



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
ΑΠΟΦΑΣΕΩΝ

ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΣ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΒΕΛΟΝΑΣ ΚΑΘΕΤΗΡΙΑΣΜΟΥ ΣΤΗΝ ΚΕΡΚΙΔΙΚΗ ΑΡΤΗΡΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

του

ΓΕΩΡΓΙΟΥ Ν. ΛΥΜΠΕΡΟΠΟΥΛΟΥ

Επιβλέπων: Ιωαννίδου Μαρία
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Νοέμβριος 2012



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ ΚΑΙ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΑΠΟΦΑΣΕΩΝ

**ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΣ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΒΕΛΟΝΑΣ
ΚΑΘΕΤΗΡΙΑΣΜΟΥ ΣΤΗΝ ΚΕΡΚΙΔΙΚΗ ΑΡΤΗΡΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Του

ΓΕΩΡΓΙΟΥ Ν. ΛΥΜΠΕΡΟΠΟΥΛΟΥ

Επιβλέπων: Μαρία Ιωαννίδου
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή

Μαρία Ιωαννίδου

Νικόλαος Θεοδώρου

Παναγιώτης Τσαραμπάρης

Αθήνα, Νοέμβριος 2012

(Υπογραφή)

.....

ΓΕΩΡΓΙΟΣ Ν. ΛΥΜΠΕΡΟΠΟΥΛΟΣ

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Γεώργιος Ν. Λυμπερόπουλος, 2012

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος – All rights reserved

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτική ή ερευνητική φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

*Στους γονείς μου και τον
αδερφό μου, Παναγιώτη.*

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την καθηγήτριά μου και επιβλέπουσα στην παρούσα ερευνητική εργασία, κα Μαρία Ιωαννίδου, για την καθοδήγηση και τις πολύτιμες συμβουλές της καθ' όλη τη διάρκεια συγγραφής της μελέτης, καθώς επίσης και τους άλλους δύο καθηγητές, κο Νικόλαο Θεοδώρου και κο Παναγιώτη Τσαραμπάρη.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην παρούσα εργασία αναλύεται ένα σύστημα που επιτρέπει την επιτυχή εισαγωγή βελόνας για καθετηριασμό στην κερκιδική αρτηρία του αριστερού χεριού του ασθενούς, χωρίς την παρέμβαση ιατρού. Σκοπός είναι η αποφυγή των επιπλοκών που δημιουργούνται κατά τη μη εφαρμογή αυτοματοποιημένου συστήματος, όπως ο τραυματισμός των αγγείων του ασθενούς. Δευτερεύοντες σκοποί είναι η εξοικονόμηση χρόνου για τη διαδικασία και η μείωση των εξόδων νοσηλείας για τα νοσοκομειακά ιδρύματα.

Στην εργασία περιλαμβάνεται αναλυτική περιγραφή του ρομποτικού μηχανισμού και της κίνησής του, με παράθεση των συναρτήσεων που ακολουθούν οι αρθρώσεις σε κάθε κίνηση που εκτελείται. Επιπλέον, αναλύονται οι αισθητήρες που απαιτούνται για τη σωστή λειτουργία του συστήματος, καθώς και ο A/D μετατροπέας του αναλογικού σήματος των αισθητήρων σε ψηφιακό. Επιπρόσθετα, περιγράφονται οι κινητήρες που χρησιμοποιούνται για την κίνηση της κάθε άρθρωσης. Τέλος, συμπεριλαμβάνεται αναλυτικά η τοπολογία του κυκλώματος που ελέγχει το μηχανισμό με τα αντίστοιχα βήματα επεξεργασίας, ενώ περιλαμβάνονται και λεπτομέρειες για την δομή του μηχανισμού στο χώρο.

Λέξεις κλειδιά: Καθετηριασμός, κερκιδική αρτηρία, ρομποτικός βραχίονας, αισθητήρας πίεσης, κινητήρες, A/D μετατροπέας.

ABSTRACT

This paper presents a system that allows the successful insertion of a needle in the radial artery of the left hand of the patient for catheterization. The aim is to avoid the complications caused by the non-use of an automation system, such as vascular injuries. Secondary aims are the reduction of the procedure time and the reduction of the hospitalization costs to the hospitals.

A detailed description of the robotic mechanism and its motion is included in the paper, along with the functions that control the joints in every motion. Moreover, the sensors required for the proper function of the system and the A/D converter of the analog signal of the sensors to digital are analyzed. Additionally, there is a description of the motors used for the propulsion of each joint. Finally, the detailed topology of the circuit that controls the mechanism is included, as well as the procession steps along with details about the structure of the device.

Key words: Catheterization, radial artery, robotic arm, pressure sensor, motors, A/D converter.

Πίνακας περιεχομένων

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	7
ABSTRACT	8
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	13
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Καθετηριασμός κερκιδικής αρτηρίας	14
1.1 Ανατομία κερκιδικής αρτηρίας.....	14
1.2 Πλεονεκτήματα καθετηριασμού από την κερκιδική αρτηρία σε σχέση με τη μηριαία	15
1.3 Διαδικασία καθετηριασμού από την κερκιδική αρτηρία	16
1.4 Επιπλοκές κατά τον καθετηριασμό της κερκιδικής αρτηρίας	17
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Περιγραφή Διάταξης	19
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Ανάλυση κίνησης ρομποτικών αρθρώσεων.....	22
3.1 Τύποι αρθρώσεων	22
3.2 Ρομποτικό σύστημα σημείου-προς-σημείο (ΣΠΣ)	23
3.3 Τροχιά Κίνησης	24
3.4 Κινηματική Ανάλυση	25
3.4.1 Ορθή και ανάστροφη κινηματική ανάλυση	25
3.4.2 Εντοπισμός Χεριού	32
3.4.3 Ακριβής εντοπισμός αρτηρίας	33
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Αισθητήρας Πίεσης.....	35
4.1 Το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο	35
4.2 Μαθηματικό μοντέλο Πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων	36
4.3 Είδη πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων	39
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Μετατροπή αναλογικής εξόδου αισθητήρα σε ψηφιακή	42
5.1 A/D μετατροπέας.....	42
5.2 Δειγματοληψία αναλογικών σημάτων / Θεώρημα Δειγματοληψίας.....	43
5.3 Ανάλυση	45

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Αισθητήρας για το σταμάτημα της βελόνας, όταν το άκρο της είναι στον αυλό της αρτηρίας	49
6.1 Αισθητήρας πίεσης αίματος.....	49
6.2 Κύματα.....	51
6.3 Ο μετατροπέας πίεσης	52
6.4 Ανάλυση	54
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: Ηλεκτρική κίνηση του μηχανισμού	57
7.1 Βηματικός κινητήρας.....	57
7.1.1 Χαρακτηριστικά βηματικού κινητήρα και Μαθηματικό μοντέλο	57
7.1.2 Εφαρμογή Βηματικού Κινητήρα στην Άρθρωση (1) του Μηχανισμού	59
7.2 Σερβοκινητήρες	63
7.2.1 Χαρακτηριστικά Σερβοκινητήρων.....	63
7.2.2 Μαθηματική ανάλυση για την επιλογή Σερβοκινητήρων.....	63
7.2.3 Είδη Σερβοκινητήρων	66
7.3 Ευθύγραμμος κινητήρας.....	68
7.3.1 Χαρακτηριστικά ευθύγραμμων κινητήρων.....	68
7.3.2 Επιλογή και Τοποθέτηση Ευθύγραμμου Κινητήρα στο Μηχανισμό.....	70
ΣΥΝΟΨΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	72
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	74

Πίνακας Εικόνων

Εικόνα 1: Ανατομία χεριού	14
Εικόνα 2: Σχηματική αναπαράσταση του μηχανισμού	19
Εικόνα 3: Τύποι ρομποτικών αρθρώσεων.....	22
Εικόνα 4: Άξονες συντεταγμένων αρθρώσεων	26
Εικόνα 5: Συμβολισμοί της μεθόδου Denavit-Hartenberg.....	27
Εικόνα 6 : Κατανομή ροπής διπόλων σε κρυσταλλικά υλικά	35
Εικόνα 7: Εφαρμογή πιεζοηλεκτρικού φαινομένου	36
Εικόνα 8: A/D Μετατροπέας.....	43
Εικόνα 9: Εφαρμογή δειγματοληψίας	44
Εικόνα 10: Pressure Transducer	49
Εικόνα 11: Ημιτονοειδής κυματομορφή	51
Εικόνα 12: Γέφυρα Wheatstone	53
Εικόνα 13: Κύκλωμα Ηλεκτρονόμου με συγκριτή και γέφυρα Wheatstone	55
Εικόνα 14: Προσομοίωση αντιβραχίου.....	60
Εικόνα 15: Γωνίες του Μηχανισμού	61
Εικόνα 16 : Αρχή λειτουργίας βηματικού κινητήρα μαγνητικής αντίδρασης	62
Εικόνα 17: Σχηματικό γράφημα $\omega^* - T^*$	65
Εικόνα 18: Ροπή σε βραχίονα λόγω βάρους	66
Εικόνα 19: Τοπολογία μηχανισμού εισαγωγής της βελόνας στο χέρι του ασθενούς	70
Εικόνα 20: Συνοπτικό Ηλεκτρικό Κύκλωμα.....	72

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1: Παράμετροι μεθόδου Denavit-Hartenberg	28
--	----

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

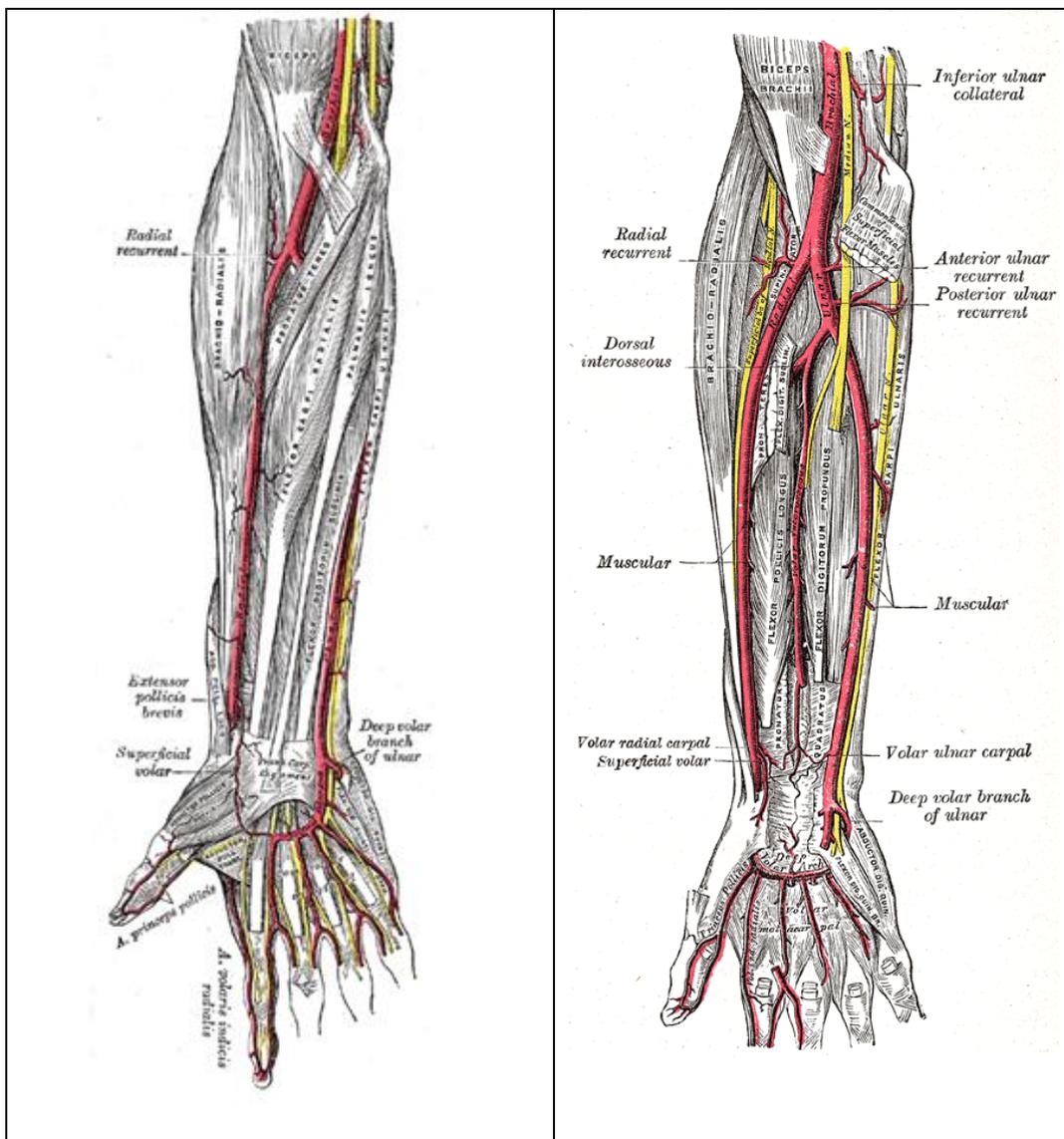
Ο καθετηριασμός καρδιάς είναι μια ελάχιστα επεμβατική διαδικασία που χρησιμοποιείται συνήθως για τη διάγνωση και τη θεραπεία παθήσεων της καρδιάς. Κατά τη διάρκεια του καθετηριασμού, μικροί σωλήνες (καθετήρες) εισχωρούν στο κυκλοφορικό σύστημα του ασθενούς υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο με σκοπό την απόκτηση πληροφοριών της ροής του αίματος και των πιέσεων εντός της καρδιάς. Επίσης, χρησιμεύουν για να διαπιστωθεί αν υπάρχουν εμπόδια μέσα στα αιμοφόρα αγγεία που τροφοδοτούν τον καρδιακό μυ (στεφανιαίες αρτηρίες). Το πρόβλημα των αρτηριών προκαλείται από τη δημιουργία αθηρωματικής πλάκας και, σε σοβαρές περιπτώσεις, μπορεί να προκαλέσει μια ποικιλία συμπτωμάτων, όπως πόνο στο στήθος και δυσκολία στην αναπνοή. Ένας καθετηριασμός μπορεί να γίνεται ή σε ασθενή με σταθερά συμπτώματα ή σε περιπτώσεις εκτάκτου ανάγκης, εάν τα συμπτώματα είναι αιφνίδια και ο θεράπων ιατρός ανησυχεί ότι μπορεί να υποδεικνύουν ενεργό ή επικείμενη καρδιακή προσβολή. Με βάση τη θέση και τον αριθμό των εμφράξεων, το σχέδιο θεραπείας θα περιλαμβάνει τη χρήση ειδικών φαρμάκων και ενδεχομένως την τοποθέτηση ενός στεντ ή παραπομπή για χειρουργική επέμβαση παράκαμψης για τη βελτίωση της ροής του αίματος στον καρδιακό μυ και την ανακούφιση από τα συμπτώματα. Οι καθετήρες που απαιτούνται για καρδιακό καθετηριασμό μπορεί να εισαχθούν είτε εντός της μηριαίας αρτηρίας (στη βουβωνική χώρα) ή μέσα στην κερκιδική αρτηρία (στον καρπό).¹

Η συσκευή που σχεδιάζεται και αναλύεται στην παρούσα εργασία έχει σκοπό την επιτυχή πραγματοποίηση καθετηριασμού μέσω της κερκιδικής αρτηρίας του αριστερού χεριού του ασθενούς. Πιο συγκεκριμένα, ο μηχανισμός είναι σε θέση να εντοπίσει την ακριβή θέση του αγγείου και να εισάγει τη βελόνα στην αρτηρία με ακρίβεια και με μία μόνο προσπάθεια, καθοδηγούμενος από τους κατάλληλους αισθητήρες πίεσης. Αν η διαδικασία αυτή είναι επιτυχής, αποφεύγεται ο πολλαπλός τραυματισμός των αγγείων του ασθενούς και η αιμορραγία από την ελεύθερη άκρη της βελόνας. Η όλη διαδικασία γίνεται περισσότερο αυτοματοποιημένη και η καθοδηγούμενη είσοδος της βελόνας στο χέρι του ασθενούς προσφέρει τελικά περισσότερη άνεση στον ιατρό, αλλά και στον ασθενή, καθώς τραυματίζεται λιγότερο και άρα απαιτείται λιγότερος χρόνος για την επούλωση. Επιπλέον, υπάρχει οικονομικό όφελος λόγω μείωσης του κόστους νοσηλείας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Καθετηριασμός κερκιδικής αρτηρίας

1.1 Ανατομία κερκιδικής αρτηρίας

Η βραχιόνια αρτηρία διαχωρίζεται στην ωλένια και την κερκιδική αρτηρία, οι οποίες βρίσκονται στο αντιβράχιο. Η κερκιδική αρτηρία είναι μικρότερη σε μέγεθος από την ωλένια. Ξεκινάει από τη διακλάδωση της βραχιόνιας αρτηρίας ακριβώς κάτω από την άρθρωση του αγκώνα και προχωράει από την κερκιδική πλευρά του αντιβραχίου προς τον καρπό. Στη συνέχεια, γυρνάει προς τα πίσω, περνάει από την εξωτερική πλευρά των τενόντων του αντίχειρα και φτάνει στην παλάμη περνώντας την περιοχή των μετακαρπίων οστών, όπου και ενώνεται με την ωλένια αρτηρία.



Εικόνα 1: Ανατομία χεριού

Η κερκιδική αρτηρία ξεκινά από το εξωτερικό όριο του τένοντα του δικεφάλου και από την οπίσθια επιφάνεια του αγκώνα, συνεχίζει στην εσωτερική πλευρά του αντιβραχίου και καταλήγει στην προεξοχή του κερκιδικού οστού στον καρπό. Στα σημεία που οι μύες του αντιβραχίου είναι πιο παχιοί, το αγγείο βρίσκεται σε κάποιο βάθος από την επιφάνεια. Όταν, όμως, εμφανιστούν οι τένοντες, η αρτηρία γίνεται επιφανειακή και καλύπτεται απλώς με το δέρμα και την περιτονία, ειδικά στην περιοχή κοντά στον καρπό. (Η περιτονία είναι ελαστικός ιστός μεταβλητού πάχους και δύναμης που βρίσκεται σε όλες τις περιοχές του σώματος και περιβάλλει τα πιο μαλακά και ευαίσθητα όργανα)²

1.2 Πλεονεκτήματα καθετηριασμού από την κερκιδική αρτηρία σε σχέση με τη μηριαία

Στο σημείο αυτό διευκρινίζεται η προτίμηση σχεδιασμού συστήματος εισαγωγής καθετήρα στο αρτηριακό σύστημα του ασθενούς από την κερκιδική αρτηρία (καρπός) και όχι από τη –συνήθη– μηριαία.

