου χειρισμού πηδαλίων, είτε μέσω των ευαίσθητων στην επαφή οργάνων ελέγχου, παράγει τη δυνατότητα του άμεσου ελέγχου από τα ρομπότ. Διαφορετικά, η απουσία της μετακίνησης του αγκώνα και των ώμων θα καθιστούσε τις περισσότερες ΔΚΖ αδύνατες. Εντούτοις, αν και οι μετακινήσεις των δακτύλων εκμεταλλεύονται την αισθητήρια ανάδραση και παρέχουν μια πιο στενή αντιστοιχία της διανοητικής αναπαράστασης της κίνησης που εκτελείται, από τη βιβλιογραφία φαίνεται πως περισσότερη προσοχή έχει στραφεί στα ρομπότ που βασίζονται στη φωνή και ειδικότερα στα ρομπότ σταθερής θέσης⁶. Υπάρχουν ρομπότ - όπως το PRAB που λειτουργεί με τη φωνή ή οι αποδοτικές μονάδες ενέργειας MANUS - με κόστος στις περισσότερες περιπτώσεις απαγορευτικό. Περισσότερη προσοχή πρέπει να δοθεί στην τροποποίηση των διαθέσιμων και ανέξοδων φορητών συστημάτων ρομπότ που

ελέγχονται από τα δάχτυλα ή από το καρπό. Σε αυτήν την περίπτωση, όπως στην περίπτωση των ενεργητικών ορθωτικών συστημάτων, που θα αναλυθούν αργότερα σε αυτό το κεφάλαιο, η εμπορευσιμότητα, το κόστος και η διαθεσιμότητα του ρομπότ στον ασθενή είναι πρώτιστης σημασίας. Πολλοί συγγραφείς λοιπόν προτείνουν την τροποποίηση, με μικρότερο κόστος στα μέρη και την εργασία, των χαμηλού κόστους (<1000 δολάρια) προγραμματισμένων βιομηχανικών εκπαιδευτικών ρομποτικών διατάξεων για να παρακάμψουν τους περιορισμούς που απορρέουν από μονάδες όπως PRAB ή MANUS, στην περίπτωση της ολοκληρωτικής απώλειας της λειτουργίας των χεριών, μικρές αλλαγές θα μπορούσαν να καταστήσουν την εισαγωγή της ομιλίας ή της όρασης δυνατή⁵.

Στη δεύτερη περίπτωση, η πολυπλοκότητα των αναπτυγμένων ρομποτικών διατάξεων κυμαίνεται από απλές παθητικές συσκευές, οι οποίες υποστηρίζουν το βραχίονα έναντι της βαρύτητας⁷, σε σύνθετα εξωσκελετικά συστήματα τροφοδοτημένα με πολλούς βαθμούς ελευθερίας⁸. Τα σχέδια συστημάτων με μέση πολυπλοκότητα υποστηρίζουν το βραχίονα, γενικά το αντιβράχιο και επιτρέπουν την τροφοδοσία ενός⁹ ή αρκετών¹⁰ βαθμών ελευθερίας. Επίσης πρωτότυπα είναι και τα περιπλοκότερα συστήματα¹¹. Μέχρι σήμερα, εντούτοις, μόνο απλές συσκευές έχουν εμπορευματοποιηθεί. Ένα τέτοιο παράδειγμα είναι η Balanced Forearm Orthosis (Ισορροπημένη Όρθωτική Συσκευή Αντιβράχιων (ΙΟΣΑ)) ή όπως αποκαλείται κινητή υποστήριξη των βραχιόνων, η οποία είναι μια από τις πιο πρόωρες (αναπτυγμένες το 1965) και πιο αποδεκτές παθητικές τροφοδοτούμενες από το σώμα συσκευές. Το ΙΟΣΑ παρέχει στα άτομα που έχουν αδύναμο μυϊκό σύστημα τη δυνατότητα να κινήσουν τα χέρια τους σε ένα οριζόντιο επίπεδο. Αυτό επιτυγχάνεται με δύο συνδέσμους που ενώνονται κατά μήκος των κάθετων αξόνων. Η μια άκρη του ΙΟΣΑ είναι συνδεδεμένη με μια αναπηρική καρέκλα, ενώ η άλλη συνδέεται με μια θήκη μέσα στην οποία οι ασθενείς τοποθετούν το βραχίονα τους. Η θήκη έχει ένα υπομόχλιο που βρίσκεται στη μέση του αντιβράχιου που επιτρέπει στο χέρι να ανυψωθεί εάν ο ώμος πιεστεί. Το ΙΟΣΑ επιτρέπει στα άτομα να κινήσουν το βραχίονα οριζόντια, και να χρησιμοποιήσουν τις αντισταθμιστικές κινήσεις για να επιτύχουν την περιορισμένη μετακίνηση στην κάθετη κατεύθυνση. Μερικοί χρήστες τον έχουν υιοθετήσει ενθουσιωδώς, ενώ μερικοί άλλοι τον απέρριψαν, πρώτιστα για λόγους όπως η προκλητικότητα, η έλλειψη εφοδιασμού αποτελεσματικής κάθετης κίνησης καθώς και η προβληματική διεπαφή ελέγχου μεταξύ της αναπηρικής καρέκλας και του πηδαλίου (joystick)¹⁴⁻¹⁵. Μια βελτιωμένη έκδοση του ΙΟΣΑ επιτρέπει την κάθετη κίνηση παρέχοντας ένα οριζόντιο σύνδεσμο στη βάση. Η ένωση των λαστιχένιων ζωνών με τον σύνδεσμο αντισταθμίζει το βάρος του βραχίονα. Λόγω της μη ακριβούς βαρύτητας που αντισταθμίζουν αυτά τα αποτελέσματα, αυτή η συσκευή ορίζεται

σπάνια. Η πλειοψηφία των χρηστών ΙΟΣΑ δέχεται την επίπεδη μετακίνηση και στηρίζεται στις αντισταθμιστικές μετακινήσεις του σώματος για να επιτύχει τις κάθετες κινήσεις.

Υπάρχουν διάφορες συσκευές με τη μορφή θηλιάς που επιτρέπουν τη μετακίνηση σε τρεις κατευθύνσεις και έχουν χρησιμοποιηθεί για να βοηθήσουν τα χέρια με μυϊκή αδυναμία. Αυτές οι συσκευές, εκτός από το ότι είναι αισθητικά άχαρες, είναι επιρρεπείς σε ταλαντώσεις όταν κινείται ο βραχίονας. Μια τέτοια συσκευή είναι η ορθωτική Musgrave, η οποία χρησιμοποιεί ένα βάρος στο πίσω μέρος της αναπηρικής καρέκλας για να αντισταθμίσει το βραχίονα⁷. Μια άλλη προσπάθεια βοηθητικού ορθωτικού ήταν το αεροκίνητο ορθωτικό σύστημα του Engen, που αναπτύχθηκε το 1963¹⁶. Αυτό ήταν ένα σύνθετο, με αέρα ωθημένο σύστημα με πέντε ενώσεις. Δύο από τα μειονεκτήματα του συστήματος ήταν η απαίτηση για την ακριβή ευθυγράμμιση μεταξύ των ανατομικών και των ενώσεων της όρθωσης, και το γεγονός ότι ο έλεγχος γινόταν με τη χρησιμοποίηση των βοηθητικών περιοχών των σωμάτων, οι οποίες δυστυχώς κατέστησαν πολύ δύσκολο τον έλεγχο της συσκευής.

Τα πρωτότυπα ορθωτικά συστήματα πάσχουν από δυσκολίες σχετικά με το κόστος, την κατανάλωση ισχύος, το βάρος, την αποδοχή των χρηστών και τον έλεγχο της διεπαφής με το χρήστη. Επιπλέον, τα ζητήματα συστημάτων ελέγχου αξίζουν περαιτέρω εκτίμηση: τα περισσότερα από τα ρομπότ που αναπτύσσονται μέχρι σήμερα έχουν ελεγχθεί από μικροδιακόπτες ή πηδάλια που ωθούνται από το χέρι⁷ ή το κεφάλι¹¹, από ηλεκτρόδια ηλεκτρομυογραφίας¹⁰ ή από μια σειρά διακοπών¹² σε σχήμα γλώσσας. Αυτές οι εισοδοί ελέγχου δεν γίνονται ενστικτωδώς, απαιτούνται ειδικοί τρόποι λειτουργίας και κατάρτιση. Έχοντας ως στοιχεία ότι τα άτομα με νευρομυϊκές ασθένειες έχουν κάποια ικανότητα να εφαρμόσουν δύναμη, το βέλτιστο για τον χρήστη θα εμφανιζόταν να είναι αυτό, στο οποίο οι υπόλοιπες δυνάμεις του βραχίονα που ενεργούν για την ορθωτική του στάση, μετριοούνται και ενισχύονται από ρομποτικά κυκλώματα για να κινήσουν το βραχίονα στην επιθυμητή κατεύθυνση. Τα ορθωτικά εξαρτήματα για άνω άκρα με αρθρώσεις έχουν ερευνηθεί για πολλά έτη. Αυτά τα ορθωτικά κυμαίνονται από την κινητή υποστήριξη βραχιόνων ως τα ηλεκτρικά τροφοδοτημένα Ορθωτικά Εξαρτήματα των Καρπών των Χεριών (Wrist Hand Orthoses (WHOs))¹³.

Σε ότι λοιπόν αφορά τις αυτοματοποιημένες συσκευές, το πρώτο ορθωτικό σύστημα αυτού του είδους αναπτύχθηκε στο Case Institute of Technology στις αρχές της δεκαετίας του '60¹⁷. Το ρομποτικό κύκλωμα ήταν εξωσκελετικό εξωτερικά τροφοδοτούμενο με τέσσερις βαθμούς ελευθερίας. Ο έλεγχος αυτού του κυκλώματος επιτεύχθηκε χρησιμοποιώντας μια πηγή φωτός ελεγχόμενη από το κεφάλι για να προκαλέσει τους αισθητήρες στο περιβάλλον. Το νοσοκομείο Rancho Los Amigos συνέχισε το ορθωτικό σύστημα του ινστιτούτου Case και

ανέπτυξε έναν εξωτερικά οδηγούμενο βραχίονα με έξι βαθμούς ελευθερίας ονομαζόμενο 'Golden Arm'¹⁸. Αυτός ο βραχίονας είχε παρόμοια διαμόρφωση με τον βραχίονα του ινστιτούτου Case αλλά δεν ελεγχόταν από υπολογιστές. Ήταν εντούτοις σημαντικό, δεδομένου ότι τοποθετήθηκε σε μια αναπηρική καρέκλα και μπόρεσε να είναι χρήσιμο από τους ανθρώπους που είχαν ανικανότητες αλλά άθικτη την αίσθηση ως αποτέλεσμα της Πολιομυελίτιδας ή της Πολλαπλής Σκλήρυνσης. Το 'Rancho Golden Arm' ελέγχθηκε στο επίπεδο από επτά διακόπτες ελεγχόμενοι με τη γλώσσα, οι οποίοι κατέστησαν τη λειτουργία πολύ κουραστική. Οι Moe και Schwarz¹⁹ τροποποίησαν το βραχίονα με την προσθήκη του ελέγχου από υπολογιστές και εισαγωγή των δεδομένων από ιχνηλάτες ματιών.

Το 1975, το κέντρο αποκατάστασης Burke τροποποίησε το ΙΟΣΑ με την προσθήκη ενεργοποιητών²⁰. Έτσι η ορθωτική συσκευή Burke τροφοδοτήθηκε με πέντε βαθμούς ελευθερίας συμπεριλαμβανόμενων των κινήσεων της περιστροφής, της ύπτιας θέσης της κάμψης και της επέκτασης των αγκώνων. Εντούτοις, ο έλεγχος διατηρήθηκε μέσω της χρήσης ενός πηδαλίου ή διάφορων μικροδιακοπών, που δίνει το λιγότερο από ότι η ιδανική διεπαφή.

Ένα παράδειγμα μιας άλλης ορθωτικής συσκευής που δεν έχει υπερβεί εκείνο το στάδιο των πρωτοτύπων είναι ένα πρόγραμμα που διεξάγεται στο κέντρο αποκατάστασης του Hugh Macmillan και στοχεύει για ανθρώπους με τη νόσο του Alzheimer¹¹. Ο μηχανισμός χρησιμοποιεί εξωτερική δύναμη, επιτρέποντας τρεις βαθμούς ελευθερίας και ελέγχεται από ηλεκτρομυογράμματα από σήματα προερχόμενα από τα φρύδια. Η κίνηση των άνω άκρων που βοηθά το σύστημα²¹ είναι παρόμοια με την όρθωση Musgrave όπου αντίβαρα σαν υπερυψωμένες σφεντόνες χρησιμοποιήθηκαν για να κρατήσουν το βραχίονα. Μια μηχανοποιημένη μονάδα αντικατέστησε το αντίβαρο. Προτάθηκε να γίνεται η εισαγωγή στο σύστημα από την κίνηση του κεφαλιού ή τη φωνή ή από παρόμοιες μονάδες εισαγωγής. Άλλα μηχανοποιημένα ορθωτικά συστήματα άνω άκρων αναπτύσσονται αυτήν την περίοδο^{8,23}. Ένα τέτοιο παράδειγμα είναι το MULOS⁸. Αυτό αποτελείται από τις αρθρωτικές ορθωτικές μονάδες, το οποίο είναι αναγκασμένο να λάβει τη μορφή μιας τροφοδοτούμενης με πέντε βαθμούς ελευθερίας ορθωτικής κίνησης των άνω άκρων και έχει ως σκοπό να εργαστεί σε τρεις διαφορετικές μορφές: βοηθητική, εξάσκηση και συνεχής παθητική κίνηση.