Η μηριαία αρτηρία είναι μεγαλύτερο αγγείο από την κερκιδική και παρέχει μια πιο άμεση διαδρομή προς την καρδιά. Εξαιτίας αυτών των πλεονεκτημάτων, η μηριαία αρτηρία έχει εξελιχθεί στη βασική είσοδο για τη διαδικασία καθετηριασμού.¹

Όμως, σύμφωνα με τα αποτελέσματα μελέτης των Πανεπιστημίων της Washington, Pennsylvania και Pittsburgh, η οποία συνδύασε τα αποτελέσματα 14 προηγούμενων μελετών που συγκρίνουν την προσέγγιση από την κερκιδική αρτηρία σε σχέση με τη μηριαία, προκύπτει το συμπέρασμα ότι η προσέγγιση από την κερκιδική αρτηρία υπερέχει, καθώς εμφανίζονται λιγότερες επιπλοκές στους ασθενείς, ενώ υπάρχει και σημαντική οικονομική ωφέλεια στο σύστημα υγείας.³

Κάθε τοποθέτηση καθετήρα σε αιμοφόρο αγγείο συνδέεται με τον κίνδυνο αιμορραγίας. Γι' αυτό το λόγο, μετά την εξαγωγή του καθετήρα από τη μηριαία αρτηρία, ο ασθενής χρειάζεται να παραμείνει ξαπλωμένος χωρίς να λυγίζει τα πόδια του (κυρίως αυτό που τοποθετείται ο καθετήρας) για 2 με 6 ώρες, ώστε να επιτρέψει στην αρτηρία να επουλωθεί. Σε μερικές περιπτώσεις, ακόμα και με παρατεταμένη ακινησία, μπορεί να προκληθεί εσωτερική αιμορραγία (αιμάτωμα) και μάλιστα σε αρκετά σοβαρό βαθμό, ώστε να απαιτείται μετάγγιση αίματος ή χειρουργική επέμβαση για να διορθωθεί η μηριαία

αρτηρία. Αυτές οι επιπλοκές είναι σπάνιες, αλλά μπορούν να γίνουν ακόμα πιο σπάνιες, αν ο καθετήρας εισαχθεί στον καρπό. Καθώς η κερκιδική αρτηρία είναι πολύ μικρότερη και σε πιο κοντινή απόσταση από την επιφάνεια του δέρματος, η εσωτερική αιμορραγία εξαλείφεται και τυχόν εξωτερική αιμορραγία μπορεί εύκολα να αντιμετωπισθεί. Μετά την αφαίρεση του καθετήρα, τοποθετείται γύρω από τον καρπό μάντας συμπίεσης που αποτρέπει την αιμορραγία και ο ασθενής δεν χρειάζεται να τεθεί σε ακινησία. Σε γενικές γραμμές, οι ασθενείς βρίσκουν πιο άνετο τον καθετηριασμό από τον καρπό παρά από τη μηριαία αρτηρία, καθώς δύνανται να σηκωθούν, να περπατήσουν και να φάνε αμέσως. Αυτό αποτελεί ιδιαίτερο πλεονέκτημα για ασθενείς με προβλήματα σπονδυλικής στήλης, καθώς δεν υπάρχει ανάγκη μεγάλης πίεσης στο πόδι και παρατεταμένη ακινησία.¹

Όσον αφορά τα νοσοκομεία, η προσέγγιση από τον καρπό μπορεί να εξοικονομήσει έως και \$275 ανά ασθενή. Αυτό συμβαίνει, επειδή ο χρόνος αιμόστασης, το κόστος επανάληψης του καθετηριασμού, αν η πρώτη προσπάθεια αποτύχει, και τα κόστη για την παραμονή του ασθενούς στο νοσοκομείο λόγω των συνηθών επιπλοκών κατά τη διαδικασία είναι αυξημένα, όταν ο καθετηριασμός γίνεται στη μηριαία αρτηρία. Ο μόνος επιβαρυντικός παράγοντας για τον καθετηριασμό της κερκιδικής αρτηρίας βρέθηκε ότι είναι ο αυξημένος χρόνος της διαδικασίας, μόνο, όμως, κατά 1,5 περίπου λεπτό.³

1.3 Διαδικασία καθετηριασμού από την κερκιδική αρτηρία

Πριν την έναρξη της διαδικασίας, ο ιατρός που εκτελεί τη διαδικασία μπορεί να ελέγξει την παροχή αίματος στο χέρι (Allen test⁴). Υπάρχουν δύο αρτηρίες που τροφοδοτούν με αίμα το χέρι (η κερκιδική και η ωλένια αρτηρία) και, αν και οι δύο είναι λειτουργικές, είναι ασφαλές να προχωρήσει η διαδικασία. Η διαδικασία μπορεί να πραγματοποιηθεί και από τους δύο καρπούς και είναι στην κρίση του ιατρού ποια πλευρά θα χρησιμοποιήσει. Τόσο η βουβωνική χώρα (μηριαία) όσο και ο καρπός (κερκιδική) πρέπει να προετοιμαστούν για τη σπάνια περίπτωση όπου οι αρτηρίες στο βραχίονα δεν επιτρέπουν καθετηριασμό, για να φτάσουμε εύκολα στην καρδιά και, τότε, θα χρησιμοποιηθεί η μηριαία αρτηρία.

Αρχικά, χορηγείται μέσω μιας φλέβας ηρεμιστικό φάρμακο και ο ιατρός, μετά από ψηλάφηση, εισάγει ένα τοπικό αναισθητικό στον καρπό του ασθενούς. Στη συνέχεια, εισάγει ένα βραχύ σωλήνα (θηκάρι ή εισαγωγή) μέσα στην κερκιδική αρτηρία. Φάρμακα

δίνονται μέσα από τη θηκάρι για να χαλαρώσει η κερκιδική αρτηρία, τα οποία μπορεί να προκαλέσουν μια προσωρινή αίσθηση καψίματος στο χέρι και το βραχίονα. Εγχέεται, επίσης, αντιθρομβωτικό για την πρόληψη του σχηματισμού θρόμβων στις αρτηρίες. Στη συνέχεια, ο καθετήρας προωθείται μέσα από το θηκάρι και οδηγείται προς την καρδιά, οπότε και εκτελείται η στεφανιαία αγγειογραφία (και τοποθέτηση στεντ, αν είναι απαραίτητο). Μόλις η διαδικασία ολοκληρωθεί, ο καθετήρας και το θηκάρι απομακρύνονται από την κερκιδική αρτηρία και ένας μάντας συμπίεσης τοποθετείται στον καρπό του χεριού, ο οποίος συνήθως παραμένει για 2 ώρες. Ο ασθενής επιτρέπεται να κάθεται και να τρώει μετά τη διαδικασία. Για τις πρώτες 3 ημέρες, συνίσταται η αποφυγή αδικαιολόγητης πίεσης στην κερκιδική αρτηρία καθώς αυτή επουλώνεται, όπως άρση βαριών αντικειμένων με το χέρι, αλλά κατά τα λοιπά το χέρι μπορεί να χρησιμοποιηθεί (φαγητό, γράνιμο).¹

Για την αρτηριακή παρακέντηση και καθετηριασμό μπορεί να χρησιμοποιηθεί η τεχνική Seldinger. Αρχικά, δημιουργείται μια εγκοπή στο δέρμα στο σημείο που έχει εντοπιστεί η επιθυμητή αρτηρία. Κατόπιν, μια βελόνα Seldinger με βαλβίδα εισάγεται στο σημείο αυτό. Στη συνέχεια, η βαλβίδα αφαιρείται.⁵ Η είσοδος της βελόνας στο αγγείο αναγνωρίζεται από την εμφάνιση πίδακα αίματος στο ελεύθερο άκρο της εξαιτίας της αρτηριακής πίεσης, εφόσον το άλλο άκρο της βρίσκεται στον αυλό του αγγείου. Στη συνέχεια, ένα σύρμα-οδηγός J προωθείται διαμέσου της βελόνας στο αγγείο. Μετά από αυτό, η βελόνα αφαιρείται και αντικαθίσταται από ένα ενδοαγγειακό πλαστικό περίβλημα (θηκάρι), μέσω του οποίου μπορούν να προωθηθούν καθετήρες.⁶

1.4 Επιπλοκές κατά τον καθετηριασμό της κερκιδικής αρτηρίας

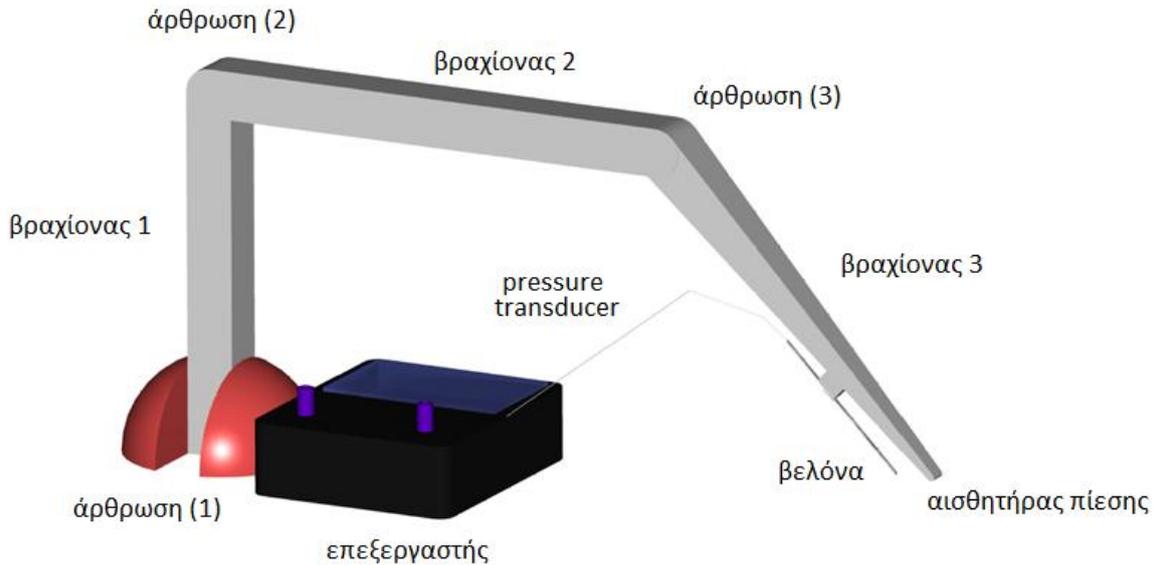
Συχνά, κατά την εισαγωγή της βελόνας στο χέρι του ασθενούς, η άκρη της διαπερνά το κάτω τοίχωμα του αγγείου, βγαίνοντας ουσιαστικά έξω από τον αυλό. Αυτό σημαίνει τραυματισμό του αγγείου. Επιπλέον, πολλές φορές απαιτείται δεύτερη, τρίτη ή και τέταρτη προσπάθεια για την επιτυχή εισαγωγή της βελόνας στον αυλό της αρτηρίας. Αυτό συνεπάγεται ανάλογα τραύματα στα τοιχώματα του αγγείου.⁷

Κάθε επεμβατική διαδικασία ενέχει κάποιον κίνδυνο σημαντικής αιμορραγίας. Χρησιμοποιώντας την κερκιδική και όχι τη μηριαία αρτηρία μπορεί να μειωθεί αυτός ο κίνδυνος από το σημείο της παρακέντησης, ιδιαίτερα σε παχύσαρκους ασθενείς ή ασθενείς

που παίρνουν θρομβολυτικά. Υπάρχουν, ωστόσο, κίνδυνοι οι οποίοι εμφανίζονται συγκεκριμένα στον καθετηριασμό της κερκιδικής αρτηρίας. Αν και σπάνια, σε μερικούς ασθενείς μπορεί να εμφανιστούν σπασμοί των μυών που βρίσκονται παράλληλα στο τοίχωμα της κερκιδικής αρτηρίας, που μπορεί να δυσκολέψουν τον ιατρό στον έλεγχο του καθετήρα. Αντιμετωπίζονται, όμως, με φάρμακα στην πλειονότητα των περιπτώσεων. Ένας άλλος πιθανός κίνδυνος είναι ότι η κερκιδική αρτηρία μπορεί να αποφραχθεί μετά τη διαδικασία, ίσως λόγω θρόμβου που σχηματίζεται στην αρτηρία. Για την αντιμετώπιση αυτής της κατάστασης χορηγούνται θρομβολυτικά. Η απόφραξη της κερκιδικής αρτηρίας, σε περίπτωση που συμβεί, δεν προκαλεί σοβαρά προβλήματα στο χέρι, καθώς υπάρχει επαρκής αιμάτωση μέσω της ωλένιας αρτηρίας.¹

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Περιγραφή Διάταξης

Η διάταξη που μελετάται είναι ένας μηχανισμός ο οποίος αυτοματοποιημένα θα είναι σε θέση να εντοπίζει την κερκιδική αρτηρία του ασθενούς και να ξεκινάει τον καθετηριασμό εισάγοντας με επιτυχία τη βελόνα στο αγγείο.



Εικόνα 2: Σχηματική αναπαράσταση του μηχανισμού

Όπως φαίνεται στο παραπάνω σχήμα, ο μηχανισμός αποτελείται από τα εξής βασικά στοιχεία:

- 1) 3 ρομποτικοί βραχίονες συνδεδεμένοι με στροφικές αρθρώσεις
- 2) Αισθητήρας πίεσης για τον εντοπισμό του αγγείου
- 3) Βηματικός κινητήρας για την άρθρωση (1)
- 4) 2 σερβοκινητήρες για τις αρθρώσεις (2) και (3)
- 5) Ευθύγραμμος σερβοκινητήρας για την ώθηση της βελόνας
- 6) Αισθητήρας πίεσης για την επικύρωση εισόδου της βελόνας στην αρτηρία (pressure transducer)
- 7) Πλακέτα ελέγχου/επεξεργαστής

Η αλγοριθμική διαδικασία για την λειτουργία του μηχανισμού περιγράφεται από τα εξής βήματα:

- i. Αρχικά, το ιατρικό προσωπικό οφείλει να τοποθετήσει το αριστερό χέρι του ασθενούς στην ειδική θέση του μηχανήματος με τον καρπό στα μαρκαρισμένα

σημεία και την παλάμη προς τα πάνω. Στη συνέχεια, πρέπει να δεθεί το χέρι, ώστε να εξασφαλιστεί η σταθερή θέση του κατά τη διάρκεια της διαδικασίας.

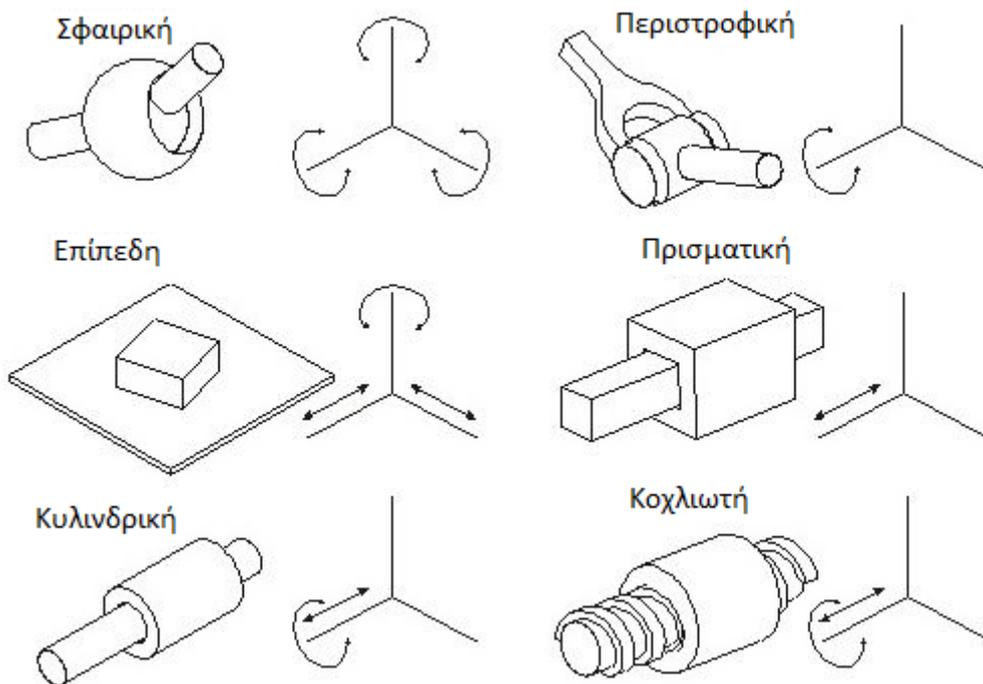
- ii. Σε επόμενο στάδιο, ο χειριστής-ιατρός θέτει σε λειτουργία το μηχάνημα. Οπότε, με κίνηση των αρθρώσεων (2) και (3), η άκρη του ρομποτικού χεριού αρχίζει να κινείται προς τα κάτω και να προσεγγίζει το χέρι του ασθενούς σε σημείο λίγο πάνω από τον καρπό. Η διαδικασία αυτή διακόπτεται όταν η άκρη εντοπίζει το αντιβράχιο (ή πήχη) του ασθενούς, καθώς τότε ενεργοποιείται ο αισθητήρας πίεσης που βρίσκεται τοποθετημένος στο άκρο του οργάνου.
- iii. Μόλις γίνει ο εντοπισμός του χεριού του ασθενούς, οι αρθρώσεις (2) και (3) «κλειδώνουν» στις τιμές που έχουν. Αμέσως μετά ενεργοποιείται η άρθρωση (1). Ο μηχανισμός κινείται μέσω της άρθρωσης (1) από το κέντρο του χεριού προς την κερκιδική πλευρά με βήμα γωνία $\alpha_1 = 5^\circ$. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το άκρο του μηχανισμού να κάνει δεκαέξι στάσεις ακτινικά του αντιβραχίου. Σε κάθε μια στάση, ο αισθητήρας πίεσης καταγράφει το σήμα που μεταδίδει ο παλμός της αρτηρίας και το αναλύει, εντοπίζοντας σε ποια γωνία σημειώνεται η μεγαλύτερη απόκλιση μεταξύ μέγιστης και της ελάχιστης τιμής του σε διάρκεια 1,5 δευτερολέπτου. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται τρεις φορές. Στο τέλος των μετρήσεων, υπολογίζεται η μέση τιμή των συντεταγμένων των τριών μετρήσεων με την υψηλότερη διαφορά ανάμεσα στη μέγιστη και την ελάχιστη τιμή πίεσης. Η άκρη του μηχανισμού προσεγγίζει αυτή τη θέση, η οποία αντιστοιχεί στο σημείο από όπου διέρχεται η κερκιδική αρτηρία.
- iv. Στο σημείο αυτό «κλειδώνει» η θέση του μηχανισμού και ενεργοποιείται ο ευθύγραμμος σερβοκινητήρας, ο οποίος μετακινεί τη βελόνα προς τα κάτω και άρα μέσα στην αρτηρία. Η εισχώρηση της βελόνας στο χέρι του ασθενούς σταματά, όταν ο αισθητήρας πίεσης για το σταμάτημα της βελόνας ενεργοποιηθεί, κατά τη στιγμή που το άκρο της βρεθεί στον αυλό της αρτηρίας. Αυτό συμβαίνει, λόγω της αυξημένης πίεσης του αρτηριακού αίματος, καθώς εμφανίζεται αίμα με πίεση στο άλλο άκρο της βελόνας όπου είναι προσαρμοσμένος ο αισθητήρας. Για την περίπτωση αποτυχίας, υπάρχει δικλείδα ασφαλείας που σταματά την κίνηση της βελόνας, αν ξεπεράσει τα 1,8 cm μέσα στο αντιβράχιο και δεν εντοπίσει την αρτηρία.
- v. Μετά τον τερματισμό της κίνησης της βελόνας, ο ιατρός έχει πλέον τη βελόνα με το άκρο της επιτυχώς στον αυλό της αρτηρίας του ασθενούς. Επομένως, είναι σε θέση

να ολοκληρώσει τον καθετηριασμό, ξεπερνώντας τις δυσκολίες και επιπλοκές που ενέχει η χειροκίνητη εισαγωγή της βελόνας στην αρτηρία του ασθενούς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Ανάλυση κίνησης ρομποτικών αρθρώσεων

3.1 Τύποι αρθρώσεων

Οι ρομποτικοί βραχίονες αποτελούνται από σχεδόν άκαμπτα στοιχεία, που καλούνται μέλη και συνδέονται με αρθρώσεις. Οι αρθρώσεις συνδέουν γειτονικά μέλη και επιτρέπουν σε αυτά να κινούνται σχετικά το ένα ως προς το άλλο. Καθώς είναι εφοδιασμένες με αισθητήρες, είναι ικανές να καταγράφουν τη σχετική θέση δύο γειτονικών μελών. Ο όρος ολισθαίνον ζεύγος (lower pair) χρησιμοποιείται για να περιγράψει μια άρθρωση που χαρακτηρίζεται από δύο επιφάνειες που η μία ολισθαίνει πάνω στην άλλη. Στο παρακάτω σχήμα φαίνονται οι έξι πιθανές περιπτώσεις αρθρώσεων ολισθαίνοντος ζεύγους:



Εικόνα 3: Τύποι ρομποτικών αρθρώσεων

Όπως παρατηρείται από το σχήμα, οι έξι τύποι αρθρώσεων (σφαιρική, περιστροφική, επίπεδη, πρισματική, κυλινδρική και κοχλιωτή) δεν έχουν τους ίδιους βαθμούς ελευθερίας. Συνήθως, οι μηχανικοί προτιμούν τις αρθρώσεις με ένα μόνο βαθμό ελευθερίας. Επομένως, οι αρθρώσεις που χρησιμοποιούνται στους περισσότερους βραχίονες είναι δύο ειδών:

- a. Οι αρθρώσεις ολίσθησης που ονομάζονται πρισματικές (prismatic joints). Η μετρούμενη διαφορά στη θέση δύο μελών σε αυτήν την περίπτωση καλείται απλή μετατόπιση (joint offset).
- b. Οι αρθρώσεις που κινούνται περιστροφικά και καλούνται περιστροφικές αρθρώσεις (revolute joints). Η κίνηση μιας περιστροφικής άρθρωσης μετριέται με βάση τη γωνία που σχηματίζουν τα δύο κινούμενα μέλη. Η γωνία αυτή καλείται γωνία άρθρωσης (joint angle).⁸

3.2 Ρομποτικό σύστημα σημείου-προς-σημείο (ΣΠΣ)

Στη γενική περίπτωση, κατά τη λειτουργία ΣΠΣ το ρομπότ κινείται σε μια θέση που ορίζεται αριθμητικά, στην οποία σταματάει και το τελικό στοιχείο δράσης εκτελεί την επιθυμητή εργασία, ενώ το ρομπότ είναι σταματημένο. Όταν συμπληρωθεί η εργασία, το ρομπότ κινείται στο επόμενο σημείο και ο κύκλος επαναλαμβάνεται. Στα συστήματα ΣΠΣ η τροχιά και η ταχύτητα του ρομπότ κατά τη μετάβαση του από σημείο σε σημείο δεν έχουν ιδιαίτερη σημασία και έτσι τα συστήματα αυτά διαθέτουν απλά μετρητές της αξονικής θέσης για τον έλεγχο της τελικής θέσης του ρομπότ. Οι συντεταγμένες κάθε επιθυμητής θέσης φορτώνονται στους μετρητές με διακριτική ικανότητα που εξαρτάται από τη ΒΜΔΙ (βασική μονάδα διακριτικής ικανότητας) του συστήματος. Η ΒΜΔΙ αντιστοιχεί στη μικρότερη επιτρεπτή μεταβολή (αύξηση ή μείωση) θέσης στα ρομποτικά προγράμματα. Κατά την κίνηση του ρομπότ, ο κωδικοποιητής κάθε άρθρωσης στέλνει παλμούς που παριστάνουν τη θέση της άρθρωσης (γραμμικής ή στροφικής). Κάθε άξονας είναι εφοδιασμένος με ένα μετρητή στον οποίο στέλνονται οι παλμοί του αντίστοιχου κωδικοποιητή. Στην αρχή, ο μετρητής κάθε άξονα φορτώνεται με την απαιτούμενη μεταβολή της θέσης του άξονα (σε ΒΜΔΙ), ώστε το ρομπότ να μεταβεί τελικά στο επιθυμητό σημείο. Κατά την κίνηση του βραχίονα του ρομπότ, το περιεχόμενο κάθε μετρητή μειώνεται σταδιακά κατά τους παλμούς που φθάνουν από τον αντίστοιχο κωδικοποιητή. Όταν το περιεχόμενο των μετρητών όλων των αξόνων γίνει μηδέν, το ρομπότ βρίσκεται στη νέα του θέση.

Υπάρχουν δύο βασικοί τύποι ρομποτικών συστημάτων ΣΠΣ. Στον πρώτο τύπο, κάθε άξονας κινείται από τη μια θέση στην επόμενη όσο πιο γρήγορα μπορεί, οπότε και η κίνηση στον αντίστοιχο άξονα σταματάει, μόλις προσεγγιστεί η αντίστοιχη συντεταγμένη.

Στο δεύτερο τύπο, όλοι οι άξονες σταματούν την κίνηση τους ταυτόχρονα. Στην περίπτωση αυτή, σε κάθε μετακίνηση υπολογίζεται ο χρόνος τον οποίο χρειάζεται ο πιο αργός άξονας και με βάση αυτόν το χρόνο υπολογίζονται οι ταχύτητες των άλλων αξόνων.⁹

3.3 Τροχιά Κίνησης

Όπως έχει περιγραφεί, ο μηχανισμός έχει τρεις περιστροφικές αρθρώσεις. Ο σκοπός αυτών των αρθρώσεων είναι η δυνατότητα κίνησης για τον εντοπισμό του σωστού σημείου για την εισαγωγή της βελόνας στην αρτηρία του ασθενούς.

Για να κινηθεί ο ρομποτικός βραχίονας με τον επιθυμητό τρόπο, θα πρέπει να έχει προηγηθεί ένας προγραμματισμός τροχιάς. Ο όρος *προγραμματισμός (ή σχεδιασμός) τροχιάς* σημαίνει τον προσδιορισμό της πραγματικής τροχιάς (δρόμου ή καμπύλης) κατά μήκος της οποίας θα κινηθεί το τελικό στοιχείο δράσης (εργαλείο). Καθώς ο συγκεκριμένος ρομποτικός μηχανισμός είναι τύπου ΣΠΣ, λαμβάνονται υπ' όψιν δύο είδη περιορισμών:

α) Μέγιστη επιτρεπτή επιτάχυνση και ταχύτητα κάθε άξονα (άρθρωσης)

β) Περιορισμοί που οφείλονται στη γεωμετρία και στον χώρο που περιβάλλει το ρομπότ

Η εργασία ενός ρομπότ καθορίζεται από μια ακολουθία σημείων που λέγονται τελικά σημεία και αποθηκεύονται στη μνήμη του υπολογιστή. Το πρόγραμμα χρησιμοποιεί σαν δεδομένα τις τιμές των συντεταγμένων των τελικών σημείων των αξόνων (στροφικών ή γραμμικών). Οι εντολές που προκύπτουν στέλνονται στα αντίστοιχα συστήματα ελέγχου και έτσι αρχίζει η κίνηση. Η κίνηση από την αρχή προς το τέλος προσδιορίζεται επιλύοντας το ανάστροφο κινηματικό πρόβλημα που αντιστοιχεί στο τελικό σημείο, δηλαδή μετασχηματίζοντας τις συντεταγμένες του τελικού σημείου σε αντίστοιχες εντολές των αξόνων (αρθρώσεων) κίνησης. Ο δρόμος που τελικά ακολουθεί το ρομπότ μεταξύ των διαδοχικών σημείων δεν μπορεί να προβλεφθεί ακριβώς και συνήθως δεν είναι ευθύγραμμος.

Η ανάγκη υποδιαίρεσης του δρόμου σε μικρά τμήματα οφείλεται στο γεγονός ότι στα μη καρτεσιανά ρομπότ τα συστήματα κινηματικής αντιστροφής δεν μπορούν να δώσουν ευθύγραμμη κίνηση μεταξύ των τελικών σημείων. Υποδιαιρώντας τον ευθύγραμμο

δρόμο σε μικρά τμήματα, η πρακτικά λαμβανόμενη τροχιά είναι σχεδόν ευθύγραμμη. Η απόσταση μεταξύ των σημείων, η προκύπτουσα γραμμικότητα και η ταχύτητα με την οποία το ρομπότ κινείται εξαρτώνται δραστικά από την υπολογιστική ταχύτητα της αντιστροφής των κινηματικών εξισώσεων.⁹

3.4 Κινηματική Ανάλυση

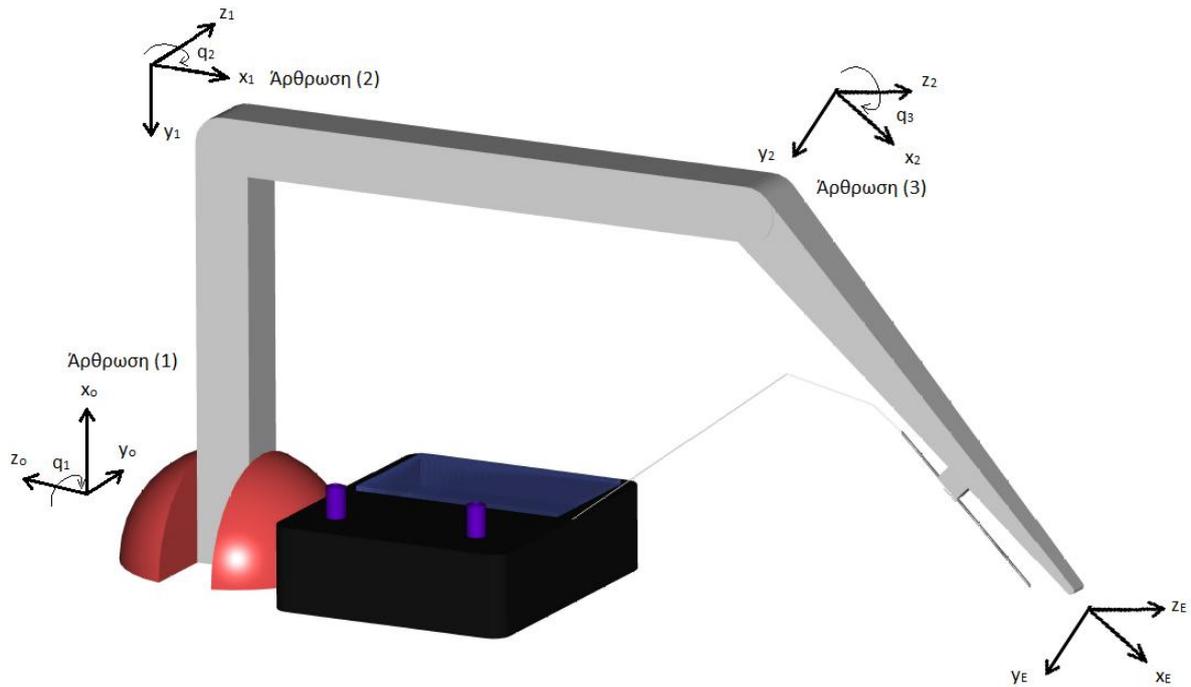
3.4.1 Ορθή και ανάστροφη κινηματική ανάλυση

Η κινηματική ανάλυση των ρομπότ ασχολείται με τη γεωμετρία της κίνησης αυτών ως προς ένα σταθερό σύστημα συντεταγμένων χωρίς να αναφέρεται στις δυνάμεις/ροπές που προκαλούν την κίνηση τους. Δηλαδή η ρομποτική κινηματική αναφέρεται στη μορφή των ρομπότ μέσα στο χώρο και στις σχέσεις μεταξύ των μεταβλητών μοντελοποίησης τους. Η ρομποτική κινηματική διακρίνεται στην ορθή κινηματική που ασχολείται με το ευθύ κινηματικό πρόβλημα και την ανάστροφη κινηματική που επιλύει τις κινηματικές εξισώσεις (ανάστροφο κινηματικό πρόβλημα).

Όπως προαναφέρθηκε, χρειάζεται να επιλυθεί το ανάστροφο κινηματικό πρόβλημα που αντιστοιχεί στο τελικό σημείο, ώστε να προκύψουν οι αντίστοιχες εντολές των αξόνων (αρθρώσεων) κίνησης. Για να γίνει αυτό, πρέπει να ακολουθηθεί η εξής διαδικασία:

- Τοποθέτηση των αξόνων συντεταγμένων στις αρθρώσεις του ρομπότ,
- Πραγματοποίηση της ορθής κινηματικής ανάλυσης του ρομπότ,
- Επίλυση του ανάστροφου κινηματικού προβλήματος βασιζόμενοι στα αποτελέσματα της ορθής κινηματικής ανάλυσης.⁹

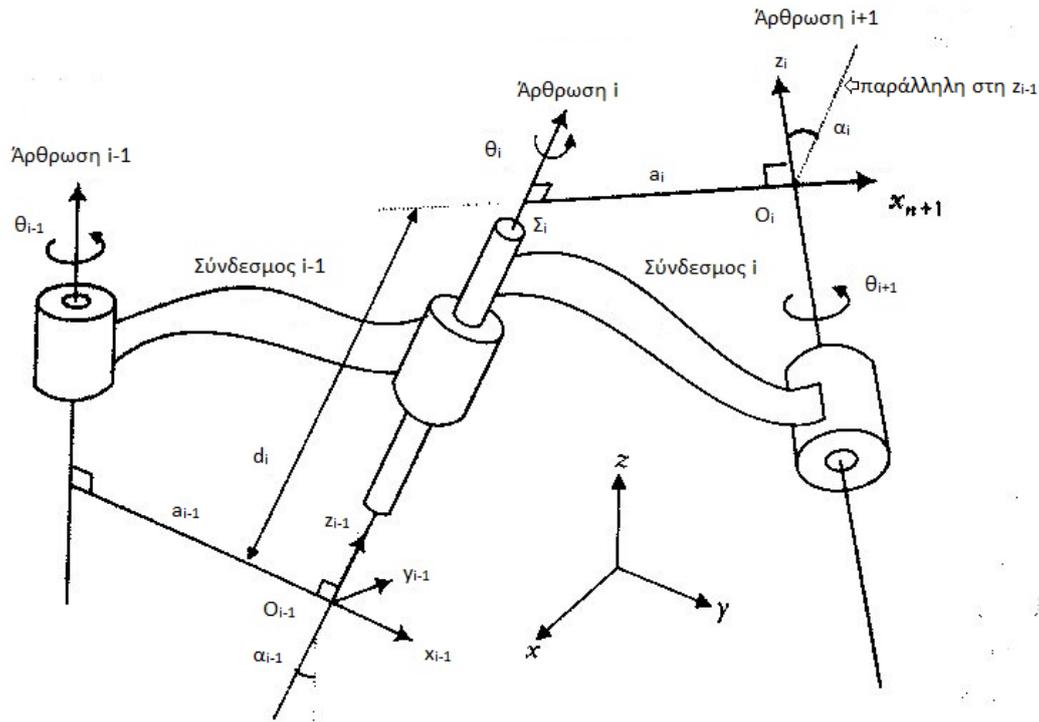
Αρχικά, έγινε τοποθέτηση των αξόνων συντεταγμένων για κάθε άρθρωση πάνω στο σχήμα που απεικονίζει το ρομποτικό βραχίονα:



Εικόνα 4: Άξονες συντεταγμένων αρθρώσεων

Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε η ορθή κινηματική ανάλυση του μοντέλου με χρήση της μεθόδου Denavit-Hartenberg. Κατά την ορθή κινηματική ανάλυση, χρησιμοποιούμε μαθηματικά εργαλεία για να αναλύσουμε «κινηματικά» τους ρομποτικούς βραχίονες. Συγκεκριμένα, με ομογενείς μετασχηματισμούς, περιγράφεται η θέση και ο προσανατολισμός των συνδέσμων του ρομποτικού βραχίονα.

Η μέθοδος Denavit-Hartenberg (D-H) χρησιμοποιεί ένα ελάχιστο πλήθος παραμέτρων για την πλήρη περιγραφή της κινηματικής αλυσίδας.



Εικόνα 5: Συμβολισμοί της μεθόδου Denavit-Hartenberg

Στο παραπάνω σχήμα εικονίζονται δύο διαδοχικοί σύνδεσμοι $i-1$ και i , όπως και οι αντίστοιχες αρθρώσεις i και $i+1$. Η ευθεία $\Sigma_i O_i$ είναι η κοινή κάθετος των αξόνων i και $i+1$. Η σχέση μεταξύ των δύο συνδέσμων περιγράφεται από τη σχετική θέση και το σχετικό προσανατολισμό των δύο πλαισίων συντεταγμένων που είναι προσαρτημένα στους συνδέσμους. Σημειώνεται ότι το πλαίσιο συντεταγμένων του συνδέσμου i βρίσκεται στην άρθρωση $i+1$ και όχι στην άρθρωση i . Ο άξονας x_i βρίσκεται στην προέκταση της κοινής καθέτου $\Sigma_i O_i$ και ο άξονας z_i βρίσκεται πάνω στον άξονα της άρθρωσης $i+1$, ενώ ο άξονας y_i εκλέγεται, έτσι ώστε το πλαίσιο $O_i x_i y_i z_i$ να είναι δεξιόστροφο.

Η σχετική θέση των πλαισίων $O_{i-1} x_{i-1} y_{i-1} z_{i-1}$ και $O_i x_i y_i z_i$ καθορίζεται από τις εξής τέσσερις παραμέτρους:

a_i : το μήκος της κοινής καθέτου $\Sigma_i O_i$

d_i : η απόσταση της αρχής O_{i-1} και του σημείου Σ_i

α_i : η γωνία μεταξύ του άξονα της άρθρωσης i (δηλαδή του άξονα z_{i-1}) και του άξονα z_i κατά την δεξιόστροφη φορά

θ_i : η γωνία μεταξύ του άξονα x_{i-1} και της κοινής καθέτου (στροφή γύρω από τον άξονα z_{i-1}) κατά τη δεξιόστροφη φορά

Οι παράμετροι a_i και α_i ορίζονται από τη γεωμετρία και είναι σταθερές. Όταν η άρθρωση i κινείται, τότε μία από τις άλλες δύο παραμέτρους μεταβάλλεται. Συγκεκριμένα, αν η άρθρωση είναι πρισματική, μεταβάλλεται η παράμετρος d_i , ενώ αν η άρθρωση είναι περιστροφική (όπως στο μηχανισμό που αναλύεται), τότε μεταβάλλεται η θ_i .