Ενώ όλα τα προηγούμενα αναφερθέντα προγράμματα έχουν προωθήσει την περαιτέρω γνώση στο σχέδιο των ορθωτικών συστημάτων που αλληλεπιδρούν με τους ανθρώπους με ειδικές ανάγκες, αυτή η τεχνολογία πρέπει να έχει ακόμα έναν σημαντικό αντίκτυπο στις ζωές αυτών των ανθρώπων. Κι αυτό, εξαιτίας των σύνθετων απαιτήσεων ελέγχου των συσκευών. Επομένως, οι προσπάθειες πρέπει να εστιάσουν στο να καταστήσουν την διεπαφή των μηχανών με τους ανθρώπους όσο το δυνατόν απλούστερη. Μια ορθωτική συσκευή άνω άκρων

που αντισταθμίζει τη βαρύτητα αναπτύχθηκε στο νοσοκομείο του Alfred duPont για Παιδιά, Wilmington, Delaware, USA και οδεύει προς αυτήν την κατεύθυνση. Καταβάλλονται προσπάθειες να καταστήσουν το συγκεκριμένο ορθωτικό σύστημα ένα εμπορικά διαθέσιμο προϊόν²³.

2.3 ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΙ ΑΝΩ ΝΩΤΙΑΙΟΥ ΜΥΕΛΟΥ

Μια έρευνα που δημοσιεύεται το 1985 αναφέρει ότι εκείνη τη χρονική περίοδο υπήρχαν περισσότεροι από 67.500 τετραπληγικοί μόνο στις Ηνωμένες Πολιτείες, με μια ετήσια εκτίμηση νέων τραυματισμών από 2.400 έως 4.000 που κατέληγαν στην τετραπληγία²⁴. Οι τραυματισμοί νωτιαίου μυελού εμφανίζονται πολύ συχνά μεταξύ των νέων αντρών μεταξύ των ηλικιών 16 και 30. Οι κύριες αιτίες τους είναι ο αθλητικά και τα τροχαία ατυχήματα, ενώ οι δευτερεύουσες αιτίες είναι ιατρικά προβλήματα, τα οποία οδηγούν αναπόφευκτα στην τετραπληγία (όγκοι ή άλλες αιτίες). Λόγω των προόδων στην ιατρική περίθαλψη, τα τετραπληγικά άτομα προσδοκείται σήμερα να ζήσουν μια σχετικά κανονική διάρκεια ζωής²⁴. Υπολογίζεται ότι η φροντίδα για ένα τετραπληγικό άτομο, με το συνυπολογισμό της τυποποιημένης ιατρικής περίθαλψης, τη συντήρηση του εξοπλισμού και τον υπάλληλο που το φροντίζει, κοστίζει περίπου 47.000 δολάρια ετησίως. Αυτό μεταφράζεται σε περίπου 1,6 εκατομμύρια δολάρια για όλη τη διάρκεια της ζωής²⁵. Υπολογίζεται ότι στις ΗΠΑ, το καθαρό άμεσο κόστος στο τμήμα Υποθέσεων Παλαιμάχων θα φθάσει περίπου τα 5 δισεκατομμύρια δολάρια για έναν τετραπληγικό πληθυσμό περίπου 70,000. Είναι επομένως άξιο έρευνας και ανάπτυξης των βελτιώσεων στην ποιότητα της ζωής και στην παραγωγικότητα αυτών των ατόμων. Μερικοί συγγραφείς υπολογίζουν ότι κάθε δολάριο που ξοδεύεται στην έρευνα και στην ανάπτυξη αποκατάστασης επιστρέφει 11 δολάρια ως οφέλη στην κοινωνία²⁶.

Ιδιαίτερη ανάγκη υπάρχει να παρασχεθούν στα άτομα με τραυματισμό του νωτιαίου μυελού οι συσκευές που αυξάνουν την αυτοεξυπηρέτηση και την ανεξαρτησία για μεγάλες περιόδους της ημέρας. Στις πιο βαριές περιπτώσεις, τα άτομα αφήνονται με ελάχιστη ή καμία λειτουργική ικανότητα των άνω άκρων. Τετραπληγικά άτομα με τραυματισμό ψηλά στην σπονδυλική στήλη εξαρτώνται απολύτως από ανθρώπους που τους παρέχουν φροντίδα για να εκτελέσουν την πλειοψηφία των δραστηριοτήτων της ζωής. Η βασική λειτουργία ενός ρομπότ αποκατάστασης είναι επομένως να υποκαταστήσει τις χαμένες λειτουργίες.

Μια τέτοια συσκευή αποκατάστασης μπορεί να είναι ένα τροποποιημένο βιομηχανικό ρομπότ^{27,28} ή μια τεχνολογικά αναπτυγμένη συσκευή^{29,30,31}. Η μονάδα αυτή μπορεί να ενσωματωθεί μέσα σε έναν σταθερό τερματικό σταθμό (H/Y), να συνδεθεί με μια αναπηρική καρέκλα, ή να τοποθετηθεί σε μια κινητή πλατφόρμα ελεύθερης κίνησης. Αν και η δεύτερη και η τρίτη των παραπάνω επιλογών προσφέρουν τη μέγιστη ευελιξία και την πιθανή ανεξαρτησία, το σύστημα τερματικών σταθμών είναι ευκολότερα εφικτό σε ένα σχετικά σύντομο χρονοδιάγραμμα και με προσιτό κόστος²⁷. Εντούτοις, η εφαρμογή των τοποθετημένων ρομπότ σε πάγκους εργασίας για την επίτευξη ΔΚΖ, με την εισαγωγή κινήσεων μέσω πηδαλίου και την

δυνατότητα επιλογής μέσω ενός ελεγκτή²⁹, ή την ανάπτυξη ρομποτικών διατάξεων τοποθετημένων σε αναπηρική καρέκλα και ελεγχόμενων μέσω πηδαλίων^{32,33} έχει παρουσιάσει επίσης επιτυχία και έχει συμβάλει στη βελτίωση της ποιότητας διαβίωσης των ασθενών.

Μερικοί συμβιβασμοί πρέπει να γίνουν στην επιλογή των παραμέτρων για το ρομπότ σε μια εφαρμογή αλληλεπίδρασης, επειδή οι κινήσεις, η ταχύτητα, η ικανότητα δύναμης και η ελεγχσιμότητα του ανθρώπινου βραχίονα έχουν μια πολύ ευρεία περιοχή δυναμικής. Μεταξύ αυτών μερικοί είναι σχετικοί με την ασφάλεια. Τα ρομπότ για βιομηχανικές εφαρμογές, παραδείγματος χάριν, σαφώς πρέπει να αποδώσουν σε υψηλά επίπεδα δύναμης για να έχουν τη δυνατότητα να αποκριθούν γρήγορα, αλλά οι άνθρωποι δεν επιτρέπεται για λόγους ασφαλείας να είναι μέσα στην περιοχή δυναμικής του ρομπότ κατά τη διάρκεια της ενεργοποίησής του. Αντίθετα, μια ιατρική εφαρμογή απαιτεί το ρομπότ να λειτουργεί σε εγγύτητα με το χρήστη και ακόμα να μην παρουσιάζει οποιαδήποτε απειλή γι' αυτόν ακόμη και σε περίπτωση σφάλματος του Η/Υ ή για άλλο λόγο διακοπής του συστήματος. Οι χαρακτηριστικές ασφαλείς τιμές είναι 0,45 ή 0,9 γραμμάρια για τα επίπεδα δύναμης και λιγότερο από 10 εκατοστά ανά δευτερόλεπτο για τις μέγιστες ταχύτητες, για μια συσκευή που λειτουργεί σε στενή εγγύτητα με έναν άνθρωπο. Και ακόμη και σε αυτά τα ασφαλή επίπεδα, παραμένει σημαντικό ο χρήστης να είναι σε θέση να σταματήσει το ρομπότ εύκολα και αξιόπιστα σε κάθε περίπτωση. Η περιοχή των κινήσεων πρέπει να είναι ιδανικά μεγαλύτερη από ένα μέτρο, ενώ ο έλεγχος πρέπει να είναι ακριβής μέσα σε ένα εύρος μερικών χιλιοστών²⁹.

Η εξέλιξη των ρομποτικών διατάξεων για άτομα με σοβαρές αναπηρίες, όπως οι τραυματισμοί νωτιαίου μυελού, χρονολογείται από την δεκαετία του '60. Πολλές προσπάθειες έχουν καταβληθεί μέχρι σήμερα για την εφαρμογή της ρομποτικής στις ανάγκες τέτοιων ατόμων. Από τα μέσα της δεκαετίας του '80 ουσιαστικές προσπάθειες έχουν καταβληθεί στην ανάπτυξη, καθώς επίσης και τη βελτίωση των ρομποτικών συστημάτων αποκατάστασης³⁴. Τα πρόσφατα προγράμματα ρομποτικής αποκατάστασης που καλύπτουν τις ανάγκες των ατόμων με τετραπληγία λόγω τραυματισμού του νωτιαίου μυελού έχουν στραφεί πρώτιστα στο τι εισάγει ο χρήστης και σε μια πολύ μικρότερη έκταση στην ανατροφοδότηση από τον χρήστη³⁰. Αυτό καταδεικνύει ότι τα συστήματα που παρέχουν ανατροφοδότηση μπορούν επίσης να εφαρμοστούν επιτυχώς³⁵.

Λόγω των αυστηρών φυσικών περιορισμών που μια ανικανότητα προσδίδει στο άτομο με αναπηρία, και της απώλειας αίσθησης κάτω από το νωτιαίο τραύμα, εισάγεται η αναγνώριση φωνής²⁸, αφού τα πηδάκια και οι διακόπτες²⁷ είναι συνηθισμένοι, ενώ η ανατροφοδότηση είναι πρώτιστα οπτική. Οι άνθρωποι με τραυματισμούς νωτιαίου μυελού ψηλά στη σπονδυλική

στήλη συχνά, όπως αναφέρεται, χρησιμοποιούν ραβδιά με τη βοήθεια του κεφαλιού και του στόματος για να εκτελέσουν τους χειρισμούς. Αυτά τα ραβδιά προσδίδουν εκτεταμένα φυσιολογικά ερεθίσματα στον οργανισμό³⁰, τα οποία επιτρέπουν το άμεσο συναίσθημα της δύναμης ή άλλων κινήσεων που μεταδίδονται από την άκρη του ραβδίου. Παρ' όλα αυτά, τα ραβδιά είναι περιορισμένα σε όσον αφορά το χώρο εργασίας και τη μηχανική δύναμη που μεταφέρουν, λόγω των περιορισμών της κινητικότητας και της δύναμης των χρηστών.

Η εμπειρία που αποκτιέται με τη χρήση των ρομποτικών συστημάτων για την αποκατάσταση είναι περισσότερο από ενθαρρυντική. Έχει παρουσιαστεί μια γενική αποδοχή μεταξύ των τετραπληγικών χρηστών που είναι τραυματισμένοι ψηλά στη σπονδυλική στήλη. Η ιδέα της αναπηρικής καρέκλας ή μιας πλατφόρμας, όπως ένα σύστημα τερματικών σταθμών, φαίνεται να γίνεται ευρέως αποδεκτή ως τρόπος εφαρμογής της ρομποτικής στις ανάγκες των ατόμων με ανικανότητες^{27,28}. Φυσικά, ένα ρομπότ είναι γενικά πιο αργό από έναν ανθρώπινο βοηθό. Εντούτοις, οι χρήστες είναι ικανοποιημένοι με το χρόνο που τους παίρνει να ολοκληρώσουν τους στόχους, δεδομένου ότι το αρχικό ενδιαφέρον τους θα ήταν να κερδίσουν την ανεξαρτησία στα περιβάλλοντα των σπιτιών και της εργασίας, παρά να υπάρξει μια μεγαλύτερη παλέτα της απόδοσης λειτουργίας: ένας υπάλληλος θα τους έδινε την αίσθηση της ανικανότητας για τις ΔΚΖ όπως η βρώση, ο έλεγχος του περιβάλλοντος ή η προσωπική υγιεινή. Επιπλέον, εάν κάποιος λάβει υπόψη ότι τα δημοφιλέστερα χαρακτηριστικά γνωρίσματα ενός ρομποτικού βραχίονα - εκτός από τη βρώση - εμφανίζονται να είναι η χρήση ενός υπολογιστή και ενός τηλεφώνου²⁹, είναι προφανές ότι η ολοκλήρωση των ΔΚΖ μέσω της ρομποτικής είναι μέγιστης σπουδαιότητας για την ανεξαρτησία και τη δυνατότητα ενός ασθενή.

Λόγω των εντυπωσιακών αποτελεσμάτων των εφαρμογών ρομποτικής, οι ασφαλιστικές εταιρείες, οι αντιπροσωπείες αποζημιώσεων ή οι ιδιωτικές εταιρίες θα ενδιαφέρονταν για την αγορά τέτοιων συστημάτων για τους πελάτες με ειδικές ανάγκες και τους υπαλλήλους τους προκειμένου να επιστραφούν στο εργατικό δυναμικό. Αυτό θα αύξανε την παραγωγικότητα και την ικανότητα υπαλλήλων για την εργασία, επιπλέον η ασφαλιστική εταιρεία θα έσωζε τα έξοδα των μεγάλων χρηματικών ποσών για αποζημίωση τέτοιων ασθενών.