Επομένως, η μετάβαση από το πλαίσιο $O_{i-1}x_{i-1}y_{i-1}z_{i-1}$ στο πλαίσιο $O_ix_iy_iz_i$ γίνεται ως εξής:

- i. Περιστροφή του πλαισίου $i-1$ γύρω από τον άξονα z_{i-1} κατά τη γωνία θ_i .
- ii. Μετατόπιση του πλαισίου $i-1$ κατά μήκος του άξονα z_{i-1} κατά d_i .
- iii. Μετατόπιση του ήδη στραφέντος άξονα x_{i-1} (που τώρα συμπίπτει με τον x_i) κατά μήκος της κοινής καθέτου κατά a_i .
- iv. Περιστροφή γύρω από τον x_i κατά γωνία α_i .^{9,10}

Από την ανάλυση με τη χρήση της μεθόδου Denavit-Hartenberg, προκύπτει ο παρακάτω πίνακας:

Πίνακας 1: Παράμετροι μεθόδου Denavit-Hartenberg

I	θ_i	d_i	α_i	a_i
1	q_1	0	$-\pi/2$	l_1
2	q_2	0	0	l_2
E=3	q_3	0	0	l_3

Με βάση αυτόν τον πίνακα, προκύπτουν οι αντίστοιχες μήτρες μεταφοράς από το αρχικό σύστημα αναφοράς, στο σύστημα αναφοράς της 1^{ης} άρθρωσης, από αυτό στο σύστημα της 2^{ης} άρθρωσης και από αυτό στο σύστημα της 3^{ης} που είναι και το τελευταίο. Οι μήτρες αυτές υπολογίζονται με την χρήση των στοιχείων του πίνακα 1 και το γενικό τύπο της μήτρας που παρατίθεται παρακάτω:

$$A_i^{i-1} = \begin{bmatrix} \cos[\theta_i] & -\sin[\theta_i]\cos[\alpha_i] & \sin[\theta_i]\sin[\alpha_i] & a_i * \cos[\theta_i] \\ \sin[\theta_i] & \cos[\theta_i]\cos[\alpha_i] & -\cos[\theta_i]\sin[\alpha_i] & a_i * \sin[\theta_i] \\ 0 & \sin[\alpha_i] & \cos[\alpha_i] & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Για ευκολία στους υπολογισμούς, γίνονται οι εξής συμβάσεις: $\text{Sin}[q_i] = s_i$,
 $\text{Cos}[q_i] = c_i$, $\text{Sin}[q_i + q_j] = s_{ij}$, $\text{Cos}[q_i + q_j] = c_{ij}$

Έτσι, έχουμε:

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} c_1 & 0 & s_1 & l_1 c_1 \\ s_1 & 0 & c_1 & l_1 s_1 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & l_2 c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & l_2 s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_E^2 = A_3^2 = \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & l_3 c_3 \\ s_3 & c_3 & 0 & l_3 s_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Με πολλαπλασιασμό των μητρών, μπορεί να βρεθεί η μήτρα μεταφοράς από το αρχικό σύστημα συντεταγμένων ως το τελικό σημείο:

$$T = A_E^0 = A_1^0 * A_2^1 * A_3^2$$

$$T = \begin{bmatrix} c_1 c_2 c_3 - c_1 s_2 s_3 & -c_1 c_2 s_3 - c_1 s_2 c_3 & -s_1 & l_1 c_1 + l_2 c_1 c_2 + l_3 (c_1 c_2 c_3 - c_1 s_2 s_3) \\ s_1 c_2 c_3 - s_1 s_2 s_3 & -s_1 c_2 s_3 - s_1 s_2 c_3 & c_1 & l_1 s_1 + l_2 s_1 c_2 + l_3 (s_1 c_2 c_3 - s_1 s_2 s_3) \\ -s_2 c_3 - c_2 s_3 & -s_2 s_3 - c_2 c_3 & 0 & -l_2 s_2 + l_3 (-s_2 c_3 - c_2 s_3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T = \begin{bmatrix} c_1 c_{23} & -c_1 s_{23} & -s_1 & l_1 c_1 + l_2 c_1 c_2 + l_3 c_1 c_{23} \\ s_1 c_{23} & -s_1 s_{23} & c_1 & l_1 s_1 + l_2 s_1 c_2 + l_3 s_1 c_{23} \\ -s_{23} & -c_{23} & 0 & -l_2 s_2 - l_3 s_{23} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Ο πίνακας T μπορεί να μας δώσει τις συντεταγμένες του τελικού σημείου E ως προς το αρχικό σύστημα συντεταγμένων:

$$p_E^0(q_1, q_2, q_3) = \begin{bmatrix} p_{E_X} \\ p_{E_Y} \\ p_{E_Z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 c_1 + l_2 c_1 c_2 + l_3 c_1 c_{23} \\ l_1 s_1 + l_2 s_1 c_2 + l_3 s_1 c_{23} \\ -l_2 s_2 - l_3 s_{23} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Έχοντας τα αποτελέσματα της ορθής κινηματικής ανάλυσης, μπορεί να γίνει επίλυση του ανάστροφου κινηματικού μοντέλου. Επίλυση του ανάστροφου κινηματικού

μοντέλου σημαίνει έκφραση των μεταβλητών q_i ως προς τις τελικές συντεταγμένες $\begin{bmatrix} p_{E_X} \\ p_{E_Y} \\ p_{E_Z} \end{bmatrix}$

και τις σταθερές l_i . Αυτό θα γίνει χρησιμοποιώντας τις εξισώσεις των συντεταγμένων του τελικού σημείου:

$$p_{E_X} = l_1 c_1 + l_2 c_1 c_2 + l_3 c_1 c_{23} \quad (3.3)$$

$$p_{E_Y} = l_1 s_1 + l_2 s_1 c_2 + l_3 s_1 c_{23} \quad (3.4)$$

$$p_{E_Z} = -l_2 s_2 - l_3 s_{23} \quad (3.5)$$

Διαιρώντας τις (3.3) και (3.4), παίρνω:

$$\frac{p_{E_Y}}{p_{E_X}} = \frac{s_1(l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23})}{c_1(l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23})} = \frac{s_1}{c_1} = \tan q_1 \Rightarrow$$

$$q_1 = \tan^{-1} \frac{p_{E_Y}}{p_{E_X}} \quad (3.6)$$

Ακόμη, από τις (3.3) και (3.4), μπορώ να πάρω:

$$\left. \begin{aligned} (p_{E_X} - l_1 c_1)^2 &= c_1^2 (l_2 c_2 + l_3 c_{23})^2 \\ (p_{E_Y} - l_1 s_1)^2 &= s_1^2 (l_2 c_2 + l_3 c_{23})^2 \end{aligned} \right\} \Rightarrow (p_{E_X} - l_1 c_1)^2 + (p_{E_Y} - l_1 s_1)^2 = (l_2 c_2 + l_3 c_{23})^2 \quad (3.7)$$

Και από την (3.5):

$$(p_{E_Z})^2 = (l_2 s_2 + l_3 s_{23})^2 \quad (3.8)$$

Προσθέτοντας κατά μέλη τις (3.7) και (3.8), έχω:

$$(p_{E_X} - l_1 c_1)^2 + (p_{E_Y} - l_1 s_1)^2 + (p_{E_Z})^2 = (l_2 c_2 + l_3 c_{23})^2 + (l_2 s_2 + l_3 s_{23})^2 \Rightarrow$$

$$(p_{E_X} - l_1 c_1)^2 + (p_{E_Y} - l_1 s_1)^2 + (p_{E_Z})^2 = l_2^2 + l_3^2 + 2l_2 l_3 c_3 \Rightarrow$$

$$q_3 = \cos^{-1} \left[\frac{(p_{E_X} - l_1 c_1)^2 + (p_{E_Y} - l_1 s_1)^2 + (p_{E_Z})^2 - l_2^2 - l_3^2}{2l_2 l_3} \right] \quad (3.9)$$

Από τις (3.3) και (3.5), έχω:

$$\left. \begin{aligned} p_{E_X} - l_1 c_1 &= c_1 l_2 c_2 + c_1 l_3 c_{23} \\ p_{E_Z} &= -l_2 s_2 - l_3 s_{23} \end{aligned} \right\} \Rightarrow \left. \begin{aligned} p_{E_X} - l_1 c_1 &= -c_1 s_3 l_3 * s_2 + c_1 (l_2 + c_3 l_3) * c_2 \\ p_{E_Z} &= -(l_2 + c_3 l_3) * s_2 - s_3 l_3 * c_2 \end{aligned} \right\} \Rightarrow$$

$$\begin{bmatrix} -c_1 s_3 l_3 & c_1 (l_2 + c_3 l_3) \\ -(l_2 + c_3 l_3) & -s_3 l_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_2 \\ c_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{E_X} - l_1 c_1 \\ p_{E_Z} \end{bmatrix}$$

Με χρήση των τύπων Cramer¹¹, προκύπτει ως μεταβλητή το s_2 :

$$s_2 = \frac{D_{s_2}}{D} = \frac{\begin{vmatrix} p_{E_X} - l_1 c_1 & c_1 (l_2 + c_3 l_3) \\ p_{E_Z} & -s_3 l_3 \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} -c_1 s_3 l_3 & c_1 (l_2 + c_3 l_3) \\ -(l_2 + c_3 l_3) & -s_3 l_3 \end{vmatrix}} \Rightarrow$$

$$q_2 = \sin^{-1} \left[\frac{-s_3 l_3 (p_{E_X} - l_1 c_1) - p_{E_Z} c_1 (l_2 + c_3 l_3)}{c_1 s_3 l_3 s_3 l_3 + (l_2 + c_3 l_3) c_1 (l_2 + c_3 l_3)} \right] \Rightarrow$$

$$q_2 = \sin^{-1} \left[-\frac{s_3 l_3 (p_{E_X} - l_1 c_1) + p_{E_Z} c_1 (l_2 + c_3 l_3)}{c_1 (s_3 l_3)^2 + c_1 (l_2 + c_3 l_3)^2} \right] \Rightarrow$$

$$q_2 = \sin^{-1} \left[-\frac{s_3 l_3 (p_{E_X} - l_1 c_1) + p_{E_Z} c_1 (l_2 + c_3 l_3)}{c_1 l_2^2 + c_1 l_3^2 + 2c_1 c_3 l_2 l_3} \right] \quad (3.10)$$

Επομένως, καταλήγουμε στις εξής σχέσεις:

$$\begin{cases} q_1 = \tan^{-1} \frac{p_{E_Y}}{p_{E_X}} \end{cases} \quad (3.11)$$

$$\begin{cases} q_2 = \sin^{-1} \left[-\frac{s_3 l_3 (p_{E_X} - l_1 c_1) + p_{E_Z} c_1 (l_2 + c_3 l_3)}{c_1 (l_2^2 + l_3^2) + 2c_1 c_3 l_2 l_3} \right] \end{cases} \quad (3.12) \Rightarrow$$

$$\begin{cases} q_3 = \cos^{-1} \left[\frac{(p_{E_X} - l_1 c_1)^2 + (p_{E_Y} - l_1 s_1)^2 + (p_{E_Z})^2 - l_2^2 - l_3^2}{2l_2 l_3} \right] \end{cases} \quad (3.13)$$

Από τις παραπάνω σχέσεις (3.11), (3.12) και (3.13), είμαστε σε θέση να γνωρίζουμε τις τιμές των γωνιών q_1 , q_2 και q_3 των αρθρώσεων (1), (2) και (3), με δεδομένο το τελικό σημείο, στο οποίο θέλουμε να βρίσκεται το άκρο του μηχανισμού. Από αυτές τις σχέσεις, η (3.11) δίνει άμεσο αποτέλεσμα. Αντίθετα, στην (3.13) πρέπει να αντικατασταθεί η τιμή της q_1 από την (3.11) στα αντίστοιχα ημίτονα και συνημίτονα, ώστε να προκύψει η τιμή της q_3 . Ομοίως, στην (3.12) πρέπει να αντικατασταθούν οι τιμές της q_1 και της q_3 από τις (3.11) και (3.13) αντίστοιχα στα αντίστοιχα ημίτονα και συνημίτονα, ώστε να προκύψει η τιμή της q_2 .

3.4.2 Εντοπισμός Χεριού

Όπως έχει περιγραφεί, το μηχάνημα θα βρίσκεται σε σταθερή βάση και το χέρι του ασθενούς θα τοποθετείται από κάτω, προκειμένου να πραγματοποιηθεί η διαδικασία. Πρώτο βήμα σε αυτή τη διαδικασία είναι ο εντοπισμός του χεριού από το μηχάνημα. Απαραίτητος σε αυτό είναι ένας αισθητήρας πίεσης.

Η αρχική θέση του οργάνου προϋποθέτει γωνία $q_1 = 0$, δηλαδή $s_1 = 0$ και $c_1 = 1$. Το αντιβράχιο του ασθενούς τοποθετείται ακριβώς από κάτω σε σταθερή βάση, σε απόσταση l_1 κάτω από το άκρο του μηχανισμού. Στη συνέχεια, η άκρη του εργαλείου αρχίζει να μετακινείται κατακόρυφα προς τα κάτω, έως ότου ληφθεί σήμα από τον αισθητήρα πίεσης, ο οποίος είναι τοποθετημένος επίσης στην άκρη του οργάνου, ότι υπάρχει εμπόδιο στο δρόμο του. Προφανώς, το εμπόδιο αυτό είναι το χέρι του ασθενούς, οπότε η διαδικασία μπορεί να προχωρήσει στον ακριβή εντοπισμό της αρτηρίας για την εισαγωγή της βελόνας.

Η αρχικοποίηση της τιμής της $q_1 = 0$ μετατρέπει τις εξισώσεις (3.11), (3.12) και (3.13) στη μορφή:

$$\begin{cases} q_{1\alpha} = 0 & (3.14) \end{cases}$$

$$\begin{cases} q_{2\alpha} = \sin^{-1} \left[-\frac{s_3 l_3 (p_{E_X} - l_1) + p_{E_Z} (l_2 + c_3 l_3)}{l_2^2 + l_3^2 + 2c_3 l_2 l_3} \right] & (3.15) \end{cases}$$

$$\begin{cases} q_{3\alpha} = \cos^{-1} \left[\frac{(p_{E_X} - l_1)^2 + (p_{E_Y})^2 + (p_{E_Z})^2 - l_2^2 - l_3^2}{2l_2 l_3} \right] & (3.16) \end{cases}$$

3.4.3 Ακριβής εντοπισμός αρτηρίας

Μόλις εντοπισθεί το χέρι, το όργανο εκτελεί μια περιστροφική κίνηση κατά μήκος του τόξου του αντιβραχίου με ταυτόχρονη πραγματοποίηση μετρήσεων πίεσης, ώστε να μπορεί να εντοπισθεί με ακρίβεια σε ποιο σημείο ακριβώς βρίσκεται η κερκιδική αρτηρία. Η κίνηση αυτή περιλαμβάνει «κλείδωμα» των αρθρώσεων q_2, q_3 στις τιμές που είχαν για τις οποίες εντοπίστηκε το χέρι και στη συνέχεια βηματική μετακίνηση της άρθρωσης q_1 κατά μήκος του τόξου του αντιβραχίου με δεδομένο βήμα 5° και ταυτόχρονη λήψη μετρήσεων πίεσης στις αντίστοιχες θέσεις. Το σημείο στο οποίο η πίεση έχει την υψηλότερη αυξομείωση βρίσκεται και η αρτηρία. Η κυκλική κίνηση του οργάνου συνεισφέρει στη διατήρηση του άξονα της βελόνας κάθετα στην επιφάνεια του δέρματος.

Σε αυτό το σημείο πρέπει να εξηγηθεί πως η κίνηση μόνο της άρθρωσης q_1 επιφέρει κυκλική κίνηση του τελικού σημείου E. Με μεταβλητό μόνο το q_1 , οι συντεταγμένες του τελικού σημείου θα είναι:

$$\begin{cases} p_{E_X} = l_1 c_1 + l_2 c_1 c_2 + l_3 c_1 c_{23} \\ p_{E_Y} = l_1 s_1 + l_2 s_1 c_2 + l_3 s_1 c_{23} \\ p_{E_Z} = -l_2 s_2 - l_3 s_{23} \end{cases} \Rightarrow$$

$$\begin{cases} p_{E_X} = c_1(l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23}) \\ p_{E_Y} = s_1(l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23}) \\ p_{E_Z} = -l_2 s_2 - l_3 s_{23} \end{cases} \Rightarrow$$

Από το παραπάνω, συμπεραίνουμε ότι η τιμή της συντεταγμένης p_{E_Z} παραμένει σταθερή, ενώ οι συντεταγμένες p_{E_X} και p_{E_Y} κινούνται πάνω σε κύκλο, καθώς:

$$\begin{cases} p_{E_X} = c_1(l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23}) \\ p_{E_Y} = s_1(l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23}) \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} (p_{E_X})^2 = (c_1(l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23}))^2 + \\ (p_{E_Y})^2 = (s_1(l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23}))^2 \end{cases} \Rightarrow$$

$$(p_{E_X})^2 + (p_{E_Y})^2 = (l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23})^2 = \text{σταθερό} \quad (3.17)$$

Όπως παρατηρούμε, ο κύκλος αυτός έχει κέντρο το $(0, 0, p_{E_Z})$ και ακτίνα

$$\rho = l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23}.$$

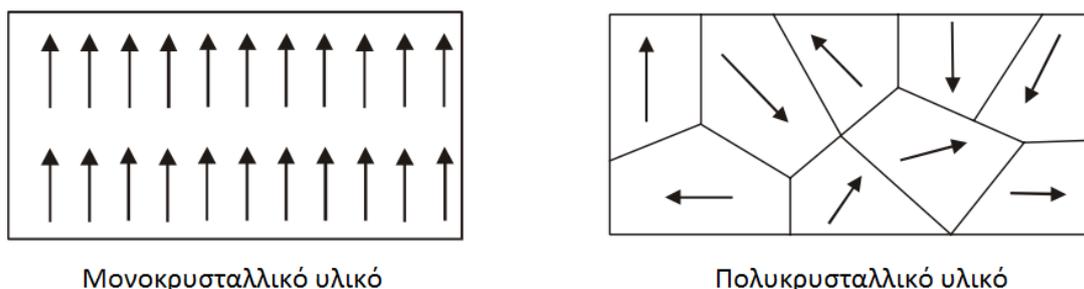
Με βάση την απαιτούμενη καμπυλότητα του τόξου που θα διανύει το μηχάνημα, τοποθετείται η βάση του μηχανήματος που αντιστοιχεί και στην αρχή των αξόνων σε σχέση με τη βάση που θα τοποθετείται το αντιβράχιο του ασθενούς.

Μετά την ολοκλήρωση των μετρήσεων, οι αρθρώσεις του εργαλείου επιστρέφουν στο σημείο όπου εντοπίστηκε η μεγαλύτερη μέτρηση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Αισθητήρας Πίεσης

4.1 Το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο

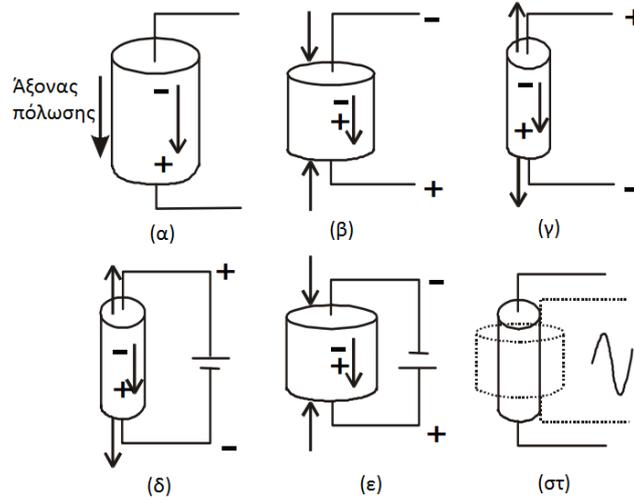
Ένα πιεζοηλεκτρικό υλικό παράγει ηλεκτρικό ρεύμα όταν υποστεί μια μηχανική πίεση. Αντίστροφα, προκύπτει μια μηχανική παραμόρφωση σε ένα τέτοιο υλικό όταν εφαρμοστεί σε αυτό ένα ηλεκτρικό πεδίο. Το φαινόμενο αυτό εμφανίζεται σε κρυστάλλους που δεν έχουν κέντρο συμμετρίας. Για να εξηγηθεί αυτό, πρέπει να εξεταστούν τα επιμέρους μόρια που συνθέτουν τον κρύσταλλο. Κάθε μόριο έχει μια πολικότητα και ονομάζεται δίπολο, καθώς το ένα άκρο του είναι πιο αρνητικά φορτισμένο, λόγω συσσώρευσης ηλεκτρονίων, και το άλλο πιο θετικά φορτισμένο. Αυτό είναι αποτέλεσμα των ατόμων που αποτελούν το μόριο και τον τρόπο με τον οποίο διαμορφώνονται τα μόρια. Σε ένα μονοκρυσταλλικό υλικό οι πολικοί άξονες των διπόλων κείνται σε μία κατεύθυνση. Επομένως, η δομή αυτή εμφανίζει συμμετρία, καθώς, αν τμηθεί το μονοκρυσταλλικό υλικό, οι πολικοί άξονες των διπόλων στα προκύπτοντα κομμάτια θα κείνται, επίσης, στην ίδια κατεύθυνση.¹² Αντίθετα, σε ένα πολυκρυσταλλικό υλικό, υπάρχουν περιοχές διαφορετικής πολικότητας, οι περιοχές Weiss (flux closure domains).¹³ Η κατανομή της πολικότητας σε αυτό το υλικό είναι ασύμμετρη, καθώς δεν υπάρχει σημείο στο οποίο θα μπορούσε να κοπεί ο κρύσταλλος και τα προκύπτοντα κομμάτια να έχουν ίδια πολικότητα με τον αρχικό. Αυτό παρουσιάζεται και στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 6 : Κατανομή ροπής διπόλων σε κρυσταλλικά υλικά

Για να παραχθεί το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, το πολυκρυσταλλικό υλικό θερμαίνεται υπό την επίδραση ενός ισχυρού ηλεκτρικού πεδίου. Η θερμότητα επιτρέπει στα μόρια να κινούνται πιο ελεύθερα, οπότε, λόγω του ηλεκτρικού πεδίου, τα δίπολα στρέφονται σχεδόν στην ίδια κατεύθυνση. Το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο μπορεί πλέον να παρατηρηθεί στον κρύσταλλο. Αν το υλικό συμπιεστεί, τότε θα εμφανίσει μια τάση εξόδου ίδιας πολικότητας με την τάση πολώσεως. Αν επιμηκυνθεί, θα εμφανίσει τάση αντίθετης

πολικότητας από την τάση εξόδου. Αντίστροφα, αν εφαρμοστεί στο υλικό τάση ίδιας πολικότητας με την τάση πολώσεως, τότε αυτό θα συμπιεστεί, ενώ με τάση αντίθετης πολικότητας, αυτό θα επιμηκυνθεί. Αν εφαρμοστεί εναλλασσόμενο σήμα, τότε το υλικό θα δονείται με συχνότητα ίδια με τη συχνότητα του σήματος. Αυτό φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα.¹²



Εικόνα 7: Εφαρμογή πιεζοηλεκτρικού φαινομένου

4.2 Μαθηματικό μοντέλο Πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων

Υπό επίδραση ασθενούς πεδίου, οι καταστατικές σχέσεις για ένα πιεζοηλεκτρικό υλικό είναι:

$$\begin{cases} D_i = e_{ij}^\sigma E_j + d_{im}^d \sigma_m \\ \varepsilon_k = d_{jk}^c E_j + s_{km}^E \sigma_m \end{cases} \Leftrightarrow \begin{bmatrix} D \\ \varepsilon \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e^\sigma & d^d \\ d^c & s^E \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E \\ \sigma \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

όπου το διάνυσμα $D_{3 \times 1}$ είναι η ηλεκτρική μετατόπιση (Coulomb/m²), $\varepsilon_{6 \times 1}$ είναι το διάνυσμα τάσης (αδιάστατο), $E_{3 \times 1}$ είναι το εφαρμοζόμενο ηλεκτρικό πεδίο (Volt/m) και $\sigma_{m,6 \times 1}$ είναι το διάνυσμα πίεσης (N/m²). Οι πιεζοηλεκτρικές σταθερές είναι η διηλεκτρική σταθερά (επιτρεπτότητα) e_{ij}^σ (Farad/m), οι πιεζοηλεκτρικοί συντελεστές d_{im}^d και d_{jk}^c (Coulomb/N) και η ελαστική παραμόρφωση s_{km}^E (m²/N). Ο πιεζοηλεκτρικός συντελεστής d_{jk}^c προσδιορίζει την τάση ανά μονάδα πεδίου σε σταθερή καταπόνηση και

ο d_{im}^d προσδιορίζει την ηλεκτρική μετατόπιση ανά μονάδα δύναμης σε σταθερό ηλεκτρικό πεδίο. Οι εκθέτες c και d έχουν προστεθεί για να διαφοροποιούν μεταξύ αντίστροφου και ευθέως πιεζοηλεκτρικού φαινομένου, παρόλο που στην πράξη οι συντελεστές ταυτίζονται αριθμητικά. Οι εκθέτες σ και E υποδεικνύουν ότι η ποσότητα μετράται υπό σταθερή πίεση και σταθερό ηλεκτρικό πεδίο. Για ένα φύλλο πιεζοηλεκτρικού υλικού, η κατεύθυνση της πόλωσης, η οποία βρίσκεται συνήθως παράλληλα με το πάχος του φύλλου, αντιπροσωπεύει το άξονα z, ενώ οι διαστάσεις του φύλλου τους άξονες x και y. Επομένως, έχουμε τον πίνακα d_{jk}^c :

$$d = \begin{bmatrix} 0 & 0 & d_{31} \\ 0 & 0 & d_{32} \\ 0 & 0 & d_{33} \\ 0 & d_{24} & 0 \\ d_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

όπου οι συντελεστές d_{31} , d_{32} , d_{33} σχετίζουν την κανονική τάνυση στις διευθύνσεις 1, 2 και 3 (x, y & z) αντίστοιχα με ένα πεδίο κατά μήκος της διεύθυνσης πόλωσης, E_3 . Οι συντελεστές d_{15} και d_{24} σχετίζουν την εγκάρσια τάνυση στο επίπεδο 1-3 με το πεδίο E_1 και την εγκάρσια τάνυση στο επίπεδο 2-3 με το πεδίο E_2 αντίστοιχα. Σημειώνεται ότι δεν είναι δυνατόν να διατηρηθεί εγκάρσια τάνυση στο επίπεδο 1-2 με απλή εφαρμογή ενός ηλεκτρικού πεδίου.¹⁴

Γενικά, ο πίνακας της παραμόρφωσης έχει την εξής μορφή:

$$s^E = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ S_{12} & S_{22} & S_{23} & 0 & 0 & 0 \\ S_{13} & S_{23} & S_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_{66} \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Και ο πίνακας επιτρεπτότητας έχει τη μορφή:

$$e^\sigma = \begin{bmatrix} e_{11}^\sigma & 0 & 0 \\ 0 & e_{22}^\sigma & 0 \\ 0 & 0 & e_{33}^\sigma \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Ενώ το διάνυσμα πίεσης έχεις τη μορφή:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{31} \\ \sigma_{12} \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Η εξίσωση που δίνει το D_i είναι η εξίσωση του αισθητήρα, ενώ η εξίσωση που δίνει το ε_k είναι η εξίσωση του ενεργοποιητή. Οι ενεργοποιητές βασίζονται στο αντίστροφο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Ο ενεργοποιητής είναι ενσωματωμένος σε μια διάταξη και εφαρμόζεται πάνω του ένα εξωτερικό ηλεκτρικό πεδίο, με αποτέλεσμα ένα πεδίο τάσης. Οι αισθητήρες βασίζονται στο ευθύ πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Ο αισθητήρας εκτίθεται σε ένα πεδίο πίεσης και, ως αντίδραση, δημιουργεί ένα επίπεδο τάσης το οποίο μετράται. Οπότε, για τον αισθητήρα, όπου το εφαρμοζόμενο εξωτερικό πεδίο είναι μηδενικό, η εξίσωση του D παίρνει τη μορφή:

$$\begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{24} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

Η παραπάνω εξίσωση συνοψίζει την αρχή λειτουργίας των πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων. Ένα εφαρμοζόμενο πεδίο πίεσης προκαλεί την εμφάνιση ηλεκτρικής μετατόπισης, ως αποτέλεσμα του ευθέως πιεζοηλεκτρικού φαινομένου. Σημειώνεται ότι η εγκάρσια πίεση στο επίπεδο 1-2, σ_6 , δεν δημιουργεί καμία ηλεκτρική διέγερση-απόκριση. Η ηλεκτρική μετατόπιση που προκύπτει συνδέεται με το παραγόμενο φορτίο με τη σχέση:

$$q = \iint [D_1 \quad D_2 \quad D_3] \begin{bmatrix} dA_1 \\ dA_2 \\ dA_3 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

όπου τα dA_1, dA_2, dA_3 είναι τα συστατικά της περιοχής του ηλεκτροδίου στα επίπεδα 2-3, 1-3 και 1-2 αντίστοιχα. Γίνεται, επομένως, αντιληπτό ότι το παραγόμενο φορτίο q εξαρτάται μόνο από τα συστατικά της απειροστής επιφάνειας του ηλεκτροδίου dA ανάλογα με τη μετατόπιση D . Οπότε, η παραγόμενη τάση V_c ανάμεσα στα ηλεκτρόδια του αισθητήρα είναι:

$$V_c = \frac{q}{C_p} \quad (4.8)$$

όπου C_p η χωρητικότητα του αισθητήρα.

Συνεπώς, μετρώντας την τάση που παράγεται από το πιεζοηλεκτρικό υλικό, είναι δυνατόν να υπολογιστεί η πίεση στο υλικό και η τάνυση. Οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται για τέτοιου είδους εργασία είναι σε μορφή φύλλου, με τις 2 όψεις τους επικαλυμμένες με λεπτά στρώματα ηλεκτροδίου. Οι άξονες 1 και 2 (x,y) βρίσκονται στο επίπεδο του φύλλου.¹⁴

4.3 Είδη πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων

Για μεγιστοποίηση της χρήσης του πιεζοηλεκτρικού φαινομένου, είναι επιθυμητή μια υψηλή τιμή της πιεζοηλεκτρικής σταθεράς. Τα πιεζοηλεκτρικά υλικά είναι συχνά πολωμένα προς μια κατεύθυνση, συμβατικά κατά μήκος του άξονα 3 (z). Η κατεύθυνση αυτή της πόλωσης καθορίζεται κατά τη διαδικασία πόλωσης, μετά την κατασκευή, όπου το πιεζοηλεκτρικό υλικό εκτίθεται σε ισχυρό ηλεκτρικό πεδίο προς την επιλεγμένη κατεύθυνση, σε συνθήκες υψηλής θερμοκρασίας, ώστε να μονιμοποιηθεί η πιεζοηλεκτρική του ιδιότητα. Ο πολωμένος κρύσταλλος είναι δυνατόν να χάσει τις πιεζοηλεκτρικές του ιδιότητες ή και να πολωθεί προς την αντίθετη κατεύθυνση, αν εκτεθεί σε ισχυρό ηλεκτρικό πεδίο αντίθετης κατεύθυνσης από την πόλωσή του. Σε ακόμα ισχυρότερα πεδία, μπορεί να υποστεί ηλεκτρική κατάρρευση και να χάσει όλες του τις πιεζοηλεκτρικές ιδιότητες.¹⁵ Το ίδιο μπορεί να συμβεί αν η θερμοκρασία του ξεπεράσει μια ορισμένη τιμή \rightarrow θερμοκρασία Curie.¹⁶

Τα πλεονεκτήματα των πιεζοηλεκτρικών υλικών που χρησιμοποιούνται ως αισθητήρες και ενεργοποιητές περιλαμβάνουν την ευκολία ένταξης σε ήδη υπάρχουσες κατασκευές, ευκολία ελέγχου μέσω της τάσης, χαμηλό βάρος, χαμηλές ενεργειακές απαιτήσεις, γραμμική λειτουργία υπό χαμηλό πεδίο και μεγάλο εύρος ζώνης. Σε γενικές γραμμές, τα πιεζοηλεκτρικά υλικά μπορούν να χωριστούν σε 2 κατηγορίες: τα πιεζοκεραμικά και τα πιεζοπολυμερή. Πιο συνηθισμένο πολυκεραμικό είναι το PZT (Lead Zirconate Titanate), ενώ, αντίστοιχα, πιο συνηθισμένο πιεζοπολυμερές είναι το PVDF (Polyvinylidene Fluoride).

Το PZT είναι συμπαγείς μορφές, συχνά εμπλουτισμένες με άλλες ουσίες, ώστε να αποκτήσουν συγκεκριμένες ιδιότητες. Αυτά τα κεραμικά παράγονται με ανάμειξη ποσοτήτων μολύβδου (lead), ζirkονίου (zirconium) και τιτανίου (titanium) σε μορφή σκόνης οξειδίων σε θερμοκρασίας 800 – 1000 °C. Κατά τη διάρκεια της ψύξης, το υλικό μετατρέπεται από παραηλεκτρικό σε φεροηλεκτρικό και η κυβική κυψελίδα του γίνεται τετράγωνη.¹⁴ Ως αποτέλεσμα, η κυψελίδα επιμηκύνεται σε μια κατεύθυνση και αποκτά μόνιμη διπολική ροπή κατά μήκος του μεγάλου άξονα. Ως κεραμικό, το PZT έχει υψηλή ακαμψία, ιδιότητα που το καθιστά κατάλληλο κυρίως για ενεργοποιητές, εξαιτίας της υψηλής ευαισθησίας ενεργοποίησης και της γρήγορης αντίδρασης ενεργοποίησης.¹⁵ Επιπλέον, η ευθραυστότητα του ως πιεζοκεραμικό υποβάλλει περιορισμούς στον ελάχιστο πάχος.¹⁴

Από την άλλη, το PVDF είναι ένα πολυμερές, το οποίο αποτελείται από μακριές αλυσίδες του επαναλαμβανόμενου μονομερούς ($-CH_2-CF_2-$). Τα άτομα υδρογόνου είναι θετικά φορτισμένα, σε αντίθεση με τα άτομα φθορίου που είναι αρνητικά φορτισμένα σε σχέση με τα άτομα του άνθρακα. Επομένως, το μονομερές αποκτά μια «εκ γενετής» διπολική ροπή. Η ταινία PVDF παράγεται με στερεοποίηση της από τηγμένη κατάσταση, οπότε και επιμηκύνεται προς μια συγκεκριμένη κατεύθυνση και πολώνεται. Στην υγρή φάση, οι μεμονωμένες πολυμερείς αλυσίδες είναι ελεύθερες να πάρουν οποιαδήποτε κατεύθυνση, οπότε μια ποσότητα υγρού δεν έχει συνολική διπολική ροπή. Μετά τη στερεοποίηση, οι πολυμερείς αλυσίδες βρίσκονται παραταγμένες κυρίως κατά μήκος της κατεύθυνσης της επιμήκυνσης. Αυτό, σε συνδυασμό με την πόλωση, προσδίδει στην ταινία μόνιμη διπολική ροπή, οπότε και λειτουργεί πλέον ως πιεζοηλεκτρικό υλικό.¹⁴ Η κατεύθυνση της επιμήκυνσης ορίζεται συμβατικά η 1 (x). Σε σχέση με το PZT, το PVDF είναι πιο εύκαμπτο, έχει μικρότερη ακαμψία και υψηλή απόσβεση. Εξαιτίας αυτών των χαρακτηριστικών, είναι καταλληλότερο ως αισθητήρας.¹⁵

Συμπερασματικά, είναι καλύτερη η χρήση PVDF για τη συσκευή η οποία παρουσιάζεται στην παρούσα εργασία, καθώς είναι πιο κατάλληλο για εφαρμογές αισθητήρων και είναι λιγότερο πιθανό να επηρεαστεί η δυναμική της δομής του σύμφωνα με το Young's Modulus.¹⁷ Επιπλέον, η κατασκευή του είναι πιο εύκολη και μπορεί να χρησιμοποιηθεί και φύλλο πολύ μικρού πάχους, έως και 40 μm.¹⁸ Σημειώνεται εδώ ότι το PVDF είναι πυροηλεκτρικό, δηλαδή η λειτουργία του εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη θερμοκρασία. Όμως, η λειτουργία της συσκευής θεωρείται ότι είναι σε θερμοκρασία

δωματίου χωρίς υψηλές διακυμάνσεις. Επομένως, η λειτουργία του αισθητήρα δεν επηρεάζεται.¹⁴

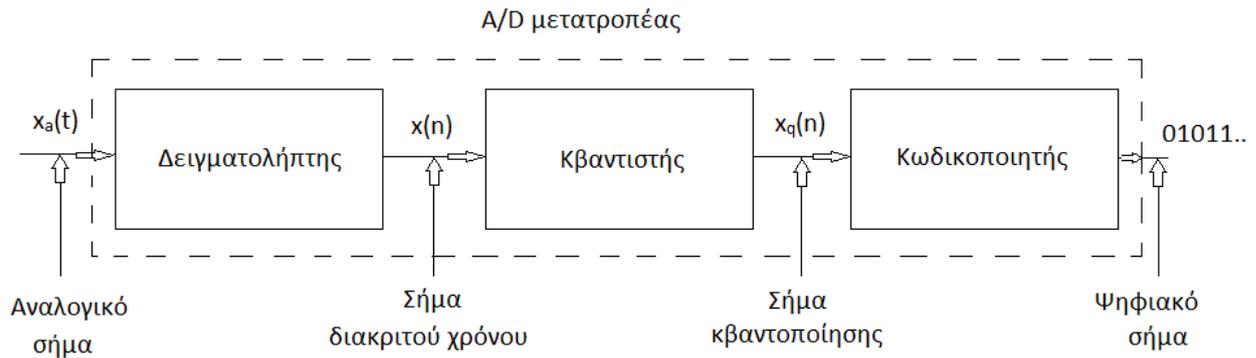
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Μετατροπή αναλογικής εξόδου αισθητήρα σε ψηφιακή

Ο αισθητήρας λαμβάνει λήψεις της πίεσης από το χέρι διάρκειας 1,5 δευτερολέπτου με δεδομένο βήμα 5°. Η έξοδος του αισθητήρα είναι αναλογική. Για ευχερέστερη επεξεργασία του σήματος, αυτό μετατρέπεται σε ψηφιακό με δειγματοληψία.

5.1 A/D μετατροπές

Για να επεξεργαστούμε τα αναλογικά σήματα με ψηφιακά μέσα, είναι πρώτα απαραίτητο να τα μετατρέψουμε σε ψηφιακή μορφή, δηλαδή να τα μετατρέψουμε σε μια ακολουθία αριθμών με πεπερασμένη ακρίβεια. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται αναλογική-ψηφιακή (A/D) μετατροπή και η αντίστοιχη συσκευή ονομάζεται A/D μετατροπέας. Παρακάτω θα εξεταστεί ο A/D μετατροπέας ως διαδικασία τριών βημάτων:

1. *Δειγματοληψία.* Αυτή είναι η μετατροπή ενός σήματος συνεχούς χρόνου σε σήμα διακριτού χρόνου που επιτυγχάνεται λαμβάνοντας «δείγματα» του σήματος συνεχούς χρόνου σε διακριτά χρονικά διαστήματα. Έτσι, αν $x_a(t)$ είναι η είσοδος του δειγματολήπτη, η έξοδος είναι $x_a(nT) \equiv x(n)$, όπου T ονομάζεται το *διάστημα δειγματοληψίας*.
2. *Κβαντοποίηση.* Αυτή είναι η μετατροπή ενός σήματος συνεχούς τιμής διακριτού χρόνου σε σήμα διακριτού χρόνου. Η τιμή κάθε δειγματοληψίας σήματος παριστάνεται από μια τιμή που επιλέχθηκε από ένα πεπερασμένο σύνολο πιθανών τιμών. Η διαφορά μεταξύ ενός μη κβαντοποιημένου δείγματος $x(n)$ και της κβαντοποιημένης εξόδου $x_q(n)$ ονομάζεται κβαντοποιημένο σφάλμα.
3. *Κωδικοποίηση.* Στην διαδικασία κωδικοποίησης, κάθε διακριτή τιμή $x_q(n)$ παριστάνεται με μια δυαδική ακολουθία b -bit.