2.4 ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΑ ΕΠΕΙΣΟΔΙΑ

Όπως αναφέρεται ήδη, η τεχνολογία ρομποτικής για αποκατάσταση εφαρμόζεται σε μια ευρεία σειρά νευρολογικών διαταραχών, συμπεριλαμβανομένης μιας μεγάλης κατηγορίας δύσκολων συνθηκών. Ενώ εκατομμύρια ανθρώπων στις ΗΠΑ αποκτούν ανικανότητα κίνησης ως αποτέλεσμα τραυματισμών ή και ασθενειών (π.χ. τραυματισμός νωτιαίου μυελού, τραυματικός τραυματισμός εγκεφάλου, εγκεφαλικό επεισόδιο, πολλαπλή σκλήρυνση, ασθένεια Parkinson's, εγκεφαλική παράλυση), θα ήταν μη ρεαλιστικό να προσπαθήσει κανείς να αναπτύξει ρομποτικούς βραχίονες αποκατάστασης για να τους εφαρμόσει σε όλες αυτές τις περιπτώσεις, ακόμη και στην πλειοψηφία τους. Για αυτό το λόγο, μπορούν κάποια ερευνητικά εργαστήρια να εστιάσουν στο εγκεφαλικό επεισόδιο και την αποκατάστασή του.

Το εγκεφαλικό αγγειακό ατύχημα (ή επεισόδιο) είναι η κύρια αιτία μόνιμης ανικανότητας στις ΗΠΑ³². Η επίπτωσή της υπολογίζεται ότι είναι στο 0,2% του αμερικανικού πληθυσμού ετησίως. Σύμφωνα με στοιχεία που δίνονται από την Εθνική Ένωση Εγκεφαλικού, το 1993 υπήρξαν 550.000 ασθενείς με εγκεφαλικό στις ΗΠΑ. Αυτός ο αριθμός το 1999 έφθασε σε 600.000 περιπτώσεις²². Ο ανάλογος αριθμός στην Ευρωπαϊκή Ένωση είναι μεταξύ 150 και 400 περιστατικών για κάθε 100.000 πληθυσμό²². Το 80% των επιζώντων εγκεφαλικού επεισοδίου έχουν σημαντική νευρολογική εξασθένιση. Το 69% από αυτούς μπορούν να αποκατασταθούν επιτυχώς, ενώ το υπόλοιπο των επιζώντων χρειάζεται βοήθεια στις καθημερινές προσωπικές και επαγγελματικές δραστηριότητες.

Οι αριθμοί της Εθνικής Ένωσης Εγκεφαλικού στις ΗΠΑ δείχνουν ότι οι συνέπειες μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο είναι καταστρεπτικές: 150.000 των περιπτώσεων εγκεφαλικού επεισοδίου πεθαίνουν – είναι η τρίτη κύρια αιτία θανάτου – και υπάρχουν 350.000 επιζώντες με ειδικές ανάγκες. Η κατ' εκτίμηση φροντίδα εκτιμάται σε 30 δισεκατομμύρια δολάρια. Το ότι ο πληθυσμός μεγαλώνει αναμένεται σχεδόν βεβαίως να αυξήσει αυτό το πρόβλημα, από τη στιγμή που κάθε δεκαετία μετά τα 55 η πιθανότητα για εγκεφαλικό επεισόδιο διπλασιάζεται, και η αρχή της εμφάνισης τέτοιων επεισοδίων θα φθάσει σύντομα την ηλικία των 55 ετών³². Αυτή η αναμενόμενη αύξηση στον αριθμό ασθενών εγκεφαλικού επεισοδίου θα προκαλούσε ακόμα μεγαλύτερο οικονομικό βάρος στις ΗΠΑ για υγειονομική περίθαλψη. Όπως αναφέρεται ήδη στην εισαγωγή αυτού του κεφαλαίου, οι δαπάνες υγειονομικής περίθαλψης αναμένεται να ξεπεράσουν το 16,6% του συνολικού ΑΕΠ των ΗΠΑ στο έτος 2007 (2,1 τρισεκατομμύρια δολάρια), παρά τη σημαντική πίεση για συγκράτηση δαπανών³².

Μέχρι σήμερα, οι άνθρωποι που προσφέρουν φροντίδα στα άτομα με αναπηρίες έχουν μειώσει τις δαπάνες για την αποκατάσταση των ασθενών πρώτιστα με τον περιορισμό

της παραμονής των ασθενών στην κλινική. Αν αυτός ο περιορισμός είναι εφικτός και κυρίως απευθύνοντας κλινικές πρακτικές στους ίδιους ασθενείς θα μπορούσε να επιτευχθεί περισσότερη αποτελεσματικότητα. Η κατάλληλη έρευνα³⁶ προτείνει ότι η ρομποτική και η τεχνολογία πληροφορίας μπορούν να μετασχηματίσουν τις κλινικές αποκατάστασης από τις πρωτόγονες χειρωνακτικές διαδικασίες σε τεχνολογικά πλουσιότερες διαδικασίες. Η ρομποτική μπορεί όχι μόνο να παραγάγει τις στερεότυπες δραστηριότητες φυσικοθεραπείας και εργοθεραπείας αποτελεσματικότερα, αλλά μπορεί επίσης να παρέχει μια πλούσια ποσότητα στοιχείων που βοηθά στην καλύτερη διάγνωση, προσαρμογή της θεραπείας, συντήρηση των δραστηριοτήτων και των αρχείων των ασθενών.

Τα αποτελέσματα του εγκεφαλικού επεισοδίου μπορούν να είναι καταστρεπτικά: ελλείψεις των γνωστικών, συναισθηματικών, αισθητήριων και κινητικών λειτουργιών. Οι ελλείψεις κινήσεων εμμένουν χρόνια για τους μισούς από τους επιζώντες³⁷ εγκεφαλικού επεισοδίου. Η ζημιά στις νευρικές περιοχές αρμόδιες για τον έλεγχο της μετακίνησης όσο και η αχρηστία και η ανώμαλη στάση του εξασθενημένου άκρου που εμμένει, προκαλούν έναν μεγάλο αριθμό κεντρικών και περιφερειακών βλαβών. Οι πιο συνηθισμένες είναι: το μειωμένο πεδίο της κίνησης, της αδυναμίας, των υπερενεργητικών αντανάκλασεων, και του συγχρονισμού, τα οποία οδηγούν στην ανικανότητα να ενεργοποιηθούν ανεξάρτητα οι μύες³⁸. Οι βιολογικές διαδικασίες που κρύβονται πίσω από την αποκατάσταση από νευρολογικό τραυματισμό παραμένουν θέμα έρευνας μέχρι σήμερα. Ένα προεξέχον θέμα της τρέχουσας έρευνας της Νευρολογίας στη βάση του τραυματισμού εγκεφάλου επιβεβαιώνουν ότι κάτω από την νευροαποκατάσταση³⁶ κρύβεται η δραστηριότητα που είναι εξαρτώμενη από την πλαστικότητα του δέρματος. Εάν αυτό συμβαίνει, υπάρχει καλός λόγος να θεωρείται ότι οι νευρολογικές αλλαγές που μπορεί να οδηγούν στην αποκατάσταση, διευκολύνονται από την τυποποιημένη πρακτική της παροχής της στοχοθετημένης αισθητοκινητικής δραστηριότητας.

Οι ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο δοκιμάζουν συνήθως κάποια αυθόρμητη αποκατάσταση, αλλά αντιμετωπίζονται επίσης με την εκτενή φυσικοθεραπεία και εργοθεραπεία. Η διαδικασία νευροαποκατάστασης είναι εργασία εντατική, στηριγμένη σε διαδικασίες που αντιμετωπίζονται και αξιολογούνται από έναν νοσοκομειακό γιατρό που συνεργάζεται με τον ασθενή. Αυτή η έναν προς έναν αλληλεπίδραση χαρακτηρίζει ένα μεγάλο μέρος της πρακτικής της κλινικής Νευρολογίας. Οι διαδικασίες της εντατικής εργασίας είναι ένας αρχικός τομέας εφαρμογής της ρομποτικής. Πράγματι στην κλινική Νευρολογία, η έρευνα που έχει αναπτυχθεί μέχρι σήμερα³⁹ προτείνει ότι η ρομποτική και η τεχνολογία πληροφορίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να βελτιώσουν την ποιότητα της θεραπείας,

να αυξήσουν την παραγωγικότητα του συστήματος υγειονομικής περίθαλψης και να μειώσουν το κόστος της θεραπείας. Διάφορες μελέτες έχουν εκθέσει τις θετικές εκβάσεις με διαφορετικές προσεγγίσεις, συμπεριλαμβανομένων των επαναλαμβανόμενων παθητικών ασκήσεων⁴⁰, την αποκλειστική σ' αυτές χρήση του παράλυτου άκρου^{41,42}, τα αυξανόμενα ποσά της θεραπείας^{43,44}, τη βιοανάδραση⁴⁵ και τη λειτουργική ηλεκτρική υποκίνηση⁴⁶. Αξίζει εντούτοις να αναφερθεί ότι υπάρχουν μερικές μελέτες που εξετάζουν τις διαφορές στις εκβάσεις μεταξύ των τεχνικών, οι οποίες παρουσιάζουν μικρή παραλλαγή ή και καμία^{47,48}.

Με έναν πιο μηχανιστικό τρόπο, η αποκατάσταση από εγκεφαλικό επεισόδιο γίνεται μερικώς κατανοητή με δύο κύριες υποθέσεις που καλύπτουν τη διαδικασία ανάκαμψης: Η πρώτη υπόθεση είναι ότι οι παράλληλες περιοχές εγκεφάλου στο απρόσβλητο ημισφαίριο παίρνουν τις λειτουργίες του νεκρωμένου ιστού στο προσβληθέν ημισφαίριο, στέλνοντας τις εντολές μέσω των αδιασταύρωτων διαβάσεων, δηλ. δεν διασχίζονται όλα τα αγγεία του εγκεφάλου από το ένα ημισφαίριο στο άλλο^{49,50}. Η δεύτερη υπόθεση είναι ότι οι παρακείμενες περιοχές του άθικτου ιστού εγκεφάλου στο ίδιο ημισφαίριο αναδιοργανώνονται, παίρνοντας τις λειτουργίες του νεκρωμένου ιστού. Η αναδιοργάνωση των φλοιωδών χαρτών έχει καταδειχθεί στη κίνηση⁵¹, στην αίσθηση^{52,53}, στην όραση⁵⁴ και στους ακουστικούς χάρτες⁵⁵.

Επειδή η μεταβλητότητα του τραυματισμού εγκεφάλου μετά από το εγκεφαλικό επεισόδιο είναι τεράστια, σε πολλές περιπτώσεις είναι άγνωστο ποιες θεραπείες προωθούν καλύτερα την αποκατάσταση και λόγω της υποκειμενικής φύσης της αξιολόγησης του ασθενούς είναι δύσκολο να ελεγχθούν ακριβώς τα αποτελέσματα θεραπείας. Πρόσφατα αποτελέσματα της έρευνας που διεξάγεται για τα ζώα δείχνουν ότι ο βαθμός αναδιοργάνωσης του υπόλοιπου άθικτου φλοιού στα θηλαστικά μπορεί να επηρεαστεί από το περιβάλλον⁵⁶. Με αυτό τον τρόπο, κάποιος μπορεί να υποθέσει ότι με την άσκηση των παράλυτων άκρων των ασθενών μπορούμε να πετύχουμε μια πραγματικά θετική επίδραση στη νευρολογική αποκατάσταση της λειτουργίας των άκρων.

Σε ότι αφορά τώρα τα στοιχεία κυκλώματος για την αποκατάσταση, μερικοί ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει μια ρομποτική συσκευή που αλληλεπιδρά με τον ασθενή σε πραγματικό χρόνο. Αυτή η συσκευή μπορεί να χειριστεί ένα άκρο με βλάβη ακριβώς όπως οποιαδήποτε θεραπεία χέρι με χέρι (hand-over-hand therapy) ή να μετρήσει την ταχύτητα και την κατεύθυνση μιας παραγόμενης κίνησης του ασθενούς με ανεπαίσθητες διαφορές σε σχέση με την πραγματική αισθητικοκινητική εμπειρία⁵⁷ των ασθενών. Η ρομποτική συσκευή μπορεί να μετρήσει τη μετακίνηση ενός ασθενή, και μπορεί εάν είναι απαραίτητο να καθοδηγήσει το άνω άκρο με τη χρήση ενός σχεδίου μέσω Η/Υ. Οι σύνοδοι μετακίνησης κατευθύνονται με στόχους και η συσκευή προμηθεύει την οπτική, ακουστική και αισθητή

ανατροφοδότηση σχετικά με την ακρίβεια της μετακίνησης. Κάποιοι ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει παρόμοιες τοποθετήσεις άνω άκρων προκειμένου να παραχθούν τα επαναλαμβανόμενα σχέδια μετακίνησης στο παράλυτο άκρο^{58,59}.

Εντούτοις, έχει η με ρομπότ βοηθούμενη θεραπεία και δυσμενή αποτελέσματα στους ασθενείς; Είναι οι ασθενείς ανεκτικοί της διαδικασίας; Ο χειρισμός του εξασθενημένου άκρου επηρεάζει την αποκατάσταση⁶⁰ μηχανών; Μπορούν τα ποσοτικά στοιχεία να μας βοηθήσουν να αξιολογήσουμε καλύτερα και να καταλάβουμε αυτόν τον μηχανισμό της αποκατάστασης; Τα αποτελέσματα που αναφέρονται στη βιβλιογραφία – αν και πολύ περιορισμένα^{58,61} – είναι ενθαρρυντικά. Παρουσιάζεται ότι ο ρομποτικός χειρισμός ενός εξασθενημένου άκρου είναι καταρχήν ασφαλής⁵⁹, ανεκτός από τους ασθενείς⁵⁸, και ότι έχει θετικές επιπτώσεις στην αποκατάσταση από εγκεφαλικό επεισόδιο. Οι νευρολογικές αλλαγές που μπορεί να οδηγούν στην αποκατάσταση, διευκολύνονται από την τυποποιημένη πρακτική της παροχής της στοχοθετημένης αισθητοκινητικής δραστηριότητας και αυτό μπορεί να ολοκληρωθεί χρησιμοποιώντας την τεχνολογία ρομπότ. Ο συνδυασμός ρομποτικής και τεχνολογίας αυτοματισμού με αρχές από τον έλεγχο και τη νευρολογία μηχανών αναμένεται για να οδηγήσει σε καλύτερα εργαλεία αξιολόγησης και να γίνει περισσότερο κατανοητός ο μηχανισμός της αποκατάστασης⁵⁷. Ιδιαίτερη περαιτέρω μελέτη απαιτείται για να καταλάβει κανείς τη βιολογική βάση της αποκατάστασης και για να βελτιστοποιήσει τη θεραπεία για να ικανοποιήσει τις ιδιαίτερες ανάγκες ενός ασθενή.