Εικόνα 8: A/D Μετατροπέας

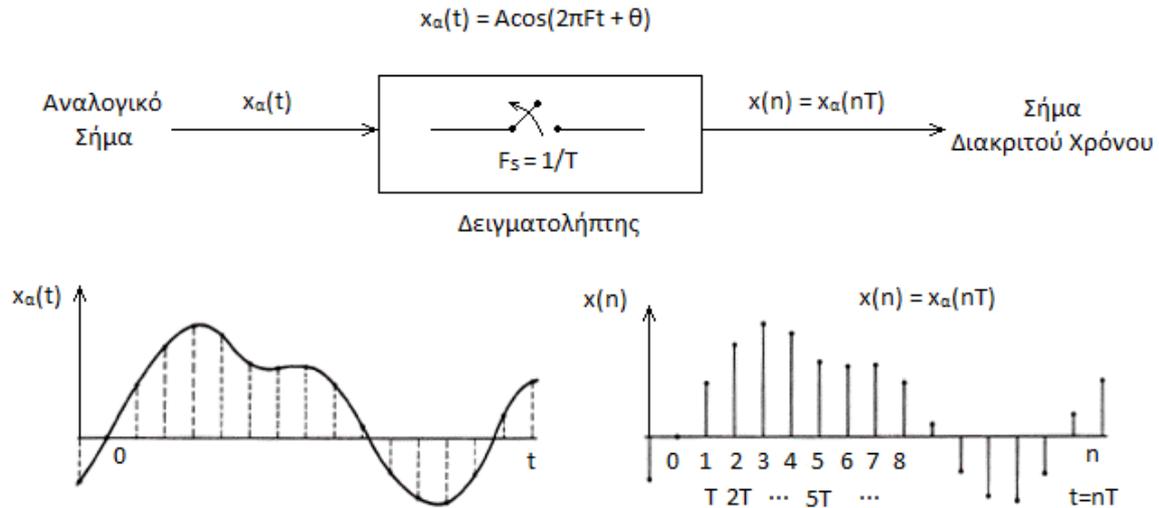
Μολονότι μοντελοποιούμε τον A/D μετατροπέα σαν ένα δειγματολήπτη ακολουθούμενο από έναν κβαντοποιητή και έναν κωδικοποιητή, στην πράξη η A/D μετατροπή πραγματοποιείται από μια απλή συσκευή που δέχεται την $x_a(t)$ και δημιουργεί ένα δυαδικό κωδικοποιημένο αριθμό. Οι λειτουργίες της δειγματοληψίας και της κβαντοποίησης μπορεί να γίνουν με οποιαδήποτε σειρά, αλλά στην πράξη πάντοτε η δειγματοληψία γίνεται πριν την κβαντοποίηση.¹⁹

5.2 Δειγματοληψία αναλογικών σημάτων / Θεώρημα Δειγματοληψίας

Υπάρχουν πολλοί τρόποι δειγματοληψίας αναλογικού σήματος. Στην παρούσα εργασία θα αναλυθεί η *περιοδική ή ομοιόμορφη δειγματοληψία*, ο τύπος δειγματοληψίας που χρησιμοποιείται πιο συχνά στην πράξη. Αυτή περιγράφεται από τη σχέση:

$$x(n) = x_a(nT), \quad -\infty < n < \infty$$

όπου $x(n)$ είναι το σήμα διακριτού χρόνου που επιτυγχάνεται «λαμβάνοντας δείγματα» του αναλογικού σήματος $x_a(t)$ κάθε T δευτερόλεπτα. Το χρονικό διάστημα T μεταξύ διαδοχικών δειγμάτων ονομάζεται *περίοδος δειγματοληψίας* ή *διάστημα δειγματοληψίας* και το αντίστροφο του $1/T = F_s$ ονομάζεται *ρυθμός δειγματοληψίας* (δείγματα/sec) ή *συχρότητα δειγματοληψίας* (Hertz). Η διαδικασία αυτή δείχνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 9: Εφαρμογή δειγματοληψίας

Η περιοδική δειγματοληψία δημιουργεί μια σχέση μεταξύ των μεταβλητών χρόνου t και n του συνεχούς χρόνου και του διακριτού χρόνου των σημάτων, αντίστοιχα. Πράγματι, οι μεταβλητές αυτές σχετίζονται γραμμικά μέσω μιας περιόδου δειγματοληψίας, ή ισοδύναμα, μέσω του ρυθμού δειγματοληψίας $F_s = 1/T$, ως $t = nT = \frac{n}{F_s}$. Ως συνέπεια της παραπάνω σχέσης, υπάρχει μια σχέση μεταξύ συχνότητας F (ή Ω) των αναλογικών σημάτων και της συχνότητας f (ή ω) για τα διακριτά σήματα¹⁹

$$f = \frac{F}{F_s} \quad \text{ή} \quad \omega = \Omega \cdot T \quad (5.1)$$

Από τα παραπάνω, γεννάται εύλογα το ερώτημα πώς πρέπει να επιλεγεί η περίοδος δειγματοληψίας T ή ο ρυθμός δειγματοληψίας F_s για δοθέν αναλογικό σήμα. Για να απαντηθεί το παραπάνω ερώτημα, πρέπει να εξεταστούν ορισμένες πληροφορίες για τα χαρακτηριστικά του υπό δειγματοληψία σήματος. Χρήσιμη είναι η πληροφορία σχετικά με τη συχνότητα του υπό δειγματοληψία σήματος. Επιπλέον, χρήσιμο είναι να γνωρίζουμε το πλάτος, τη συχνότητα και τη φάση των διαφόρων συχνοτήτων. Στην πραγματικότητα, βέβαια, γνωρίζοντας τη μέγιστη συχνότητα που περιέχεται στο σήμα, μπορεί να καθοριστεί ο απαραίτητος ρυθμός δειγματοληψίας για να μετατρέψουμε το αναλογικό σήμα σε ψηφιακό και να εξάγουμε αυτές τις πληροφορίες.

Αν η μεγαλύτερη συχνότητα που περιέχεται σε ένα αναλογικό σήμα $x_a(t)$ είναι $F_{max} = B$ και ο ρυθμός δειγματοληψίας του σήματος είναι $F_s > 2F_{max} = 2B$, τότε το $x_a(t)$ μπορεί να επανακτηθεί ακριβώς από τις δειγματοληπτικές τιμές χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση παρεμβολής

$$g(t) = \frac{\sin 2\pi Bt}{2\pi Bt} \quad (5.2)$$

Έτσι, η $x_a(t)$ μπορεί να εκφρασθεί ως¹⁹

$$x_a(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_a\left(\frac{n}{F_s}\right) g\left(t - \frac{n}{F_s}\right) \quad (5.3)$$

5.3 Ανάλυση

Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, καθώς και το ότι οι παλμοί στον ενήλικα άνθρωπο είναι περίπου 70 το λεπτό,²⁰ η επιλογή περιόδου δειγματοληψίας $T=0,01$ sec σημαίνει συνολικά $\frac{1,5}{0,01} = 150$ δείγματα στο 1,5 δευτερόλεπτο. Επιπλέον, καθώς μέσα σε ένα λεπτό, έχουμε περίπου 70 παλμούς υπό φυσιολογικές συνθήκες, θα έχουμε έναν παλμό ανά $\frac{60}{70} = 0,857$ δευτερόλεπτα. Αυτό σημαίνει ότι στη διάρκεια του 1,5 δευτερολέπτου, ο αισθητήρας είναι σε θέση να ανιχνεύσει τη διαφορά της πίεσης εξαιτίας του παλμού. Μάλιστα, με δειγματοληψία συνολικής διάρκειας 1,5 δευτερολέπτου ανά βήμα, ο αισθητήρας είναι σε θέση να ανιχνεύσει μέχρι και $\frac{60}{1,5} = 40$ παλμούς ανά λεπτό.

Ο τελικός σκοπός αυτής της διαδικασίας είναι να εντοπιστεί η ακριβής θέση της κερκιδικής αρτηρίας, ώστε να γίνει σωστά η εισαγωγή της βελόνας στον αυλό της. Σε αυτό χρησιμεύει η ψηφιακή επεξεργασία του αναλογικού σήματος του αισθητήρα πίεσης. Με τη δειγματοληψία του αναλογικού σήματος που δίνει ο αισθητήρας σε μια θέση, λαμβάνεται μια ακολουθία 150 σημάτων διακριτού χρόνου. Για κάθε θέση, είναι επιθυμητός ο υπολογισμός του πλάτους ανάμεσα στην υψηλότερη και τη χαμηλότερη τιμή του σήματος.

Το πλάτος αυτό είναι το αποτέλεσμα του παλμού της αρτηρίας, επομένως, εκεί που έχει την υψηλότερη τιμή, εκεί βρίσκεται και η αρτηρία. Αυτό είναι εύκολα αντιληπτό, καθώς είναι ευνόητο ότι όσο πιο κοντά στην πηγή του σήματος (δηλαδή την αρτηρία) βρίσκεται ο αισθητήρας, τόσο πιο ισχυρό θα είναι το σήμα που λαμβάνει και άρα και η αυξομείωσή του.

Η διαδικασία αυτή είναι απλή, καθώς χρησιμοποιούνται κατευθείαν οι τιμές της ακολουθίας που έχουν βρεθεί για κάθε θέση. Ο επεξεργαστής ακολουθεί τον παρακάτω κώδικα:

```

21     %% Επεξεργασία πρώτης λήψης
22     for j=1:16
23         x1_min(j)=x1(j,1);
24         x1_max(j)=x1(j,1);
25         for i=1:150
26             if x1(j,i)>x1_max(j)
27                 x1_max(j)=x1(j,i);
28             else if x1(j,i)<x1_min(j)
29                 x1_min(j)=x1(j,i);
30             end
31         end
32     end
33     x1_max(j);
34     x1_min(j);
35     Dx1(j)=x1_max(j)-x1_min(j);
36     if j>1
37         if Dx1(j)>Dx1(q11)
38             q11=j;
39         end
40     end
41 end
42
43     %% Επεξεργασία δεύτερης λήψης
44     for j=1:16
45         x2_min(j)=x2(j,1);
46         x2_max(j)=x2(j,1);
47         for i=1:150
48             if x2(j,i)>x2_max(j)
49                 x2_max(j)=x2(j,i);
50             else if x2(j,i)<x2_min(j)
51                 x2_min(j)=x2(j,i);
52             end
53         end
54     end
55     x2_max(j);
56     x2_min(j);
57     Dx2(j)=x2_max(j)-x2_min(j);
58     if j>1
59         if Dx2(j)>Dx2(q12)
60             q12=j;
61         end
62     end
63 end
64
65     %% Επεξεργασία τρίτης λήψης
66     for j=1:16
67         x3_min(j)=x3(j,1);
68         x3_max(j)=x3(j,1);
69         for i=1:150
70             if x3(j,i)>x3_max(j)
71                 x3_max(j)=x3(j,i);
72             else if x3(j,i)<x3_min(j)
73                 x3_min(j)=x3(j,i);
74             end
75         end
76     end
77     x3_max(j);
78     x3_min(j);
79     Dx3(j)=x3_max(j)-x3_min(j);
80     if j>1
81         if Dx3(j)>Dx3(q13)
82             q13=j;
83         end
84     end
85 end
86
87     %% Εύρεση τελικού σημείου
88
89     q11
90     q12
91     q13
92     q1=(q11+q12+q13)/3
93     q1b=round(q1)*(-5)

```

Κώδικας σε Matlab

Ο παραπάνω κώδικας έχει γραφτεί σε Matlab και αντιπροσωπεύει τη διαδικασία επεξεργασίας σήματος για την εκλογή του σωστού σημείου εισαγωγής της βελόνας. Το x λαμβάνει τις τιμές του από τη δειγματοληψία του αναλογικού σήματος του αισθητήρα.

Μετά την αρχικοποίηση του q_1 , που αντιπροσωπεύει την αντίστοιχη γωνία q_1 της άρθρωσης (1), γίνεται έλεγχος των τιμών του x . Ο δείκτης j αντιπροσωπεύει το βήμα, σε

ποιο σημείο δηλαδή έγινε η λήψη, ενώ ο δείκτης i αντιπροσωπεύει τις τιμές που παίρνει το x και άρα και η έξοδος του αισθητήρα πίεσης στο χρόνο για ένα δεδομένο σημείο j . Για κάθε σημείο j , ευρίσκεται η μέγιστη τιμή $x_{max}(j)$, καθώς και η ελάχιστη τιμή $x_{min}(j)$. Από τις δύο αυτές τιμές, υπολογίζεται η μέγιστη διαφορά τάσης (και άρα πίεσης) $Dx(j)$ που σημειώνεται στο δεδομένο σημείο j . Εν συνεχεία, για κάθε j , συγκρίνεται η τιμή $Dx(j)$ με την αντίστοιχη μέγιστη Dx που έχει εντοπιστεί. Αν η νέα Dx είναι μεγαλύτερη από την παλιά, ο συντελεστής $q1$ λαμβάνει την αντίστοιχη τιμή j . Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται τρεις φορές, με καινούργιες λήψεις κάθε φορά, για καλύτερη ακρίβεια. Έτσι, τελικά, στις γραμμές 89 έως 91 απεικονίζονται τα αποτελέσματα κάθε μέτρησης, ώστε να μπορεί να γίνει και επαλήθευση εποπτικά ότι ο συντελεστής $q1b$ που θα εμφανιστεί είναι ο στρογγυλοποιημένος μέσος όρος των αποτελεσμάτων των τριών λήψεων, και αντιστοιχεί στην επιθυμητή θέση εκφρασμένη σε μοίρες στο διάστημα $[-75^{\circ}, 0^{\circ}]$.

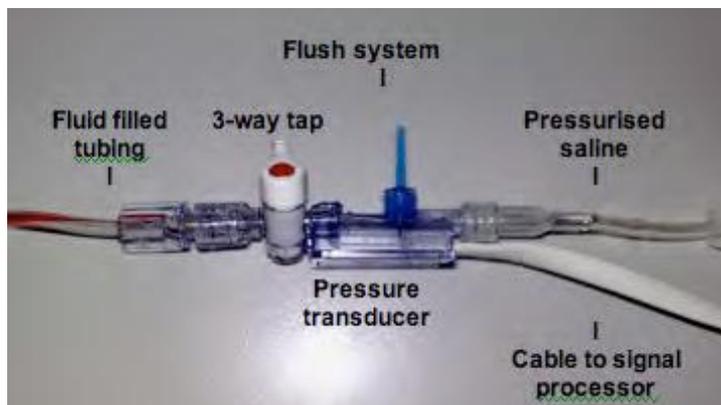
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Αισθητήρας για το σταμάτημα της βελόνας, όταν το άκρο της είναι στον αυλό της αρτηρίας

Κρίσιμο ζήτημα σε αυτό το στάδιο της εργασίας είναι η επιλογή μηχανισμού για την επιτυχή είσοδο της βελόνας στον αυλό του αγγείου. Μετά την εύρεση του σωστού σημείου για την εισαγωγή της βελόνας, απομένει ο έλεγχος για το βάθος στο οποίο χρειάζεται να εισχωρήσει.

6.1 Αισθητήρας πίεσης αίματος

Η βασική αρχή του συστήματος που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης είναι η χρήση ενός μετατροπέα για την μετατροπή της πίεσης που ανιχνεύεται μέσω υδραυλικής σύζευξης σε ηλεκτρικό σήμα.

Το σύστημα μέτρησης αποτελείται από μια στήλη υγρού που συνδέει απευθείας το αρτηριακό σύστημα με ένα μετατροπέα πίεσης μέσω υδραυλικής σύζευξης. Η κυματομορφή της πίεσης του αρτηριακού παλμού μεταδίδεται μέσω της στήλης του υγρού σε ένα μετατροπέα πίεσης, όπου και μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα. Στη συνέχεια, αυτό το ηλεκτρικό σήμα επεξεργάζεται, ενισχύεται και μετατρέπεται σε οπτική απεικόνιση με τη χρήση μικροεπεξεργαστή. Κρίσιμης σημασίας είναι η κατανόηση των φυσικών αρχών που εμπλέκονται σε αυτές τις διαδικασίες, ώστε να μειώνονται τα σφάλματα και να ερμηνεύεται με ακρίβεια η κυματομορφή που εμφανίζεται.²¹



Εικόνα 10: Pressure Transducer

Τα βασικά στοιχεία ενός τέτοιου συστήματος μέτρησης φαίνονται στο παραπάνω σχήμα και αναλύονται παρακάτω.

Απαραίτητη, αρχικά, είναι μια ενδο-αρτηριακή κάνουλα(θηκάρι) (intra-arterial cannula). Το αρτηριακό σύστημα είναι προσβάσιμο χρησιμοποιώντας μια στενή, κοντή και με παράλληλες πλευρές κάνουλα φτιαγμένη από πολυουρεθάνη ή Teflon για τη μείωση του αρτηριακού θρόμβου. Ο κίνδυνος σχηματισμού αρτηριακού θρόμβου είναι ευθέως ανάλογος με τη διάμετρο του σωληνίσκου (κάνουλα), πράγμα που σημαίνει ότι χρησιμοποιούνται κάνουλες μικρού διαμετρήματος (20-22g \approx 0,615 ίντσες). Ωστόσο, αυτό μπορεί να αυξήσει την απόσβεση του συστήματος. Η πιο συχνή θέση εισαγωγής είναι η κερκιδική αρτηρία, καθώς έχει συνήθως καλή παράπλευρη κυκλοφορία (αιμάτωση από πολλαπλές αρτηρίες, στη συγκεκριμένη περίπτωση και από την ωλένια αρτηρία) και είναι εύκολα προσβάσιμη.

Επιπλέον, χρειάζεται μια σωλήνωση με υγρή γόμωση (fluid filled tubing). Η σωλήνωση αυτή συνδέεται με τον αρτηριακό σωληνίσκο και είναι στην ουσία μια στήλη από μη συμπιεσμένο και χωρίς φυσαλίδες υγρό μεταξύ του αρτηριακού αίματος και του μετατροπέα πίεσης για υδραυλική σύζευξη. Στην ιδανική περίπτωση, ο σωλήνας πρέπει να είναι κοντός, φαρδύς και μη συμμορφούμενος (σκληρός και δύσκαμπτος) για τη μείωση της απόσβεσης. Σε αυτό το σημείο επισημαίνεται ότι επιπλέον 3-way taps (βρύσες τριών διαδρομών) και περιττό μήκος στη σωλήνωση ενδείκνυται να αποφευχθούν. Η σωλήνωση αυτή πρέπει, επίσης, να είναι χρωματικά κωδικοποιημένη ή με σαφή σήμανση, ώστε να εξυπηρετεί στην εύκολη αναγνώριση και τη μείωση του κινδύνου ενδοαρτηριακής ένεσης φαρμάκων. Ένα 3-way tap έχει ενσωματωθεί, για να επιτρέπει στο σύστημα να μηδενίζεται (καλιμπράρισμα), ενώ δίνει και τη δυνατότητα λήψης δειγμάτων αίματος.²¹

Το πλέον καθοριστικό στοιχείο αυτού του συστήματος για την παρούσα εργασία είναι ο μετατροπέας πίεσης. Το υγρό στη σωλήνωση είναι σε άμεση επαφή με ένα εύκαμπτο διάφραγμα, το οποίο με τη σειρά του κινεί πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες στον μετατροπέα πίεσης, μετατρέποντας έτσι την κυματομορφή της πίεσης σε ηλεκτρικό σήμα.

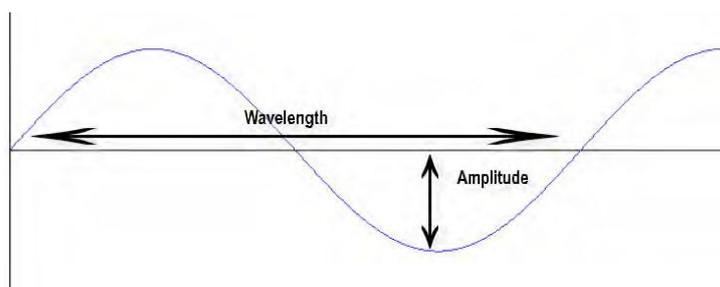
Εν συνεχεία, χρειάζεται ένα σύστημα έγχυσης/έκπλυσης. Ένας ασκός είτε απλού 0,9% αλατούχου διαλύματος ή 0,9% ηπαρινισμένου αλατούχου διαλύματος συμπιέζεται σε 300mm Hg και συνδέεται στη σωλήνωση με την υγρή γόμωση μέσω ενός συστήματος έκπλυσης. Αυτό επιτρέπει μια αργή έγχυση του υγρού με ρυθμό περίπου 2-4 ml ανά ώρα,

για να διατηρείται η βατότητα(μη απόφραξη) του σωληνίσκου. Ένα σύστημα έκπλυσης επιτρέπει, επίσης, μια υψηλής πίεσης ροή του υγρού διαμέσου του συστήματος, προκειμένου να ελεγχθεί η απόσβεση και η φυσική συχνότητα του συστήματος και να διατηρηθεί η σωλήνωση διαυγής.

Τέλος, χρειάζονται ένας επεξεργαστής σήματος, ένας ενισχυτής και μια συσκευή απεικόνισης. Ο μετατροπέας πίεσης μεταδίδει το ηλεκτρικό σήμα που παράγει μέσω ενός καλωδίου σε ένα μικροεπεξεργαστή, όπου αυτό φιλτράρεται, ενισχύεται, αναλύεται και εμφανίζεται σε οθόνη ως η κυματομορφή της πίεσης συναρτήσει του χρόνου. Έτσι, γίνεται ορατή η πίεση του αίματος από κτύπο σε κτύπο και είναι δυνατή η περαιτέρω ανάλυση της κυματομορφής της πίεσης ή, σε πιο περίπλοκα συστήματα, ο υπολογισμός της καρδιακής παροχής, καθώς και άλλων καρδιαγγειακών παραμέτρων, χρησιμοποιώντας το σχήμα της κυματομορφής. Στην παρούσα εφαρμογή, η οπτική απεικόνιση της πίεσης δεν είναι καθοριστικής σημασίας και δε μελετάται. Η απεικόνιση συνεισφέρει κυρίως στον οπτικό έλεγχο της κατάστασης του ασθενούς από το θεράποντα ιατρό.²¹

6.2 Κύματα

Ένα κύμα είναι μια διαταραχή που ταξιδεύει σε ένα μέσο, μεταφέροντας ενέργεια, αλλά όχι ύλη. Μια από τις πιο απλές κυματομορφές είναι η ημιτονοειδής, όπως η εξής:



Εικόνα 11: Ημιτονοειδής κυματομορφή

Τα ημιτονοειδή κύματα μπορούν να χαρακτηριστούν από το πλάτος τους, τη συχνότητα, το μήκος κύματος και τη φάση. Πλάτος είναι η μέγιστη απομάκρυνση από το 0, συχνότητα είναι ο αριθμός των επαναλήψεων της κυματομορφής ανά δευτερόλεπτο, μήκος κύματος η απόσταση ανάμεσα σε δύο σημεία του κύματος που έχουν την ίδια τιμή (π.χ. δύο κορυφές) και φάση είναι η μετατόπιση στο χρόνο ενός κύματος σε σχέση με ένα άλλο

κύμα (θεωρητικά μηδενικής φάσης). Τα ημιτονοειδή κύματα είναι ιδιαίτερα σημαντικά, καθώς οποιαδήποτε κυματομορφή μπορεί να εκφραστεί ως συνδυασμός ημιτόνων διαφορετικής συχνότητας, πλάτους και φάσης.

Καθώς η αρτηριακή πίεση δεν αποτελεί μια απλή ημιτονοειδή κυματομορφή, μπορεί να διασπαστεί σε μια σειρά από πολλά διαφορετικά ημίτονα. Η αρτηριακή πίεση αποτελείται από ένα βασικό κύμα (ο καρδιακός παλμός) και μια σειρά αρμονικών κυμάτων. Αυτά είναι μικρότερα κύματα, οι συχνότητες των οποίων είναι πολλαπλάσιες της βασικής συχνότητας. Η ανάλυση ενός τέτοιου σύνθετου κύματος στα στοιχειώδη ημίτονα είναι η Ανάλυση Fourier.²¹

6.3 Ο μετατροπέας πίεσης

Μετατροπέας (transducer) είναι κάθε συσκευή που μετατρέπει ενέργεια από μία μορφή σε άλλη. Συνήθως χρησιμοποιείται για μέτρηση ή παρακολούθηση.

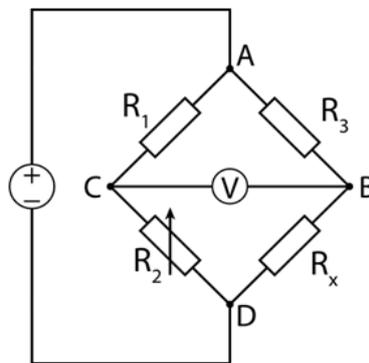
Στα συστήματα που αναλύονται σε αυτήν την παράγραφο, χρησιμοποιούνται μετατροπείς πίεσης. Αυτοί μετατρέπουν την κυματομορφή της αρτηριακής πίεσης σε ηλεκτρικό σήμα που μπορεί να μετρηθεί, να επεξεργαστεί και να απεικονιστεί.

Η αρτηριακή παλμική πίεση μεταφέρεται μέσω της στήλης του υγρού στη σωλήνωση στο εύκαμπτο διάφραγμα, μετατοπίζοντας το. Αυτή η μετατόπιση μπορεί να μετρηθεί με πολλούς τρόπους. Η πιο συνήθης μέθοδος είναι με έναν πιεζοηλεκτρικό αισθητήρα. Οι πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες λειτουργούν με βάση την αρχή ότι η ηλεκτρική αντίσταση του καλωδίου ή του πυριτίου αυξάνεται υπό αυξημένη πίεση (παραμόρφωση). Οπότε, το εύκαμπτο διάφραγμα που προαναφέρθηκε συνδέεται με πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες πυριτίου ή σύρματος και στη συνέχεια ενσωματώνεται στο κύκλωμα μιας γέφυρας Wheatstone με τέτοιο τρόπο, ώστε με την κίνηση του διαφράγματος οι αισθητήρες να τεντώνονται ή να πιέζονται, μεταβάλλοντας έτσι την αντίστασή τους.

Οι πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες έχουν πλέον εξελιχθεί σε τόσο μικρές συσκευές που μπορούν να τοποθετηθούν ακόμα και μέσα στο άκρο του σωληνίσκου, όπως γίνεται σε μερικές οθόνες ICP. Αυτά τα συστήματα, ωστόσο, είναι επιρρεπή σε εναπόθεση ινώδους

και μετατόπιση της γραμμής βάσης. Δεν μπορούν να βαθμονομηθούν μετά την εισαγωγή και έτσι γίνονται λιγότερο ακριβή με το χρόνο.²¹

Σε αυτό το σημείο θα αναλυθεί η γέφυρα Wheatstone. Η γέφυρα Wheatstone είναι ένα ηλεκτρικό κύκλωμα που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση μιας άγνωστης αντίστασης ισορροπώντας 2 κλάδους ενός κυκλώματος γέφυρας, με τον έναν από τους 2 κλάδους να περιλαμβάνει και την άγνωστη αντίσταση. Η λειτουργία της είναι παρόμοια με του ποτενσιόμετρου. Επινοήθηκε το 1833 από τον Samuel Hunter Christie και βελτιώθηκε και διαδόθηκε από τον Sir Charles Wheatstone το 1843. Μία από τις αρχικές χρήσεις της γέφυρας Wheatstone ήταν για την ανάλυση εδαφών και τη σύγκριση. Το κύκλωμα της γέφυρας Wheatstone απεικονίζεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 12: Γέφυρα Wheatstone

Στο σχήμα, η R_x είναι η άγνωστη αντίσταση που θα μετρηθεί. Οι αντιστάσεις R_1 , R_2 και R_3 είναι γνωστές τιμές και μάλιστα η αντίσταση της R_2 είναι μεταβλητή (trimmer). Αν ο λόγος των 2 αντιστάσεων στον έναν κλάδο $\left(\frac{R_1}{R_2}\right)$ είναι ίσος με το λόγο των αντιστάσεων στον άλλο κλάδο $\left(\frac{R_3}{R_x}\right)$, τότε η τάση ανάμεσα στα σημεία B και C είναι μηδενική και δεν διέρχεται ρεύμα από το γαλβανόμετρο V. Αν η γέφυρα δεν ισορροπεί, η κατεύθυνση του ρεύματος υποδεικνύει αν η R_2 έχει πολύ υψηλή ή πολύ χαμηλή τιμή. Συνεπώς, η τιμή της R_2 μεταβάλλεται, έως ότου δεν διέρχεται ρεύμα από το γαλβανόμετρο V. Η ρύθμιση μηδενικού ρεύματος με γαλβανόμετρο μπορεί να πραγματοποιηθεί με πολύ υψηλή ακρίβεια. Επομένως, αν οι τιμές των R_1 , R_2 και R_3 είναι γνωστές με μεγάλη ακρίβεια, τότε και η R_x μπορεί να μετρηθεί με υψηλή ακρίβεια. Πολύ μικρές αλλαγές στην R_x επηρεάζουν την ευστάθεια της γέφυρας και γίνονται άμεσα εντοπίσιμες.

Κατά την ισορροπία της γέφυρας, ισχύει:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_x} \Rightarrow R_x = \frac{R_2}{R_1} \cdot R_3 \quad (6.1)$$

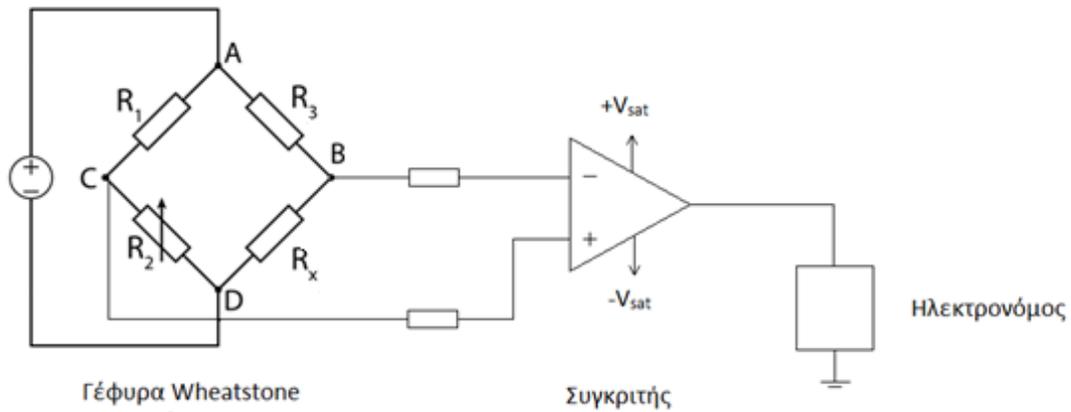
Εναλλακτικά, αν η τιμή της R_2 είναι σταθερή, μετρώντας την αναπτυσσόμενη τάση ανάμεσα στα σημεία B και C ή το ρεύμα που διαρρέει το γαλβανόμετρο, μπορεί να υπολογιστεί η R_x , χρησιμοποιώντας του νόμους του Kirchhoff για τα κυκλώματα. Αυτή η εναλλακτική κατασκευή είναι και αυτή που χρησιμοποιείται συνήθως σε κυκλώματα πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων, καθώς είναι συνήθως γρηγορότερο να μετρηθεί το επίπεδο της αναπτυσσόμενης τάσης με ένα μετρητή (βολτόμετρο) παρά να ρυθμιστεί η αντίσταση R_2 για να υπάρξει ισορροπία στη γέφυρα.²²

6.4 Ανάλυση

Η χρήση του αισθητήρα αυτού είναι καθοριστική για την επιτυχή εισαγωγή της βελόνας στον αυλό του αγγείου.

Κατά την είσοδο του άκρου της βελόνας στον αυλό της αρτηρίας, αίμα ρέει διαμέσου της βελόνας προς το ελεύθερο άκρο.⁶ Τώρα, όμως, έχει συνδεθεί σε αυτό το σύστημα του μετατροπέα πίεσης. Επομένως, το εξερχόμενο αίμα μεταδίδει μέσω της στήλης υγρού της σωλήνωσης μια διαταραχή στον μετατροπέα πίεσης. Όπως αναλύθηκε, η πίεση αυτή αντιστοιχεί στην κυματομορφή της αρτηριακής πίεσης του ασθενούς.

Έχοντας, αρχικά, καλιμπράρει τη γέφυρα Wheatstone, ώστε η τάση εξόδου της να είναι μηδενική, η διαταραχή που φτάνει στον πιεζοηλεκτρικό αισθητήρα (αντίσταση R_x της γέφυρας) δημιουργεί μια τάση εξόδου. Αυτή η τάση εξόδου χρησιμοποιείται ως σήμα για το σταμάτημα της βελόνας, ώστε το άκρο της να παραμείνει στον αυλό του αγγείου. Γι' αυτό, χρησιμοποιείται το παρακάτω κύκλωμα:



Εικόνα 13: Κύκλωμα Ηλεκτρονόμου με συγκριτή και γέφυρα Wheatstone

Στο παραπάνω κύκλωμα, χρησιμοποιείται μια γέφυρα Wheatstone με ενσωματωμένο τον αισθητήρα πίεσης (αντίσταση R_x), ένας συγκριτής και ένας ηλεκτρονόμος. Ο συγκριτής λειτουργεί ως εξής: Ανάλογα με το ποια από τις δύο εισόδους του είναι μεγαλύτερη, αποδίδει στην έξοδο την αντίστοιχη τάση κόρου. Επομένως, όταν η τάση V_B ξεπεράσει την τάση V_C , η έξοδος του συγκριτή είναι ίση με τη $+V_{sat}$ (≈ 15 Volts), η οποία ενεργοποιεί τον ηλεκτρονόμο.²³

Από το παραπάνω κύκλωμα, μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι:

$$\begin{cases} V_C < V_B \Rightarrow V_{out} = +V_{sat} \\ V_C > V_B \Rightarrow V_{out} = -V_{sat} = 0 \end{cases} \quad (6.2)$$

Αναλύοντας το κύκλωμα της γέφυρας Wheatstone, έχουμε:

$$\begin{cases} V_B = V_A \cdot \frac{R_x}{R_3 + R_x} \\ V_C = V_A \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \end{cases} \Rightarrow V_{BC} = V_A \cdot \frac{R_x(R_1 + R_2) - R_2(R_3 + R_x)}{(R_3 + R_x)(R_1 + R_2)} \Rightarrow$$

$$V_{BC} > 0 \Rightarrow R_x(R_1 + R_2) - R_2(R_3 + R_x) > 0 \Rightarrow$$

$$R_x > \frac{R_2}{R_1} \cdot R_3 \quad (6.3)$$

Αυτό σημαίνει ότι ρυθμίζοντας αρχικά την αντίσταση R_2 , ώστε, χωρίς παροχή πίεσης στην R_x ($R_{x,0}$), η τάση στο άκρο B να είναι οριακά μικρότερη της τάσης στο άκρο C, η έξοδος του συγκριτή παραμένει μηδενική. Δηλαδή, η R_2 ρυθμίζεται ελάχιστα μεγαλύτερη της τιμής $\frac{R_1 \cdot R_{x,0}}{R_3}$. Οπότε, $R_{x,0} < \frac{R_2}{R_1} \cdot R_3$. Όταν, όμως, εφαρμόζεται η αρτηριακή πίεση στην R_x , τότε η αντίστασή της αυξάνεται και τελικά $R_x > \frac{R_2}{R_1} \cdot R_3$. Επομένως,

$V_{BC} > 0 \Rightarrow V_{out} = +V_{sat}$ και ο ηλεκτρονόμος ενεργοποιείται. Ο ηλεκτρονόμος λειτουργεί ως διακόπτης που όταν ενεργοποιηθεί, σταματά η κίνηση της βελόνας. Επειδή χρειάζεται να υπάρχει όσο το δυνατόν πιο άμεση ανταπόκριση, έχουμε ορίσει $R_2 \xrightarrow{\text{τείνει οριακά}} \left(\frac{R_1 \cdot R_{x,0}}{R_3}\right)^+$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: Ηλεκτρική κίνηση του μηχανισμού

Ο μηχανισμός που έχει περιγραφεί περιλαμβάνει κίνηση σε πολλά σημεία. Για την πραγματοποίηση αυτής της κίνησης απαιτείται η χρήση κατάλληλων ηλεκτρικών κινητήρων. Συγκεκριμένα, χρειάζεται ένας βηματικός κινητήρας για την κίνηση της άρθρωσης (1), 2 σερβοκινητήρες για την κίνηση των αρθρώσεων (2) και (3) και ένας ευθύγραμμος σερβοκινητήρας για την κίνηση του μηχανισμού εισαγωγής της βελόνας στο ανθρώπινο χέρι.

7.1 Βηματικός κινητήρας

7.1.1 Χαρακτηριστικά βηματικού κινητήρα και Μαθηματικό μοντέλο

Οι βηματικοί κινητήρες είναι ειδικοί κινητήρες που χρησιμοποιούνται όταν χρειάζεται ακρίβεια στον καθορισμό της θέσης μιας μετακίνησης. Οι κινητήρες αυτοί περιστρέφονται με διακριτά βήματα, κάθε ένα από τα οποία προκύπτει όταν ένας παλμός τροφοδοτείται στο τύλιγμα του στάτη. Το μέγεθος του βήματος είναι 15° , 30° , 45° , 90° ή και κάποιο άλλο, ανάλογα με τη ρύθμιση. Η ταχύτητα του βηματικού κινητήρα μπορεί να είναι πολύ αργή έως και πολύ γρήγορη, μέχρι και 5000 στροφές το λεπτό. Επιπλέον, ο κινητήρας μπορεί να έχει φορά περιστροφής είτε ωρολογιακή είτε αντι-ωρολογιακή, σύμφωνα με την ακολουθία των παλμών που τροφοδοτούνται στα τυλίγματα του στάτη. Σημαντική παρατήρηση για τους βηματικούς κινητήρες είναι ότι ο αριθμός πόλων του στάτη δεν είναι ποτέ ίδιος με τον αριθμό πόλων του δρομέα ενός βηματικού κινητήρα, καθώς αυτή η διαφορά είναι που προκαλεί και το βηματισμό του δρομέα. Επιπρόσθετα, οι βηματικοί κινητήρες διακρίνονται από τους άλλους τύπους κινητήρων συνεχούς και εναλλασσομένου ρεύματος στο ότι τροφοδοτούνται με παλμούς και παράγουν ηλεκτρική κίνηση. Ο άξονας τους δεν έχει μια συνεχή περιστροφική κίνηση, αλλά περιστρέφεται κατά μία γωνία κάθε φορά που δέχεται ένα παλμό. Τέλος, σε ένα βηματικό κινητήρα είναι δυνατός ο έλεγχος της ταχύτητας και της θέσης μετακίνησης του φορτίου. Έτσι, οι βηματικοί κινητήρες υψηλής ακρίβειας παρουσιάζουν σφάλμα γωνίας θέσης χαμηλότερο από 5%.