Αναφέρεται ότι οι βελτιώσεις στον έλεγχο των ρομποτικών διατάξεων από τους ασθενείς είναι δυνατές μετά τους 6 μήνες από το εγκεφαλικό επεισόδιο⁵⁹. Επιπλέον, στις ακόλουθες μελέτες που διεξάγονται μέχρι σήμερα, το πλεονέκτημα που παράγεται με την κατάρτιση για αυτές τις διατάξεις συνεχίζεται για τουλάχιστον 3 έτη⁶². Φυσικά, ένας ρομποτικός εκπαιδευτής δεν μπορεί να θεωρηθεί ως αντικατάσταση των θεράποντων, αλλά όπως υποδεικνύεται από τα αποτελέσματα, έχει τη δυνατότητα να βελτιώσει την απόδοση της διάταξης με την παροχή των στόχων κατάρτισης.

2.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Συμπερασματικά, η τεχνολογία ρομποτικών διατάξεων προσφέρει μια ευκαιρία για το σοβαρά ανάπηρο άτομο να επιστρέψει στην κανονική διαβίωση και στην παραγωγική απασχόληση. Επιπλέον, αυτή η τεχνολογία έχει και ψυχολογικό όφελος στο άτομο με ειδικές ανάγκες, γιατί προσφέρει ένα σημαντικό ποσοστό ελέγχου και ανεξαρτησίας στην εκτέλεση των καθημερινών δραστηριοτήτων.

Σε περιπτώσεις ασθενών με νευρομυϊκές ασθένειες, η ρομποτική έχει εφαρμοστεί τόσο για να οδηγήσει παθητικά ορθωτικά εξαρτήματα, όσο και για να τοποθετηθεί σε υπολογιστές γραφείου ή σε αναπηρικές καρέκλες ως βοήθεια. Η χρήση της έχει εντυπωσιακά αποτελέσματα, επιτρέποντας κατά συνέπεια στους ασθενείς να βελτιώσουν την ποιότητα ζωής τους. Η ανάπτυξη ενός ορθωτικού φορητού συστήματος ρομπότ για τις ασθένειες, οι οποίες δεν επηρεάζουν τη μετακίνηση στον καρπό ή στα δάκτυλα, είναι θέμα έρευνας και αναμένεται να βελτιώσει την ποιότητα της ζωής των ασθενών.

Η αποκατάσταση μέσω ρομποτικής έχει εφαρμοστεί σε περιπτώσεις εγκεφαλικών επεισοδίων με ενθαρρυντικά αποτελέσματα. Αν και τα αποτελέσματα είναι πολύ περιορισμένα, έχει καταδειχθεί ότι ο ρομποτικός χειρισμός των παράλυτων άκρων με έναν προκαθορισμένο τρόπο έχει τη δυνατότητα να βελτιώσει την κινητικότητα ενός ασθενή συστηματικά έναντι της κανονικής φυσικοθεραπείας και εργοθεραπείας. Οι ασθενείς στους οποίους εφαρμόστηκε το σύστημα έχουν παρουσιάσει ανοχή και προσαρμοστικότητα στον εξοπλισμό.

Σε ότι αφορά τους τραυματισμούς, όπως οι τραυματισμοί άνω και κάτω νωτιαίου μυελού ή οι τραυματικοί τραυματισμοί εγκεφάλου, η ρομποτική έχει χρησιμοποιηθεί για να δημιουργήσει τα στοιχεία κυκλώματος με την ομιλία ή την όραση που χρησιμοποιούνται για να αντικαταστήσουν την κίνηση του χεριού που λείπει. Η εφαρμογή αυτή έχει δώσει ανεξαρτησία στους ασθενείς, στα άτομα που τους φροντίζουν και στους θεράποντές τους και τους δίνει τη δυνατότητα για αποκατάσταση, η οποία ειδάλλως θα ήταν αδύνατη.

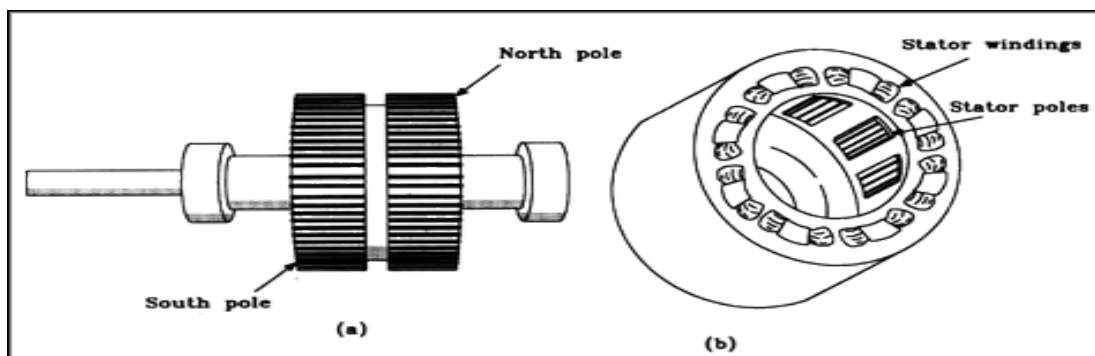
Η αξιολόγηση των συστημάτων ρομποτικής με τα άτομα που έχουν άλλες σοβαρές ανικανότητες, όπως η πολλαπλή σκλήρυνση, εγκεφαλική παράλυση, τη νόσο του Alzheimer, ή το πλήθος ανικανότητων που συνδέονται με τη γήρανση είναι ένα θέμα έρευνας που θα καθορίζεται από την βέλτιστη επαφή με το χρήστη για κάθε ανικανότητα.

3.1 ΒΗΜΑΤΙΚΟΣ ΚΙΝΗΤΗΡΑΣ (STEPPER MOTOR)

Ένας βηματικός κινητήρας μετατρέπει τους ηλεκτρονικούς παλμούς σε ανάλογη μηχανική μετακίνηση. Κάθε περιστροφή του άξονα του βηματικού κινητήρα αποτελείται από μια σειρά ξεχωριστών μεμονωμένων βημάτων. Ένα βήμα ορίζεται ως η γωνιακή περιστροφή που παράγεται από τον άξονα κάθε φορά που λαμβάνει η μηχανή έναν παλμό βήματος. Αυτοί οι τύποι μηχανών είναι πολύ δημοφιλείς σε συστήματα αυτόματου ελέγχου, όπως η ρομποτική, επειδή είναι κατάλληλοι για τη λήψη των ψηφιακών παλμών για τον έλεγχο βημάτων. Κάθε βήμα αναγκάζει τον άξονα να περιστραφεί συγκεκριμένες μοίρες ανάλογα με τον βηματικό κινητήρα.

Οι βηματικοί κινητήρες με μόνιμο μαγνήτη λειτουργούν με βάση την αντενέργεια μεταξύ ενός στροφέα μονίμων μαγνητών και ενός ηλεκτρομαγνητικού πεδίου. Το σχήμα 1 παρουσιάζει έναν (PM) βηματικό κινητήρα δύο πόλων. Ο στρόφας που παρουσιάζεται στο σχήμα 1 (α) έχει έναν μόνιμο μαγνήτη σε κάθε άκρη. Ο στάτορας απεικονίζεται στο σχήμα 1 (β). Και ο στάτορας και ο στρόφας παρουσιάζονται σαν να έχουν δόντια. Τα δόντια στην επιφάνεια του στρόφέα και οι πόλοι του στάτορα αντισταθμίζονται έτσι ώστε να υπάρξει μόνο ένας περιορισμένος αριθμός δοντιών του στρόφέα ευθυγραμμισμένος με έναν ενεργοποιημένο πόλο του στάτορα.

Ο αριθμός δοντιών στο στρόφας και τον στάτορα καθορίζουν τη γωνία βήματος που θα εμφανιστεί κάθε φορά που αντιστρέφεται η πολικότητα της περιέλιξης. Όσο μεγαλύτερος ο αριθμός δοντιών, τόσο μικρότερη η γωνία βημάτων.



Σχήμα: 1 Στοιχεία ενός (PM) βηματικού κινητήρα: (α) Στρόφας, (β) Στάτορας

Ένα σημαντικό χαρακτηριστικό ενός (PM) βηματικού κινητήρα είναι ότι μπορεί να διατηρήσει τη ροπή εκμετάλλευσης κατά τρόπο αόριστο όταν σταματήσει ο στρόφας. Όταν καμία δύναμη δεν εφαρμόζεται στις περιελίξεις, μια μικρή μαγνητική δύναμη αναπτύσσεται μεταξύ του μόνιμου μαγνήτη και του στάτορα. Δίνοντας παλμό στα καλώδια του στάτορα σε μια επιθυμητή ακολουθία (δηλαδή επανάληψη παλμών), είναι δυνατό να ελεγχθεί η ταχύτητα

και η κατεύθυνση της μηχανής. Ο αριθμός των επαναλαμβανόμενων παλμών που χρειάζεται ο βηματικός κινητήρας για να λειτουργήσει δίνεται από τον τύπο:

$$\text{Αριθμός Επανάληψης Παλμοσειρών} = \frac{\text{Επιθυμητές μοίρες χρήση}}{\text{Μοίρες ανά βήμα}}$$

Μια πιο πρόσφατη ανάπτυξη στην τεχνολογία των (PM) βηματικών κινητήρων είναι ο στροφέας λεπτού-δίσκου. Αυτός ο τύπος βηματικού κινητήρα σπαταλά πολύ λιγότερη δύναμη σε απώλειες όπως θερμότητα, από τον κυλινδρικό στροφέα και κατά συνέπεια, είναι αρκετά αποδοτικότερος. Η αποδοτικότητα είναι μια σημαντική ανησυχία στα βιομηχανικά κυκλώματα όπως η ρομποτική, επειδή ένας ιδιαίτερα αποδοτικός κινητήρας θα λειτουργεί με χαμηλότερη θερμοκρασία και θα παραγάγει περισσότερη ροπή ή ταχύτητα για το μέγεθός του. Οι (PM) βηματικοί κινητήρες με στροφέα λεπτού-δίσκου είναι επίσης σε θέση να παράγουν σχεδόν τα διπλά βήματα ανά δευτερόλεπτο απ' ότι ένας συμβατικός βηματικός κινητήρας. Οι βηματικοί κινητήρες ταξινομούνται ανάλογα με τον αριθμό βημάτων ανά δευτερόλεπτο, την γωνία βήματος και τη χωρητικότητα φορτίων ροπής που η μηχανή μπορεί να ξεπεράσει. Ο αριθμός βημάτων ανά δευτερόλεπτο, είναι επίσης γνωστός ως ρυθμός βήματος.

Η πραγματική ταχύτητα ενός βηματικού κινητήρα εξαρτάται από τη γωνία βήματος και τον ρυθμό βημάτων και βρίσκεται την ακόλουθη εξίσωση:

$$N = \Psi (s/s) / 6, \text{ όπου}$$

N = η ταχύτητα του κινητήρα σε στροφές ανά λεπτό (RPM),

Ψ = η γωνία βήματος σε μηχανικούς βαθμούς,

s/s = ο αριθμός των βημάτων ανά δευτερόλεπτο.

Ο βηματικός κινητήρας, μοντέλο Art. - Nr. 3450, στον οποίο βασίζεται η εργασία είναι της εταιρείας ISERT ELECTRONIC με βηματισμό 1,8°.

3.2 LABVIEW

Το LabVIEW (Laboratory Instrument Engineering Workbench) είναι ένα ισχυρό και ευέλικτο εργαλείο προγραμματισμού για υλοποίηση εφαρμογών συλλογής επεξεργασίας και ανάλυσης δεδομένων, παρουσίασης μετρήσεων, χρήσης και ελέγχου επιστημονικών οργάνων, σχεδιασμένο να λειτουργεί στο περιβάλλον προσωπικού Η/Υ. Ο τρόπος προγραμματισμού με τη LabVIEW είναι διαφορετικός από αυτόν με τις παραδοσιακές γλώσσες προγραμματισμού και η ιδιομορφία του είναι το απλό γραφικό περιβάλλον προγραμματισμού όπου το πρόγραμμα αντικαθιστά το όργανο. Δηλαδή, η γλώσσα χρησιμοποιεί ένα γραφικό περιβάλλον για να δημιουργήσει προγράμματα σε ένα διάγραμμα ροής το οποίο καλείται μπλοκ διάγραμμα, παραλείποντας συντακτικές λεπτομέρειες και όχι μόνο αφού η ορολογία και οι έννοιες που χρησιμοποιούνται και είναι γνωστές σε επιστήμονες και μηχανικούς βασίζονται σε σύμβολα κατά προτίμηση παρά σε πιστή γλώσσα κειμένου που να περιγράφει προγραμματιζόμενες ενέργειες.

Το LabVIEW έχει εκτεταμένες βιβλιοθήκες από συναρτήσεις και υποπρογράμματα, με αποτέλεσμα ο προγραμματισμός να είναι ευκολότερος. Επίσης, περιλαμβάνει επιπλέον εξειδικευμένες βιβλιοθήκες για συλλογή και επεξεργασία μετρήσεων, σειριακό (Serial) έλεγχο επιστημονικών οργάνων, ανάλυση, παρουσίαση και αποθήκευση δεδομένων. Η βιβλιοθήκη ανάλυσης περιλαμβάνει μεγάλο αριθμό από συναρτήσεις για: Παραγωγή σήματος (Signal generation), επεξεργασία σήματος (Signal Processing), φίλτρα (Filters), παράθυρα (Windows), στατιστική (Statistics), παλινδρόμηση (Regression), γραμμική άλγεβρα (Linear algebra), πράξεις μαθηματικών πινάκων (Array arithmetic).

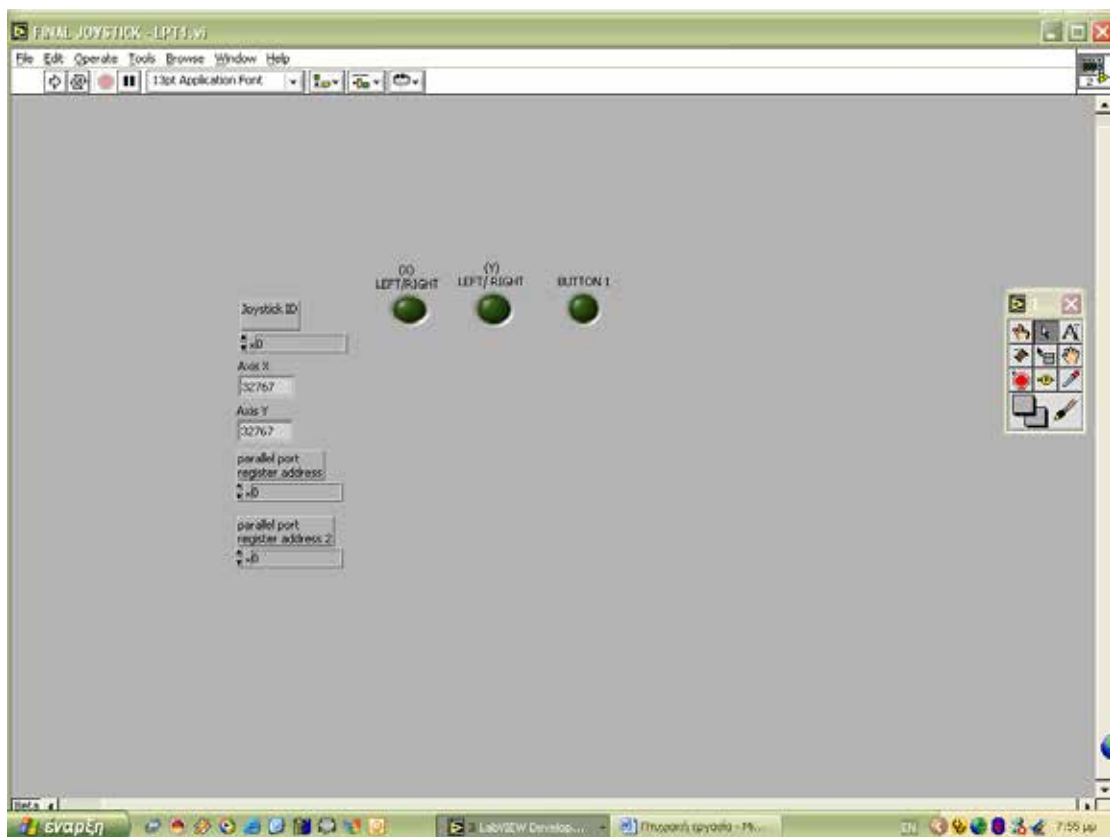
Το LabVIEW περιέχει καθιερωμένα εργαλεία ανάπτυξης προγραμματισμού με τα οποία μπορούν να καθορίζονται τα σημεία διακοπής ενός προγράμματος, η εκτέλεση του ανά μια εντολή, και να ξανατίθεται αυτό σε λειτουργία. Με αυτό τον τρόπο μπορεί να παρακολουθείται η ροή των δεδομένων. Επίσης είναι ένα ιδανικό πακέτο παρουσίασης μετρήσεων στο οποίο οι έξοδοι παρουσιάζονται σε κάθε επιθυμητή φόρμα. Τα σχεδιαγράμματα, οι γραφικές παραστάσεις, και η χρήση γραφικών περιλαμβάνουν μόλις ένα μικρό μέρος των εξόδων της επιλογής του προγραμματιστή. Εν κατακλείδι το LabVIEW είναι λειτουργικά ένα ολοκληρωμένο σύστημα ανάπτυξης εφαρμογών. Κάθε δυνατότητα υπολογισμού σε μια καθιερωμένη γλώσσα προγραμματισμού είναι εφικτή χρησιμοποιώντας αυτή τη γλώσσα προγραμματισμού.

Τα προγράμματα LabVIEW ονομάζονται εικονικά όργανα (Virtual Instruments – VIs) επειδή η εμφάνιση και λειτουργία τους χρησιμοποιεί ως πρότυπο πραγματικά όργανα και γι' αυτό το λόγο έχουν την κατάληξη «.vi». Τα VIs έχουν τόσο μια διαλογική διασύνδεση χρήστη (Front Panel) όσο και ένα ισοδύναμο πηγαίο κώδικα (Block Diagram).

FRONT PANEL:

Είναι ένα παράθυρο, μέσω του οποίου ο χρήστης αλληλεπιδρά με το πρόγραμμα. Το Front Panel μπορεί να περιέχει κουμπιά ρύθμισης, κουμπιά επαφής, γραφικές παραστάσεις και πολλά άλλα όργανα τα οποία καλούνται CONTROLS και αποτελούν τις εισόδους του χρήστη, όπως επίσης και δείκτες (INDICATORS), οι οποίοι είναι οι έξοδοι του προγράμματος.

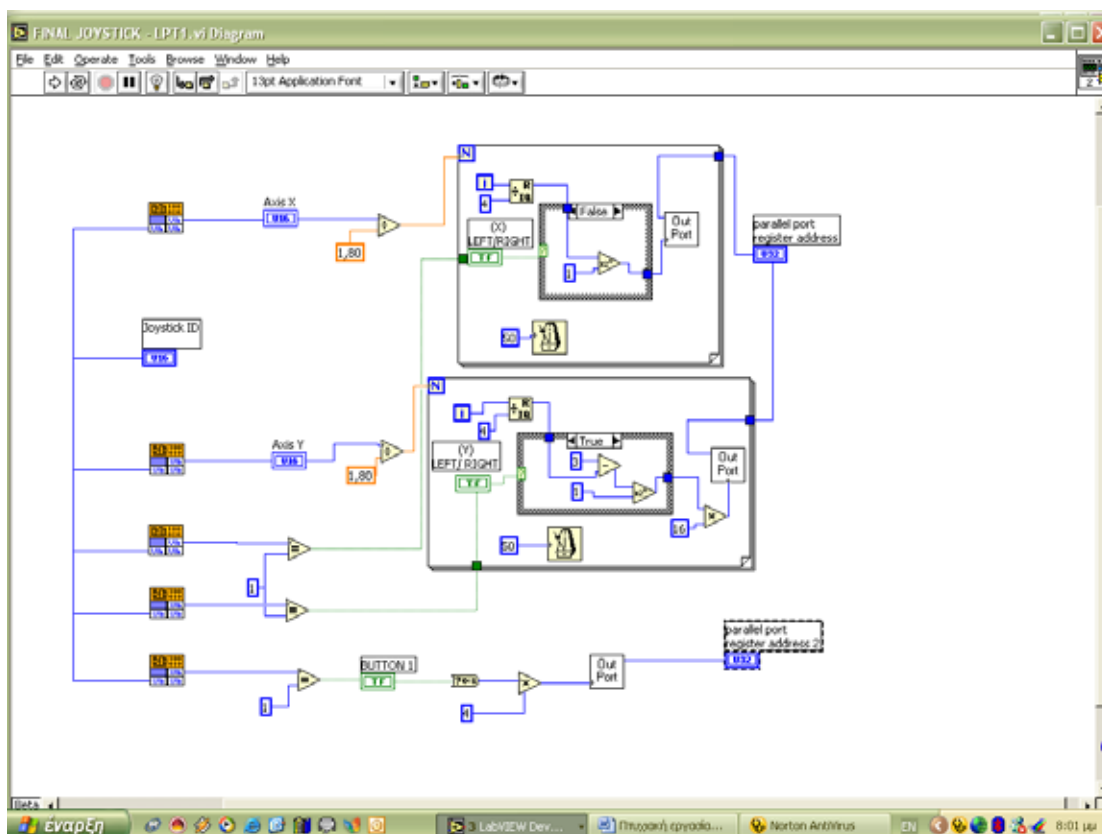
- CONTROLS = ΕΙΣΟΔΟΙ
- INDICATORS = ΕΞΟΔΟΙ



Σχήμα 2: FRONT PANEL

BLOCK DIAGRAM:

Περιέχει τον πηγαίο γραφικό κώδικα ενός VI του LabVIEW. Το Block Diagram ισοδυναμεί με γραμμές κειμένου σε μια δημοφιλή γλώσσα (C++ ή Basic), είναι ένας πραγματικός εκτελέσιμος κώδικας. Αυτή η εικονογραφημένη παράσταση προγράμματος παρακάτω, εν μέρει είναι όμοια με σχεδιάγραμμα ροής, είναι το πρόγραμμα LabVIEW.



Σχήμα 3: BLOCK DIAGRAM

Πιο συγκεκριμένα, επειδή στόχος της διπλωματικής εργασίας είναι ο έλεγχος ενός βηματικού κινητήρα μέσω Η/Υ με την είσοδο από ένα Joystick, αναπτύχθηκε υπορουτίνα για να μεταδίδει το σήμα από το joystick στην παράλληλη θύρα. Για το λόγο αυτό, δημιουργήθηκαν τα παραπάνω FRONT PANEL, BLOCK DIAGRAM.

Παρατηρώντας το σχήμα 2, το οποίο αποτελεί το Front Panel του προγράμματός μας, θα διαπιστώσουμε ότι αποτελείται από 3 CONTROLS & 5 INDICATORS.

Τα 3 Controls χρησιμοποιούνται ως εξής:



Με το πρώτο (Digital Control – Numeric και όνομα «Joystick ID») εισάγουμε στο πρόγραμμα τον αριθμό αναγνώρισης του Joystick ο οποίος είναι προεπιλεγμένος «0» για μια συσκευή joystick και χρησιμοποιείται από το αρχείο Joystick.dll για την αναγνώρισή του.

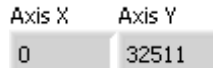
Με το δεύτερο (Digital Control – Numeric και όνομα «parallel port register address») εισάγουμε στο πρόγραμμα τον αριθμό αναγνώρισης της παράλληλης θύρας (LPT1) ο οποίος είναι (378) για τα Microsoft Windows.

Με το τρίτο (Digital Control – Numeric και όνομα «parallel port register address2») εισάγουμε στο πρόγραμμα έναν ειδικό αριθμό αναγνώρισης της παράλληλης θύρας (LPT1) ο

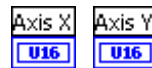
οποίος είναι (37A) για να μπορέσουμε να εξασφαλίσουμε ένα ακόμη pin της παράλληλης θύρας σαν έξοδο. Η αναπαράσταση των 3 παραπάνω (Control) στο Block Diagram είναι η εξής:



Τα 5 INDICATORS χρησιμοποιούνται ως εξής:



Δυο Indicators (Digital Indicator - Numeric), η αναπαράσταση των οποίων στο Block Diagram είναι η εξής:



χρησιμοποιούνται για την επιστροφή των τιμών κάθε κίνησης του άξονα του Joystick. (X, Y). Ως X θεωρούμε την οριζόντια κίνηση του άξονα και ως Y θεωρούμε την κατακόρυφη κίνηση του άξονα και τα άλλα τρία indicators (round led – Boolean) μας επιστρέφουν την ένδειξη πατήματος των 4 πλήκτρων του Joystick (ON/OFF):



Η αναπαράσταση των 3 παραπάνω (indicators) στο Block Diagram είναι η εξής:



Παρατηρώντας το σχήμα 3, όπου φαίνεται το Block Diagram του προγράμματος με το Joystick, έχουμε φτάσει στον πηγαίο κώδικα του Front Panel που εξηγήσαμε παραπάνω. Εδώ μπορούμε να παρατηρήσουμε τη ροή των δεδομένων αφού εξηγήσουμε πρώτα τι κάνει το κάθε αντικείμενο που έχουμε χρησιμοποιήσει.

Call Library Function

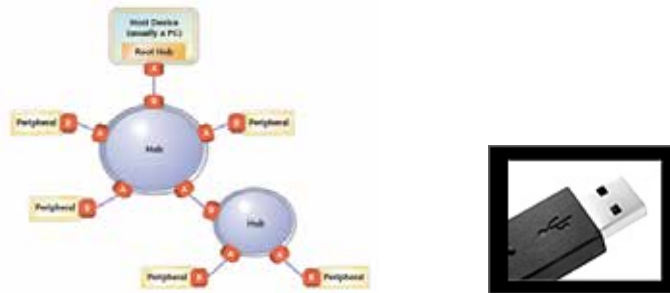
Με τη χρήση αυτού του κόμβου μπορούν να κληθούν τυποποιημένες βιβλιοθήκες. Μπορείτε να το χρησιμοποιήσετε για να καλέσετε τις λειτουργίες από τις περισσότερες τυποποιημένες και επί παραγγελία βιβλιοθήκες, δηλαδή βιβλιοθήκες οι οποίες δημιουργούνται για συγκεκριμένους σκοπούς όπως έχει δημιουργηθεί και το Joystick.dll. Κάτω από τα Windows, μπορείτε να καλέσετε μια Dynamic Link Library (DLL) άμεσα. Η call library function αποτελείται από τα ταξινομημένα κατά ζεύγος τερματικά εισόδου /εξόδου με την είσοδο στο αριστερά και την έξοδο δεξιά. Μπορείτε να χρησιμοποιήσετε το ένα ή και τα δύο. Η τιμή εξόδου για τον κόμβο επιστρέφεται στο δεξί τερματικό του κορυφαίου ζευγαριού των τερματικών του κόμβου. Εάν δεν υπάρχει καμία τιμή εξόδου, κατόπιν αυτό το ζευγάρι των τερματικών είναι αχρησιμοποίητο. Κάθε πρόσθετο ζευγάρι των τερματικών αντιστοιχεί σε μια παράμετρο στον κατάλογο παραμέτρων του κόμβου. Εισάγετε μια τιμή στον κόμβο με την καλωδίωση στο αριστερό τερματικό ενός τελικού ζευγαριού. Διαβάζετε την τιμή μιας παραμέτρου μετά από την κλήση του κόμβου με την καλωδίωση από το δεξί τερματικό ενός τελικού ζευγαριού. Εάν επιλέξετε Configure από το μενού του κόμβου, βλέπετε ένα πλαίσιο διαλόγου από το οποίο μπορείτε να καθορίσετε το όνομα βιβλιοθηκών που θέλετε να καλέσετε ή την διεύθυνση στην οποία βρίσκονται, τις παραμέτρους, και τον τύπο δεδομένων της εξόδου (I8, U32, U16) για τον κόμβο. Όταν δώσετε OK, ο κόμβος αλλάζει αυτόματα σε μέγεθος για να έχει το σωστό αριθμό τερματικών. Θέτει έπειτα τα τερματικά στους σωστούς τύπους δεδομένων.

DLL

Είναι συντόμευση για το Dynamic Link Library, μια βιβλιοθήκη εκτελέσιμων λειτουργιών ή δεδομένα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν από εφαρμογές των Windows. Τυπικά ένα DLL παρέχει μια ή περισσότερες συγκεκριμένες λειτουργίες και ένα πρόγραμμα έχει πρόσβαση στις λειτουργίες δημιουργώντας είτε μια στατική είτε μια δυναμική σύνδεση με το DLL. Μια στατική σύνδεση παραμένει σταθερή κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης του προγράμματος ενώ μια δυναμική σύνδεση δημιουργείται από το πρόγραμμα όταν απαιτείται. Τα DLLs μπορούν επίσης να περιέχουν μόνο δεδομένα. Τα αρχεία DLL τελειώνουν συνήθως με την επέκταση dll, exe, drv, ή fon. Ένα DLL μπορεί να χρησιμοποιείτε από διαφορετικές εφαρμογές ταυτόχρονα. Μερικά DLLs παρέχονται από το λειτουργικό σύστημα των Windows και είναι διαθέσιμα σε οποιαδήποτε εφαρμογή των Windows όπως για παράδειγμα το CVIRTE.dll το οποίο χρησιμοποιείται από τα Windows για τον έλεγχο της παράλληλης θύρας.

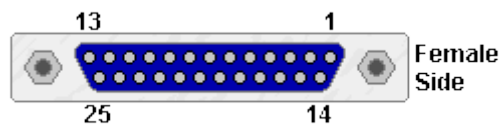
Άλλα DLLs γράφονται για μια συγκεκριμένη εφαρμογή και φορτώνονται με την εφαρμογή. Το αρχείο dll που εμείς χρησιμοποιήσαμε στην εφαρμογή μας είναι γραμμένο για τη συγκεκριμένη συσκευή Joystick. Ονομάζεται Joystick.dll και μας παρέχει τη δυνατότητα να προσπελάσουμε τη θύρα USB στην οποία έχουμε συνδέσει το Joystick.

USB



Το USB είναι ένα σειριακό πρωτόκολλο και μια φυσική σύνδεση, η οποία διαβιβάζει όλα τα δεδομένα διαφορικά σε ένα ενιαίο ζευγάρι καλωδίων. Είναι δηλαδή ένας εξωτερικός δίαυλος που υποστηρίζει εγκατάσταση συσκευών τύπου Τοποθέτησης και Άμεσης Λειτουργίας. Χρησιμοποιώντας το USB, μπορείτε να συνδέετε και να αποσυνδέετε συσκευές χωρίς να τερματίζετε τη λειτουργία του υπολογιστή σας ή να κάνετε επανεκκίνηση. Μπορείτε να χρησιμοποιήσετε μία μόνο θύρα USB για να συνδέσετε μέχρι 127 περιφερειακές συσκευές, συμπεριλαμβανομένων ηχείων, τηλεφώνων, μονάδων δίσκου CD-ROM, joystick, μονάδων μαγνητοταινίας, πληκτρολογίων, σαρωτών και φωτογραφικών μηχανών.

ΠΑΡΑΛΛΗΛΗ ΘΥΡΑ (Parallel Port)



Το RS- 232 δημιουργήθηκε για έναν σκοπό. Για τη διασύνδεση μεταξύ του Data Terminal Equipment (DTE) και Data Communications Equipment (DCE) υιοθετώντας την σειριακή δισυαδική ανταλλαγή στοιχείων.

Γενικά, οι υπολογιστές και τα τερματικά έχουν συνδετήρες DTE ενώ οι εκτυπωτές έχουν συνδετήρες DCE. Εντούτοις, αυτοί οι ορισμοί δεν υιοθετούνται πάντα αυστηρά. Είναι συχνά απαραίτητο να λάβουμε υπ' όψιν την τεκμηρίωση, ή «τη δοκιμή και λάθος χρήσης»

για να βρεθεί ένα καλώδιο που λειτουργεί. Η τυποποίηση υποδεικνύει 20 διαφορετικές συνδέσεις σημάτων και έτσι ο 25 pin συνδετήρας γνωστός ως DB - 25 χρησιμοποιήθηκε ευρέως. Τα περισσότερα από αυτά τα pin ήταν εντούτοις αχρησιμοποίητα από πολλές συσκευές, έτσι και λόγω του ότι ήταν απαραίτητο να κερδιθούν χρήματα και χώρος οδηγηθήκαμε σε μικρότερους συνδετήρες των 9pin (DB-9) που χρησιμοποιήθηκε από τα περισσότερα PC καθώς επίσης και από πολλές άλλες συσκευές. Οι DB- 25 και DB-9 συνδετήρες στις περισσότερες συσκευές είναι θηλυκοί, αλλά αυτό δεν είναι καθολικό.

Η έννοια πίσω από τις σειριακές επικοινωνίες είναι η εξής: Τα δεδομένα μεταφέρονται από τον αποστολέα στο δέκτη 1 bit κάθε φορά μέσω μιας ενιαίας γραμμής ή ενός κυκλώματος. Η σειριακή θύρα παίρνει 8, 16 ή 32 παράλληλα bit από τον δίαυλο του υπολογιστή σας και το μετατρέπει ως 8, 16 ή 32 σειριακά bit. Το όνομα σειριακή επικοινωνία προέρχεται από το γεγονός ότι κάθε κομμάτι των πληροφοριών μεταφέρεται στη σειρά από μια θέση σε μια άλλη.

Out Port (Windows 98/95)



Γράφει ένα byte ή έναν integer σε μια συγκεκριμένη διεύθυνση καταχωρητών. Ο κόμβος αυτός μας δίνει την δυνατότητα να προσπελάσουμε τις θύρες εξόδου του υπολογιστή (Serial, Parallel). Παίρνει για είσοδο την διεύθυνση (Register Address) της θύρας την οποία θέλουμε να προσπελάσουμε καθώς επίσης και την τιμή την οποία θέλουμε να γράψουμε στην θύρα. Χρησιμοποιεί έναν κόμβο (Call Library Function) ο οποίος με τη σειρά του καλεί το CVIRTE.DLL το οποίο εκτελεί λειτουργίες που αφορούν της θύρες εξόδου του Η/Υ για τα Microsoft Windows.

AccessHW

Το βοηθητικό εργαλείο στο οποίο βασίζεται η LabVIEW για την μετάδοση του σήματος στην παράλληλη θύρα είναι το Out Port. (Δίνεται έτοιμο από την LabVIEW, αλλά δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε λειτουργικά συστήματα των Windows 2000, XP τα οποία χρησιμοποιούμε. Είναι συμβατό μόνο με τα Windows 95/98). Έτσι μια αναβάθμιση του εργαλείου αυτού ήταν απαραίτητη και βρέθηκε στην ηλεκτρονική σελίδα της National Instruments (www.ni.com), εταιρεία η οποία έχει κατασκευάσει την LabVIEW. Εγκαθιστώντας το πρόγραμμα AccessHW παίρνουμε ένα νέο Out Port το οποίο λειτουργεί στα Windows 2000 & XP.

Equal

Στο πρόγραμμά μας χρησιμοποιούμε έναν comparison το ίσον (=). Παίρνει 2 τιμές εισόδου τις συγκρίνει και αν είναι ίσες τότε μας δίνει σαν αποτέλεσμα το λογικό (1) διαφορετικά το αποτέλεσμα είναι το λογικό (0).

Conversion

Ο μετατροπέας αυτός μετατρέπει Boolean τιμές σε 0, 1.

Divide

Διαίρεση: Υπολογίζει το πηλίκο των αριθμών εισόδου.

Quotient & Remainder

Υπολογίζει το ακέραιο πηλίκο και υπόλοιπο των τιμών εισόδου. Επίσης μας δίνει τη δυνατότητα να επιλέγουμε ποιο από τα 2 θα χρησιμοποιήσουμε.

Scale By Power of 2

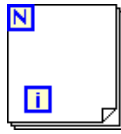
Παίρνει 2 εισόδους. Το (x) και το (n). Η λειτουργία του έχει ως εξής: Πολλαπλασιάζει το (x) με τον αριθμό (2) υψωμένο εις την (n).

Subtract

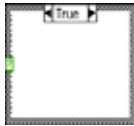
Υπολογίζει τη διαφορά των τιμών εισόδου.

Wait until next ms multiple

Παίρνει για είσοδο έναν αριθμό. Η λειτουργία του έχει ως εξής: Περιμένει έως ότου η τιμή του χρονομέτρου χιλιοστών του δευτερολέπτου να γίνει πολλαπλάσιο του διευκρινισμένου πολλαπλασίου χιλιοστών του δευτερολέπτου (τιμή εισόδου). Αυτή η λειτουργία χρησιμοποιείται για να συγχρονιστούν οι επιμέρους δραστηριότητες ενός προγράμματος. Η λειτουργία αυτή μπορεί να κληθεί σε ένα Loop για να ελεγχθεί ο ρυθμός εκτέλεσης βρόχων. Εντούτοις, είναι δυνατό ότι η πρώτη περίοδος βρόχων να είναι μικρή. Η Wait Until Next ms Multiple λειτουργεί κάνοντας ασύγχρονες κλήσεις συστήματος, αλλά οι κόμβοι από μόνοι τους λειτουργούν συγχρόνως. Επομένως, δεν ολοκληρώνεται η εκτέλεση έως ότου παρέλθει ο καθορισμένος χρόνος.

**For Loop**

Εκτελεί το υποδιάγραμμα (N) φορές, όπου το (N) είναι ίσο με την αξία που περιλαμβάνεται στο τερματικό αρίθμησης και το (i) ο κάθε αριθμός του (N).

**Case**

Έχει ένα ή περισσότερα υποδιαγράμματα, ή case structures. Η εκτέλεσή του εξαρτάται από την Boolean τιμή που εμείς συνδέουμε με καλώδιο στην εξωτερική πλευρά του τερματικού.

**Multiply**

Υπολογίζει το γινόμενο των 2 τιμών εισόδου.

PARMON.exe (Parallel Monitor)

Τέλος για να επαληθεύσουμε ότι τα δεδομένα έχουν σταλεί στην (Lpt1) χρησιμοποιούμε το (αυτόνομο) πρόγραμμα PARMON.exe το οποίο έχει σχεδιαστεί για να διαβάσει ότι δεδομένα στέλνονται στην παράλληλη θύρα. Εκτελώντας το PARMON.exe και εκτελώντας το πρόγραμμα από την LabVIEW επαληθεύουμε ότι τα δεδομένα στέλνονται στη σωστή θύρα.

ΡΟΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Το πρόγραμμα ξεκινάει με την είσοδο των στοιχείων στην LabVIEW, δηλαδή διαβάζοντας τα δεδομένα από το joystick (χρησιμοποιήθηκε το Microsoft Side Winder Joystick). Διαδικασία εισόδου δεδομένων από Joystick: Διαβάζουμε τις τιμές των X, Y και τα 4 πλήκτρα. Με τους 5 κόμβους (Call Library Function) οι οποίοι καλούν το «joystick.dll» παίρνουμε αριθμητικές τιμές για τους X, Y άξονες και Boolean τιμές για τα 4 πλήκτρα. Στο Front Panel αυτά μεταφράζονται ως εξής:

Κινώντας το Joystick οι τιμές κάθε θέσης X, Y εμφανίζονται σαν αριθμοί στα αντίστοιχα αριθμητικά πλαίσια. Τα πλήκτρα του joystick αναπαρίστανται σαν πράσινα φωτεινά κουμπιά που με το πάτημα αυτών μας δίνουν την ένδειξη «αναμμένο ή σβησμένο». Αφού ολοκληρώθηκε η διαδικασία εισόδου των στοιχείων στην LabVIEW συνεχίζουμε με την επεξεργασία των δεδομένων ούτως ώστε να σταλούν στην παράλληλη θύρα σε μορφή αναγνώσιμη από αυτήν.

Σημείωση:

Το κάθε output pin της παράλληλης θύρας δίνει από έναν παλμό «0» ή «1». Ο συνδυασμός των παλμών 4 pin δίνει μια από τις 4 επαναλαμβανόμενες παλμοσειρές που χρειάζεται ο κινητήρας για να περιστραφεί κατά ένα βήμα. Το κάθε Output Pin όμως της παράλληλης θύρας δίνει αποτέλεσμα «1» όταν δεχθεί μια συγκεκριμένη παλμοσειρά στην είσοδό του. Εμείς έχοντας επιλέξει τα pin στα οποία θέλουμε να στείλουμε τα σήματα εξόδου {(2, 3, 4, 5) & (6, 7, 8, 9 για το 2ο κινητήρα)} στα οποία αντιστοιχούν οι παλμοσειρές:

$$(0001, 0010, 0100, 1000) = (1, 2, 4, 8)^{\text{decimal}} \text{ \& }$$

$$(10000, 100000, 1000000, 10000000) = (16, 32, 64, 128)^{\text{decimal}}$$

πρέπει να προσαρμόσουμε τις τιμές εξόδου ούτως ώστε να ελέγξουμε την ακολουθία με την οποία θα στέλνονται οι παραπάνω παλμοσειρές στην παράλληλη θύρα.

Επεξεργασία των σημάτων από το Joystick:

Τα δεδομένα των X, Y αποτελούν τις επιθυμητές μοίρες (°) στις οποίες ο κάθε βηματικός κινητήρας πρέπει να φτάσει για να επιτευχθεί η επιθυμητή κίνηση.

Ø Για τον βηματικό κινητήρα ο οποίος ελέγχεται από τις τιμές του X.

Διαιρούμε την τιμή του άξονα X δηλ. τις επιθυμητές μοίρες με το (1,8) που είναι οι μοίρες που κινείται ο κινητήρας σε κάθε βηματισμό και το αποτέλεσμα αυτό, είναι ο αριθμός των επαναλήψεων των παλμοσειρών που χρειάζεται αυτός για να πάει στις επιθυμητές μοίρες. Τον αριθμό αυτό τον συνδέουμε με το (N) ενός For Loop. Ο αριθμός (i) του Loop είναι ο κάθε αριθμός του πλήθους των επαναλήψεων (1, 2, 3...n) ο οποίος στη συνέχεια διαιρείται με το (4) χρησιμοποιώντας το «Quotient & Remainder» από το οποίο επιλέγουμε το υπόλοιπο (R) άρα κάθε φορά που το (i) παίρνει μια τιμή (οποιαδήποτε) εμείς επιλέγοντας το υπόλοιπο θα παίρνουμε πάντα 4 πιθανές τιμές (0, 1, 2, 3). Στη συνέχεια τις στέλνουμε στο n του «Scale by Power Of Two» στο οποίο έχουμε βάλει constant το x=1 άρα το «Scale by Power Of Two» θα εκτελείται ως εξής:

$1 * 2^0 \text{ ή } 1 \text{ ή } 2^1 \text{ ή } 2 \text{ ή } 2^2 \text{ ή } 4 \text{ ή } 2^3 \text{ ή } 8^{\text{decimal}}$ που είναι οι απαιτούμενες τιμές που τελικά θα στέλνουμε στην παράλληλη θύρα διαδοχικά.

Για την δεξιόστροφη ή αριστερόστροφη κίνηση όμως του Joystick χρησιμοποιήσαμε μια Case Structure στην οποία συνδέσαμε το Boolean "(X) left/right" μέσα στην οποία εκτελείτε το «Scale by Power Of Two» για την κατάσταση False. Δηλαδή όταν το πλήκτρο αυτό δεν είναι πατημένο θα έχουμε την επανάληψη των εξής παλμοσειρών:

$$(0001, 0010, 0100, 1000) = (1, 2, 4, 8)^{\text{decimal}},$$

άρα δεξιόστροφη κίνηση του κινητήρα.

Για την αριστερόστροφη κίνηση δηλαδή για την True κατάσταση της Case έχουμε τοποθετήσει εκτός από «Scale by Power Of Two» τον τελεστή αφαίρεσης που στην θέση του αφαιρέτη έχουμε τοποθετήσει το $\text{constant} = 3$ και για αφαιρετέο έχουμε τα υπόλοιπα της διαιρέσης με το 4. Άρα τα πιθανά αποτελέσματα τα οποία στέλνονται στο n του «Scale by Power Of Two» θα είναι: $3-0=3$ ή $3-1=2$ ή $3-2=1$ ή $3-3=0$.

Ουσιαστικά έχουμε αντιστρέψει την επαναλαμβανόμενη παλμοσειρά η οποία στην κατάσταση True θα έχει ως εξής:

$$(1000, 0100, 0010, 0001) = (8, 4, 2, 1)^{\text{decimal}}$$

Επίσης μέσα στο For Loop έχουμε τοποθετήσει το Out Port στο οποίο στέλνουμε τα αποτελέσματα του «Scale by Power Of Two» σαν τιμές εισόδου. Επίσης στα Out Port έχουμε εισάγει τη διεύθυνση της Lpt1 (378) και οι κόμβοι αυτοί καλώντας με τη σειρά τους το CVIRTE.dll μεταφέρουν τα δεδομένα στην παράλληλη θύρα (Lpt1). Τέλος μέσα στο for Loop έχει τοποθετηθεί ο τελεστής «Wait until next ms multiple» για να υπάρχει μια καθυστέρηση στην εκτέλεση του Loop.

Ø Για τον βηματικό κινητήρα ο οποίος ελέγχεται από τις τιμές του Y:

Διαιρούμε την τιμή του άξονα Y δηλ. τις επιθυμητές μοίρες με το (1,8) που είναι οι μοίρες που κινείται ο κινητήρας σε κάθε βηματισμό και το αποτέλεσμα αυτό είναι ο αριθμός των επαναλήψεων των παλμοσειρών που χρειάζεται αυτός για να πάει στις επιθυμητές μοίρες. Τον αριθμό αυτό τον συνδέουμε με το (N) ενός For Loop.

Από το σημείο αυτό κι έπειτα η διαδικασία είναι ίδια με την διαδικασία για τον X κινητήρα μόνο που προσθέτουμε πριν το Out Port τον τελεστή Multiply. Σ' αυτόν στέλνουμε τα αποτελέσματα του «Scale by Power Of Two» όπου τα πολλαπλασιάζουμε με το 16 ούτως ώστε να στέλνονται από το Out Port στα σωστά pin. Επίσης για τη δεξιόστροφη ή αριστερόστροφη κίνηση του κινητήρα έχει συνδεθεί στην Case Structure αντί για το Boolean «(X) left/right» το Boolean «(Y) left/right».

Τέλος, το Boolean Button (BUTTON 1) που παίρνουμε από το Joystick συνδέεται με τον τελεστή Conversion, ο οποίος μετατρέπει Boolean τιμές σε «0» & «1» και έπειτα το αποτέλεσμα πολλαπλασιάζεται με το Constant 4 διότι το «4» αντιστοιχεί στο ειδικά επιλεγμένο pin της Lpt1 (pin 16). Τέλος στέλνεται στο Out Port σαν είσοδος, ενώ εδώ χρησιμοποιείται η δεύτερη διεύθυνση της Lpt1 (37A), η οποία μας εξασφαλίζει 1 pin παραπάνω για την έξοδο των δεδομένων μας.

Από το σημείο αυτό και έπειτα τα δεδομένα μπορούμε να τα παραλάβουμε από την παράλληλη θύρα του Η/Υ και χρησιμοποιώντας μια απλή διάταξη να μπορέσουμε να δώσουμε

κίνηση σε έναν βηματικό κινητήρα. Ας δούμε όμως τα αντικείμενα τα οποία απαρτίζουν τη διάταξη αυτή.

3.3 ΟΛΟΚΛΗΡΩΜΕΝΟ ΚΥΚΛΩΜΑ L293B (STMicroelectronics)

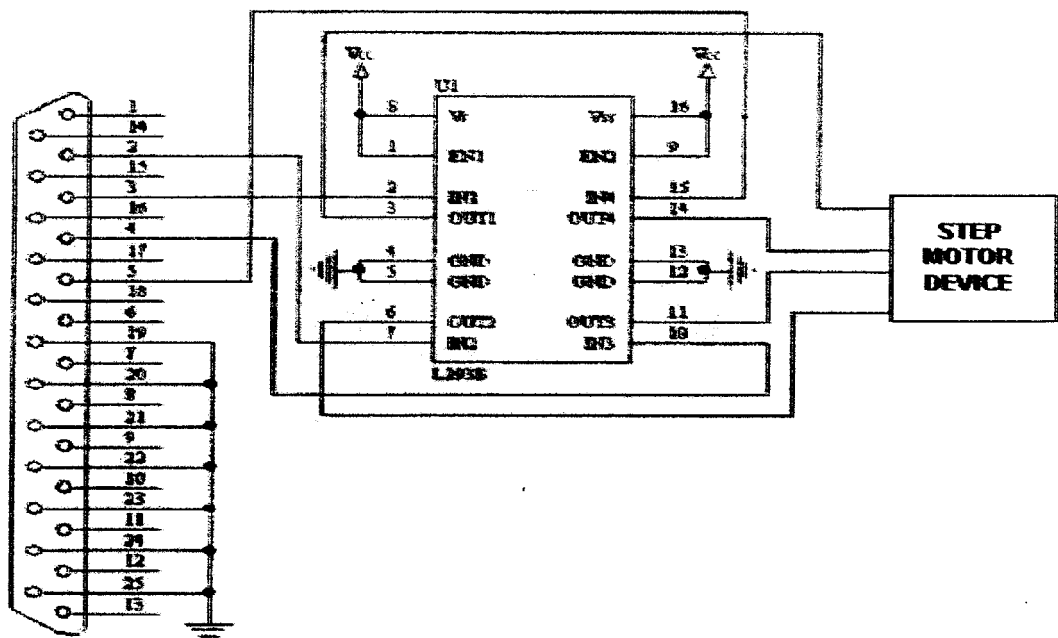


Ο βηματικός κινητήρας ελέγχεται από ένα ψηφιακό σήμα, το οποίο οδηγείται από τον υπολογιστή μέσω της παράλληλης θύρας. Αφού ο κινητήρας ελέγχεται από ένα 4-bit σήμα χρησιμοποιήσαμε ένα 4 – channel push-pull driver για να ωθήσουμε το ρεύμα. Το ολοκληρωμένο που επιλέξαμε είναι το L293B το οποίο είναι σχεδιασμένο να αποδίδει ρεύμα μέχρι 1Α. Κατασκευάστρια εταιρεία είναι η STMicroelectronics.

ΤΟ ΚΥΚΛΩΜΑ

Για να συνδέσουμε τον 1 κινητήρα χρησιμοποιήσαμε 4 pins της παράλληλης θύρας. Τα pin 2, 3, 4, 5 είναι οι είσοδοι του ολοκληρωμένου κυκλώματος και τα 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25 είναι γειωμένα. Οι έξοδοι του ολοκληρωμένου συνδέθηκαν κατευθείαν στον κινητήρα.

Όλες οι συνδέσεις φαίνονται στο παρακάτω κύκλωμα:



Για τον 2^ο κινητήρα χρησιμοποιείται η ίδια διάταξη δεύτερη φορά μόνο που συνδέεται στα pin 6, 7, 8, 9 της παράλληλης θύρας.

4.1 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η ρομποτική τεχνολογία έχει χρησιμοποιηθεί κατά τη διάρκεια των προηγούμενων ετών για την αποκατάσταση των ασθενών που υφίστανται σχετικές με τα άνω άκρα ασθένειες όπως το χρόνιο οξύ εγκεφαλικό επεισόδιο, τον τραυματισμό του άνω νωτιαίου μυελού ή τις νευρομυϊκές ασθένειες, όπως η Μυϊκή Δυστροφία Duchenne, η Πλάγια Μυατροφική Σκλήρυνση κ.λ.π. Τα ρομποτικά κυκλώματα έχουν χρησιμοποιηθεί επίσης για να βελτιώσουν το αισθητοκινητικό βίωμα των ασθενών με παρόμοια προβλήματα συσχετιζόμενα με τα κάτω άκρα, όπως η παραπληγία λόγω του εγκεφαλικού επεισοδίου ή το τραυματισμό του κάτω νωτιαίου μυελού.

Και στις δύο περιπτώσεις, τα ρομποτικά κυκλώματα έχουν εφαρμοστεί μόνα τους ή έχουν συνδυαστεί με τις κατάλληλες ορθωτικές συσκευές. Σε όλες τις περιπτώσεις, τα αποτελέσματα ήταν περισσότερο από ενθαρρυντικά, δείχνοντας κατά συνέπεια ότι 1. περισσότερη δραστηριότητα οδηγεί στην βελτίωση των ρομποτικών διατάξεων και στη μείωση των ανικανοτήτων και 2. η εφαρμογή της ρομποτικής για τις ανάγκες των ατόμων με αναπηρίες βελτιώνουν την ποιότητα της ζωής και προσφέρουν ανεξαρτησία στον ασθενή.

Η παρούσα εργασία ανασκοπεί τις κύριες ορθοπεδικές και νευρομυϊκές ασθένειες για τις οποίες έχουν αναπτυχθεί ρομποτικές τεχνικές για την κατάρτιση στην αποκατάσταση της κίνησης και δίνει έμφαση στα κύρια χαρακτηριστικά γνωρίσματά τους. Γίνεται αναφορά στην τεχνολογία στην οποία βασίστηκαν τα κυκλώματα, όπως επίσης και στο πώς σχεδιάστηκαν. Τα ποιοτικά αποτελέσματα παρουσιάζονται και η σημασία τους εξετάζεται.

Πιο συγκεκριμένα, γίνεται ανάλυση του συστήματος κίνησης βηματικού κινητήρα με είσοδο από πηδάλιο μέσω Η/Υ, που δημιουργήσαμε στην προσπάθεια μας να φτιάξουμε μια ανάλογη ρομποτική διάταξη που θα βοηθούσε άτομα με αναπηρία στα άνω άκρα. Μέσα από την εργασία γίνεται κατανοητό πως η ρομποτική βοηθά άτομα με αναπηρίες να ζήσουν με αξιοπρέπεια.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] J.R.Bach and J.S.Lieberman. 'Rehabilitation of the patient with disease affecting the motor unit' *In Rehabilitation Medicine: Principles and Practice*, 2nd Edition (Ed. J.A. DeLisa), 1993 (J.B.Lippincott).
- [2] B.J.Boland, P.L.Silbert, R.V.Groover, P.C.Wollan and M.D.Silverstein. 'Skeletal, cardiac and smooth muscle failure in Duchenne muscular dystrophy' (1996) *Pediat. Neurology* **14**: 7-12.
- [3] M.B.Wagner, P.J.Vignos and C.Carlozzi. 'Duchenne muscular dystrophy: a study of wrist and hand function' (1989) *Muscle Nerve* **12**: 236.
- [4] C.A.Stanger and M.F.Cawley. 'Demographics of rehabilitation robotics users' (1996) *Technol. Disability J.* **5**: 125-137.
- [5] J.R.Bach, A.P.Zeelenberg and C.Winter. 'Long term use by patients with Duchenne Muscular Dystrophy (1990) *Am.J.Phys.Med.Rehabil.* **69**: 55-59.
- [6] A.P.Colbert and A.C.Schock. 'Respirator use in progressive neuromuscular diseases' (1985) *Arch. Phys. Med. Rehab.* **66**: 760-762.
- [7] W.V.James and J.F.Orr. 'Upper limb weakness in children with Duchenne muscular dystrophy-a neglected problem' (1984) *Prosthet. Orthot. Int* **8**: 111-113.
- [8] K.Nagai, I.Nakanishi, H.Hanafusa, S. Kawamura, M.Makikawa and N.Teijima. 'Development of an 8 dof robotic orthosis for assisting human upper limb motion' (1998) *In Proc.1998 IEEE Int. Conf. Robot. Automat.* **4**: 3486-3491.
- [9] K.Homma and T.Arai. 'Design of an upper limb motion assist system with parallel mechanism' (1995) *In Proc. 1995 IEEE Int. Conf. Robot. Automat.* 1302-1307.
- [10] W.F.Sauter, G.Bush and J.Sommerville. 'A single case study: Myoelectrically controlled exoskeletal mobilizer for amyotrophic lateral sclerosis (ALS) patients' (1989) *Prosthet. Orthot. Int.* **13**: 145-148.
- [11] N.Benjuya and S.B.Kenney. 'Hybrid arm orthosis' (1990) *J.Prosthet.Ortho.* **2**: 155-163.
- [12] V.L.Nickel, A.Karchak and J.R.Allen. 'Electrically powered orthotic systems' (1969) *J.Bone Joint Surg.* **51**: 343-351.
- [13] T.R.Lunsford and J.M.Wallace. 'The orthotic prescription'. *In Atlas of Orthotic and Assistive Devices-Biomechanical Principles and Applications*, 3rd edition (Eds B.Goldberg and J.Hsu), 1995 (Mosby).
- [14] S.B.Chyatte, C.Long and P.J.Vignos. 'The balanced forearm orthosis in muscular dystrophy' (1965) *Arch. Phys.Med. Rehab.* **46**: 633-636.

- [15] T.Rahman, C.Stroud, R.Ramanathan, M.Alexander, R.Seliktar and W.Harwin. 'Consumer Criteria for an arm orthosis' (1996) *Technol. Disability J.* **5**: 197-203.
- [16] T.J.Engen. 'Development towards a controllable orthotic system for restoring useful arm and hand actions' (1963) *Orthop. Prosthetic Appliance J.*, June.
- [17] M.LeBlanc and L.Leifer. 'Environmental control and robotic manipulation aids' (1982) *Engng Medicine Biol. Mag.*, 16-22.
- [18] J.R.Allen, A.Karchak Jr. and E.L.Bontrager. 'Final project report, design and fabricate a pair of Rancho anthropomorphic manipulators'. *Technical Report*, The Rancho Los Amigos Hospital Inc., Downey, California, 1972.
- [19] M.L.Moe and J.T.Schwarz. 'Ocular control of the rancho electric arm'. *In Advances in external control of Human Extremities*, 1973 (Belgrade).
- [20] P.H.Stern and T.Lauko. 'Modular designed, wheelchair based orthotic system for upper extremities' (1975) *Paraplegia* **12**: 299-304.
- [21] R.Galway, S.Naumann, S.Sauter and S.Sommerville. 'The evaluation of a powered orthotic device for the enhancement of upper-limb movement (PODEUM)' (1991) *Final report submitted to the National Health Research and Development program of health and Welfare Canada*, Project 6606-3835-59.
- [22] G.Arz, A.Toth, M.Feher and G.Fazekas. 'Reharob: a two hand upper limb physiotherapy system based on industrial robots' (2002) *In Proc. 2nd European Medical and Biological Engineering Conference*, Part II.
- [23] T.Rahman, R.Ramanathan, S.Stroud, W.Sample, R.Seliktar, W.Harwin, M.Alexander and M.Scavina. 'Towards the control of a powered orthosis for people with muscular dystrophy' (2001) *Proc. Instn Mech. Engrs* **215**: 267-273.
- [24] S.L.Stover, P.R.Fine et al.: 'Spinal Cord Injury: the facts and figures' (1986) *Tuscalloosa: University of Alabama*.
- [25] W.Kalsbeek, R.Maclaurin, B.Harris-III and D.Miller. 'The national head and spinal cord injury survey: Major findings' (1980) *J. Neurosurg.* **53**: 519-531.
- [26] J.Young, P.Burns, A.Bowen and R.McCutchen. 'Spinal cord injury statistics' (1982) *Phoenix, AZ: Good Samaritan Medical Center*.
- [27] M.R.Hillman, G.M.Pullin, A.R.Gammie, C.W.Stammers and R.D.Orpwood. 'Development of a robot arm and workstation for the disabled' (1990) *J.Biomed.Eng.* **12**: 199-204.
- [28] J.Hammel, K.Hall, D.Lees, L.Leifer, M.van der Loos, I.Perkash and R.Crigler. 'Clinical evaluation of a desktop robotic assistant' (1989) *J.Rehab.Res.Dev.* **26**: 1-16.

- [29] W.Seamone and G.Schmeisser. 'Early clinical evaluation of a robot arm/worktable system for spinal-cord-injured persons' (1985) *J. Rehab.Res.Dev.* **22**: 38-57.
- [30] S.Chen, T.Rahman and W.Harwin. 'Performance statistics of a head-operated force-reflecting rehabilitation robot system' (1998) *IEEE Trans. Rehab. Eng.* **6**: 406-414.
- [31] T.Rahman and K.McClenathan. 'Human-machine load sharing in rehabilitation robotics' (1999) *Technol. Health Care* **7**: 425-429.
- [32] H.H.Kwee, J.J.Duimel, J.A.van Woerden and J.J.Smits. 'Development of the MANUS wheelchair-borne manipulator: a progress report' (1987) *In Proc. 10th Annual RESNA Conference*, 781-783.
- [33] S.Stroud and T.Rahman. 'A body powered rehabilitation robot' (1997) *In Proc. RESNA '97 Annual Conference*, 387-389.
- [34] J.Hennequin, D.R.Platts and Y.Hennequin. 'Putting technology to work for the disadvantaged' (1992) *Rehab.Robot.Newslett.* **4**: 1-2.
- [35] T.B.Sheridan. 'Teleoperation, telerobotics and telepresence: A progress report' (1995) *Contr. Eng. Practice* **2**: 205-214.
- [36] H.I.Krebs, B.T.Volpe, M.L.Aisen and N.Hogan. 'Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation' (2000) *J. Rehab. Res. Dev.* **37**: 639-652.
- [37] G.E.Gresham, T.F.Philips, P.A.Wolf, P.M.McNamara, W.B. Kannel and T.R.Dawber. 'Epidemiologic profile of long-term disability in stroke: the Framingham Study' (1979) *Arch. Phys. Med. Rehab.* **60**: 487-491.
- [38] J.P.A.Dewald, P.S.Pope, J.D.Given, T.S.Buchanan and W.Z.Rymer. 'Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects' (1995) *Brain* **118**: 495-510.
- [39] H.I.Krebs, N.Hogan, M.L.Aisen and B.T.Volpe. 'Robot-aided neuro-rehabilitation' (1998) *IEEE Trans. Rehab. Eng.* **6**: 75-87.
- [40] C.Butefisch, H.Hummelsheim, P.Denzler and K.H.Mauritz. 'Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand' (1995) *J.Neurologic. Sci.* **130**: 59-68.
- [41] E.Taub, N.E.Miller and T.A.Novack. 'Technique to improve chronic motor deficit after stroke' (1993) *Arch. Phys. Med. Rehab.* **74**: 347-354.
- [42] S.L.Wolf, D.E.Lecraw, L.A.Banon and B.B.Jann. 'Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the affect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients' (1989) *Exper. Neurol.* **104**: 125-132.

- [43] A.Sunderland, D.J.Tinson, E.L.Bradley, D.Fletcher, R.Langton-Hewer and D.T.Wade. 'Enhanced physical therapy improves recovery of arm function after stroke. A randomized controlled trial' (1992) *J. Neurosurg, Psych.* **55**: 530-535.
- [44] M.Dam, P.Tonin, S.Casson, M.Ermani, G.Pizzolato, V.Iaia and L.Battistin. 'The effects of long-term rehabilitation therapy on poststroke hemiplegic patients' (1993) *Stroke* **24**: 1186-1191.
- [45] S.L.Wolf and S.A.Binder-Macleod. 'Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient: Changes in upper extremity neuromuscular and functional status' (1983) *Phys. Ther.* **63**: 1393-1403.
- [46] L.E.Smith. 'Restoration of volitional limb movement of hemiplegics following patterned functional electrical stimulations' (1990) *Percep. Motor Skills* **71**: 851-861.
- [47] M.K.Logigian, M.A.Samuel and I.F.Falconer. 'Clinical exercise trial for stroke patients' (1983) *Arch. Phys. Med. Rehab.* **64**: 364-367.
- [48] R.Dickstein, S.Hocherman, T.Pillar, and R.Shaham. 'Stroke rehabilitation-Three exercise therapy approaches' (1986) *Phys. Ther.* **66**: 1233-1238.
- [49] F.Chollet, V.DiPiero, R.J.S.Wise, D.J.Brooks, R.J.Dolan and R.S.J.Frackowiak. 'The functional anatomy of motor recovery after stroke in humans: A study with positron emission tomography' (1991) *Ann. Neurol.* **29**: 63-71.
- [50] C.M.Fisher. 'Concerning the mechanism of recovery in stroke hemiplegia' (1992) *Canadian J. Neurol. Sci.* **19**: 57-63.
- [51] K.M.Jacobs and J.P.Konoghue. 'Reshaping the cortical motor map by unmasking latent intracortical connections' (1991) *Sci.* **251**: 944-947.
- [52] M.M.Merzenich, R.J.Nelson, M.P.Stryker, M.S.Cynader, A.Schoppmann, and J.M.Zook. 'Somatosensory cortical map changes following digit amputation in adult monkeys' (1984) *J. Comparative Neurol.* **224**: 591-605.
- [53] T.P.Pons, P.E.Garraghty, and M.Mishkin. 'Lesion-induced plasticity in the second somatosensory cortex of adult monkeys' (1998) *Proc. Nat. Academy Sci.*, **85**: 5279-5281.
- [54] J.H.Kaas, L.A.Krubitzer, and Y.M.Chino. 'Reorganization of retinotopic cortical maps in adult mammals after lesions of the retina' (1990) *Sci.* **248**: 229-231.
- [55] A.J.King and D.R.Moore. 'Plasticity of auditory maps in the brain' (1991) *Trends Neurosci.* **14**: 21-27.

- [56] R.J.Nudo, B.M.Wise, F.SiFuentes and G.W.Milliken. 'Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct' (1996) *Sci.* **272**: 1791-1794.
- [57] H.I.Krebs, N.Hogan, M.Aisen and B.T. Volpe. 'Robot aided neurorehabilitation' (1998) *IEEE Trans. Rehab. Eng.* **6**: 75-87.
- [58] C.G. Burgar, P.S.Lum, P.C.Shor and H.F.M. van der Loos. 'Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo/Alto VA/Stanford experience' (2000) *J. Rehab. Res. Dev.* **37**: 663-673.
- [59] M.P.Dijkers, P.C.deBear, R.F.Erlandson, K.Kristy, D.M.Geer and A.Nichols. 'Patient and staff acceptance of robotic technology in occupational therapy: A pilot study' (1991) *J. Rehab. Res. Dev.* **28**: 33-44.
- [60] M.L.Aisen, H.I.Krebs, F.McDowell, N.Hogan and B.T.Volpe. 'The effect of robot assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke' (1997) *Arch. Neurol.* **54**: 443-446.
- [61] B.T.Volpe, H.I.Krebs, N.Hogan, L.Edelstein, C.Diels and M.Aisen. 'A novel approach to stroke rehabilitation' (2000) *Neurology* **54**: 1938-1944.
- [62] B.T.Volpe, M.Ferraro, H.I.Krebs and N.Hogan. 'Robotics in the rehabilitation treatment of patients with stroke' (2002) *Curr Atheroscler Rep* **4**: 270-276.