Για τους παραπάνω λόγους, οι βηματικοί κινητήρες χρησιμοποιούνται ευρέως ως ψηφιακοί ενεργοποιητές σε εξοπλισμούς αυτοματισμού, όπως ρομπότ, αυτοματοποιημένο εξοπλισμό γραφείου και εγκαταστάσεις παραγωγής.²⁴

Παρακάτω αναλύεται το αλγεβρικό μοντέλο για ένα βηματικό κινητήρα. Ένας βηματικός κινητήρας αποτελεί ένα δυναμικό σύστημα. Τα δυναμικά συστήματα μοντελοποιούνται με την προσέγγιση ότι σημειώνονται μεταβάσεις από κατάσταση σε κατάσταση, εξαιτίας διάφορων ενεργειών. Μια κατάσταση είναι μια πλήρης περιγραφή των χαρακτηριστικών του συστήματος, όπως αυτά μπορεί να είναι μια ορισμένη στιγμή. Οι ενέργειες προκαλούν μεταβολές στις καταστάσεις. Νοητά, λοιπόν, ένα δυναμικό σύστημα μπορεί να νοηθεί ως ένα γράφημα, όπου κάθε κόμβος αντιπροσωπεύει μια κατάσταση με τα χαρακτηριστικά της, ενώ κάθε ακμή αντιπροσωπεύει μια αλλαγή κατάστασης εξαιτίας μιας ορισμένης ενέργειας. Συγκεκριμένα, σε ένα βηματικό κινητήρα, μπορούμε να θεωρήσουμε το σύνολο των n καταστάσεων ως το σύνολο των γωνιών :

$$S = \left\{ -\frac{\pi}{2} + \frac{\pi}{2n}k, k \in \{0,1, \dots, 2n\} \right\} \quad (7.1)$$

ενώ οι αντίστοιχες ενέργειες που προκαλούν τις μεταβάσεις από τη μία κατάσταση στην άλλη είναι το σύνολο:

$$A = \left\{ -\pi + \frac{\pi}{2n}k, k \in \{0,1, \dots, 4n\} \right\} \quad (7.2)$$

Επομένως, κάθε πρόγραμμα για ένα βηματικό κινητήρα μπορεί να εκφρασθεί με βάση τα δύο παραπάνω σύνολα. Για κάθε κατάσταση φ_1 και ενέργεια ψ , ο βηματικός κινητήρας θα μεταβεί στην κατάσταση φ_2 , όπου:²⁵

$$\varphi_2 = \varphi_1 + \psi, \quad \text{αν } \varphi_1 + \psi \in \left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2} \right] \quad (7.3)$$

$$\varphi_2 = \frac{\pi}{2}, \quad \text{αν } \varphi_1 + \psi > \frac{\pi}{2} \quad (7.4)$$

$$\varphi_2 = -\frac{\pi}{2}, \quad \text{αν } \varphi_1 + \psi < -\frac{\pi}{2} \quad (7.5)$$

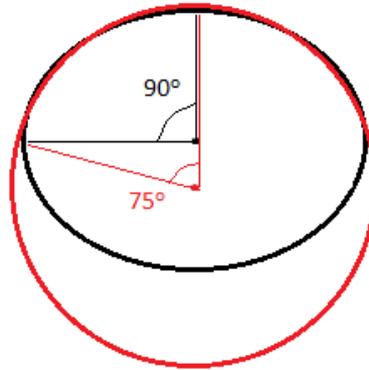
Σημειώνεται ότι η παραδοχή πως ένας βηματικός κινητήρας μας επιτρέπει να αποκτήσουμε κάποια σταθερή περιστροφική γωνία μπορεί να χρησιμοποιηθεί μόνο ως κάποιο επίπεδο ανάλυσης. Συνήθως, κάθε κινητήρας έχει κάποια ονομαστική τάση και μπορεί να παρέχει ορισμένη ποσότητα ροπής συνεχώς ταυτόχρονα με μια αντίστοιχη κατανάλωση ρεύματος και μια μέγιστη επιτρεπόμενη ταχύτητα. Επομένως, για να επιτευχθούν τα απαιτούμενα επίπεδα ακρίβειας, πρέπει να δημιουργηθεί μια αντιστοιχία μεταξύ της δύναμης που προκαλεί την περιστροφή και της πραγματικής γωνίας περιστροφής. Το ρομπότ μπορεί να μετακινηθεί κατά μήκος μιας προκαθορισμένης διαδρομής καθορίζοντας την ποσότητα της ροπής. Ένα μειονέκτημα αυτής της προσέγγισης είναι ότι κάθε σφάλμα στη μέτρηση της αντιστοιχίας μεταξύ ποσότητας ροπής και πραγματικής γωνίας περιστροφής συσσωρεύεται με την πάροδο του χρόνου, προκαλώντας ολοένα και μεγαλύτερο σφάλμα στην ακρίβεια της θέσης του ρομπότ. Επιπλέον, για πρακτικά προβλήματα, χρειάζεται να θεωρηθεί η γωνία της ρομποτικής άρθρωσης, αντί της γωνίας του βηματικού κινητήρα.

Αρχικά, χρειάζεται βαθμονόμηση (καλιμπράρισμα) των ρομποτικών κινητήρων και αρθρώσεων, ώστε να κινούνται σωστά. Για διαφορετικά ρομπότ, ο ίδιος βηματικός κινητήρας μπορεί να παρουσιάσει διαφορετικές αποκρίσεις ανάμεσα στην ποσότητα της δύναμης που προκαλεί την περιστροφή και την πραγματική ποσότητα ροπής. Ομοίως συμβαίνει και για τις ρομποτικές αρθρώσεις. Επιπλέον, κατά τη διάρκεια λειτουργίας του ρομπότ, αυτό μπορεί να έρθει σε σύγκρουση, κάθετη ή οριζόντια με άλλα αντικείμενα ή με το δάπεδο. Έτσι, χρειάζεται να λαμβάνονται υπόψη οι βασικές ιδιότητες του ρομπότ, τα αποτελέσματα των ελατηρίων απορρόφησης κραδασμών, οι ιδιότητες των αντικειμένων των χειρισμών, διαφορετικές συγκρούσεις, η φθορά λόγω τριβής, η φθορά του κινητήρα, καθώς και πολλές άλλες παράμετροι. Η απόδοση του ρομπότ εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την απόδοση του συστήματος σέρβο. Επομένως, ένα σύστημα ανάπτυξης του σερβομηχανισμού με παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο είναι εξαιρετικά χρήσιμο, έως και απαραίτητο για το σωστό υπολογισμό των βέλτιστων παραμέτρων απόδοσης.²⁵

7.1.2 Εφαρμογή Βηματικού Κινητήρα στην Άρθρωση (1) του Μηχανισμού

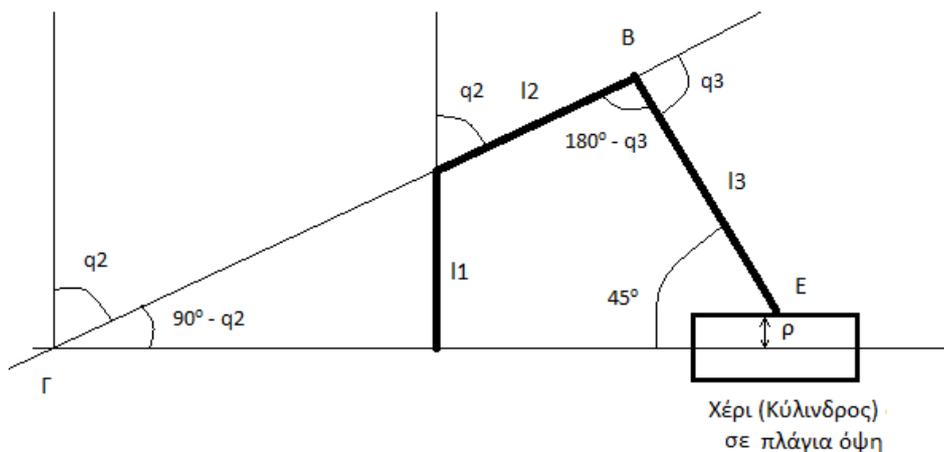
Σε ιδανικό επίπεδο μελέτης, θεωρείται ότι η γωνία του βηματικού κινητήρα προσαρμόζεται επακριβώς και αντιστοιχεί στη γωνία q_1 της άρθρωσης (1) του ρομποτικού μηχανισμού. Η άρθρωση (1) θεωρείται ανενεργή μέχρι να εντοπιστεί το χέρι από το ρομποτικό μηχανισμό. Οπότε, η γωνία q_1 είναι ίση με το 0. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, και

λόγω της τοποθέτησης του χεριού σε ειδική θέση, ορισμένη γι' αυτό το σκοπό, η άκρη του ρομποτικού μηχανισμού να βρίσκεται στο κέντρο του χεριού. Θεωρώντας το χέρι ως σωληνοειδές, επιθυμούμε η γωνία q_1 να λάβει τιμές από 0° έως 75° , όπως απεικονίζει το παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 14: Προσομοίωση αντιβραχίου

Στο παραπάνω σχήμα φαίνεται μια προσομοίωση του αντιβραχίου του ανθρώπινου χεριού. Το ανθρώπινο χέρι παρουσιάζεται σε τομή (με μαύρο χρώμα). Η τομή αυτή παρουσιάζεται ως έλλειψη. Η άρθρωση q_1 , όμως, προκαλεί κίνηση του άκρου του ρομπότ σε κυκλική τροχιά. Επομένως, για να έχει το άκρο του μηχανισμού συνεχόμενη επαφή με το χέρι, πρέπει αυτό να κινείται σε κύκλο, όπου το κέντρο του είναι μετακινημένο προς τα κάτω. Αυτό κατορθώνεται πολύ απλά, τοποθετώντας το κέντρο της άρθρωσης q_1 (τον άξονα δηλαδή) σε ύψος 1,5 cm σε σχέση με το επίπεδο όπου τοποθετείται το ανθρώπινο χέρι. Με μέση διάμετρο αντιβραχίου 5-6 cm, αυτομάτως το κέντρο κίνησης τοποθετείται ανάμεσα στο κέντρο του αντιβραχίου και το επίπεδο. Τα παραπάνω δίνουν και μια αίσθηση για το μέγεθος που πρέπει να έχει ο συνολικός μηχανισμός. Καθώς, σύμφωνα με την παράγραφο 3.4.3, η ακτίνα κίνησης του άκρου του μηχανισμού είναι $\rho = l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23}$, προκύπτει $\rho = 6 - 1,5 = 4,5 \text{ cm} = l_1 + l_2 c_2 + l_3 c_{23}$. Επιπλέον, σύμφωνα με τον τριγωνομετρία, από το παρακάτω σχήμα προκύπτει:



Εικόνα 15: Γωνίες του Μηχανισμού

Από το τρίγωνο ΕΒΓ, προκύπτει ότι :

$$45^\circ + 180^\circ - q_3 + 90^\circ - q_2 = 180^\circ \Rightarrow q_2 + q_3 = 135^\circ \quad (7.6)$$

$$\text{Και άρα, } 4,5 \text{ cm} = l_1 + l_2 c_2 + l_3 \cos 135^\circ \Rightarrow l_1 + l_2 c_2 - l_3 \cdot 0,707 = 4,5 \text{ cm} \quad (7.7)$$

Σύμφωνα με την ανατομία του ανθρώπινου χεριού, η κερκιδική αρτηρία μπορεί να εντοπιστεί σε μια γωνία 0° έως 90° σε σχέση με το κέντρο του αντιβραχίου. Επομένως, θεωρείται συμβατικά ότι η τροχιά που θα διανύσει το άκρο του μηχανισμού είναι σε τόξο περίπου 75° , ώστε να είναι σε θέση να εντοπίσει την κερκιδική αρτηρία. Καθώς η γωνία q_1 κατά τον υπολογισμό των συναρτήσεων έχει θεωρηθεί με ωρολογιακή φορά, το απαιτούμενο διάστημα που πρέπει να βρεθεί η γωνία q_1 είναι $q_1 \in [-75^\circ, 0^\circ]$.

Επομένως, σύμφωνα με όσα αναφέρθηκαν παραπάνω, ο βηματικός κινητήρας θα κινηθεί ανά 5° σε $\frac{75}{5} + 1 = 16$ καταστάσεις:

$$S_1 = \left\{ \frac{180^\circ}{\pi} \cdot \left(-\frac{\pi}{2} + \frac{\pi}{2 \cdot 18} k \right), k \in \{3, 4, \dots, 18\} \right\} \quad (7.8)$$

Καθώς από τις -90° έως τις 0° έχουμε 18 στάδια, με τα πρώτα 3 (0,1,2) να αντιστοιχούν στις γωνίες -90° , -85° και -80° , που βρίσκονται εκτός των ορίων της μελέτης. Για κάθε μετακίνηση, έχουμε πάντα την ίδια ενέργεια:

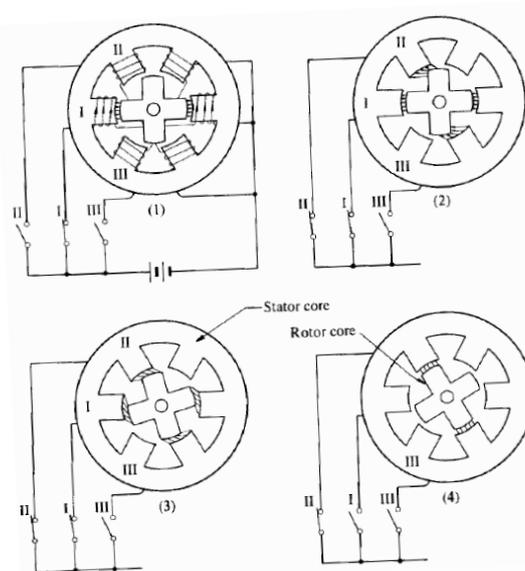
$$A_1 = \left\{ \frac{180^\circ}{\pi} \cdot \left(-\pi + \frac{\pi}{2 * 18} (2k_n - 1) \right) = \frac{180^\circ}{\pi} \cdot \left(-\pi + \frac{\pi}{2 * 18} 35 \right) = -5^\circ \right\} \quad (7.9)$$

με εξαίρεση την τελευταία μετακίνηση που αντιστοιχεί στον εντοπισμό του σωστού σημείου για την εισαγωγή της βελόνας στην αρτηρία. Σε εκείνο το σημείο, η ενέργεια αντιστοιχεί σε:

$$A_1 = \left\{ -\pi + \frac{\pi}{2 * 18} (36 + (15 - q1b)) \right\} \quad (7.10)$$

όπου το q1b είναι το σημείο που έχει βρεθεί από τον αλγόριθμο που έχει περιγραφεί στην παράγραφο 5.3.

Για τη άρθρωση (1) του μηχανισμού, μπορεί, λοιπόν, να χρησιμοποιηθεί βηματικός κινητήρας και μάλιστα **βηματικός κινητήρας μεταβλητής μαγνητικής αντίδρασης**. Αυτό το είδος κινητήρα μπορεί να επιτύχει βήμα μικρής γωνίας έως $1,8^\circ$, οπότε και 5° , όπως επιθυμείται. Αυτό επιτυγχάνεται όταν ο δρομέας είναι κυλινδρικός με σχισμές γύρω από την περιφέρεια του. Οι οδόντες που δημιουργούνται κατά τον τρόπο αυτό είναι έκτυποι πόλοι του δρομέα και φτάνουν τους 100. Ο στάτης έχει τρεις, τέσσερις, πέντε ή οκτώ πόλους, οι επιφάνειες των οποίων είναι με σχισμές, ώστε να δημιουργούνται οδοντώσεις. Κατασκευαστικά, υπάρχουν ήδη βηματικοί κινητήρες που οδηγούνται σε βήμα 5° , που ζητείται στην παρούσα εφαρμογή.



Εικόνα 16 : Αρχή λειτουργίας βηματικού κινητήρα μαγνητικής αντίδρασης

7.2 Σερβοκινητήρες

7.2.1 Χαρακτηριστικά Σερβοκινητήρων

Σερβοκινητήρας είναι ο κινητήρας που ακολουθεί πιστά τις εντολές του «αφέντη» του, οι οποίες αφορούν σε θέση και ταχύτητα. Επιπλέον, για να χαρακτηριστεί ως σερβοκινητήρας, ένας κινητήρας πρέπει να συνοδεύεται και από τις κατάλληλες διατάξεις μέτρησης της συμπεριφοράς του και ελέγχου της μονάδας τροφοδοσίας του. Έτσι, ένας σερβοκινητήρας πρέπει να έχει τα εξής χαρακτηριστικά:

- να περιστρέφεται σταθερά σε μεγάλη περιοχή ταχυτήτων
- να αναπτύσσει υψηλή ροπή, ώστε να αλλάζει γρήγορα η ταχύτητά του
- να έχει υψηλή ταχύτητα απόκρισης στις εντολές του συστήματος ελέγχου
- να είναι εφοδιασμένος με διατάξεις μέτρησης και ανάδρασης της θέσης ή/και της ταχύτητας ή/και της ροπής του
- να οδηγείται από διατάξεις ηλεκτρονικών ισχύος, οι οποίες ελέγχονται από σήματα προερχόμενα από τις διατάξεις μέτρησης και ανάδρασης.
- να αποκρίνεται γρήγορα και να είναι ευαίσθητος σε εξωτερικές διαταραχές των παραμέτρων (ροπή, ταχύτητα, θέση).

Στη σημερινή εποχή, οι σερβοκινητήρες χρησιμοποιούνται κυρίως σε εφαρμογές συστημάτων αυτομάτου ελέγχου και τηλεχειρισμού. Υπάρχουν πολλές εφαρμογές, όπως τα σερβοσυστήματα καθορισμού της θέσης (positioning), τα συστήματα ελέγχου της ταχύτητας, το σύστημα ελέγχου του βραχίονα ενός ρομπότ και σε μηχανήματα που ελέγχονται ψηφιακά. Υπάρχουν, επίσης, κινητήρες που χρησιμοποιούνται ως σερβοκινητήρες συνεχούς ρεύματος (DC servomotors) ή σερβοκινητήρες εναλλασσομένου ρεύματος, τριφασικοί ή μονοφασικοί (AC three phase servomotors / AC single phase servomotors). Πολλές φορές, οι σερβοκινητήρες έχουν ενσωματωμένα και άλλα εξαρτήματα και συσκευές, όπως: ταχογεννήτρια, διάταξη απόσβεσης ταλαντώσεων, φρένο, γρανάζια, κωδικοποιητή. Προκύπτει, επομένως, το ζήτημα της επιλογής κατάλληλου σερβοκινητήρα και συστήματος σερβοκίνησης για την παρούσα εφαρμογή.²⁴

7.2.2 Μαθηματική ανάλυση για την επιλογή Σερβοκινητήρων

Ένας τρόπος εξέτασης αυτού του ζητήματος είναι ο εξής καθορισμός: *Ποιοι κινητήρες δεν μπορούν να πραγματοποιήσουν το ζητούμενο δυναμικό έργο, ανεξάρτητα από*

τη σχέση μετάδοσης του κιβωτίου ταχυτήτων ανάμερα στον κινητήρα και το φορτίο; Και για όσους μπορούν, ποιο είναι το φάσμα των εφικτών σχέσεων μετάδοσης; Το δυναμικό έργο αποτελεί ουσιαστικά μια κίνηση ενός ορισμένου φορτίου ή μηχανισμού και καθορίζεται από την ταχύτητα $u(t)$, την επιτάχυνση $a(t)$ και την απαιτούμενη δύναμη $F(t)$, για ευθύγραμμη κίνηση. Στη συγκεκριμένη εφαρμογή, απαιτείται περιστροφική κίνηση, οπότε καθορίζεται από τη γωνιακή ταχύτητα $\omega(t)$, τη γωνιακή επιτάχυνση $a(t)$ και την απαιτούμενη ροπή $T(t)$. Αυτές οι συναρτήσεις του χρόνου προκύπτουν από ανάλυση των δυνάμεων του συστήματος. Η σχέση μετάδοσης του κιβωτίου ταχυτήτων από τον κινητήρα στο φορτίο ορίζεται ως $n = \frac{\omega_{motor}}{\omega_{load}}$ και στην παρούσα εφαρμογή θεωρείται $n = 1$.

Προφανώς, η μέγιστη δύναμη που μπορεί να παράγει ο κινητήρας πρέπει να είναι μεγαλύτερη από τη μέγιστη απαίτηση δύναμης του φορτίου. Επιπλέον, υπολογίζονται το άνω όριο $n_u = \frac{\omega_{max,motor}}{\omega_{peak,load}}$ λόγω γωνιακής ταχύτητας και το κάτω όριο $n_l = \frac{T_{peak}}{T_{max,motor}}$ λόγω ροπής. Αν $n_l > n_u$, τότε ο κινητήρας είναι ακατάλληλος.²⁶

Γενικά, απαιτείται μια σχέση μετάδοσης n μεταξύ κινητήρα και τελικής εργασίας που εξασφαλίζει ότι η μέγιστη ταχύτητα που απαιτεί η εργασία είναι μικρότερη από τη μέγιστη ταχύτητα του κινητήρα και ότι μια συγκεκριμένη νόρμα της ροπής του κινητήρα είναι μικρότερη από ένα ορισμένο όριο για τον κινητήρα M_p :

$$\left\| \frac{T(t)}{n} + J_{motor} * n * a(t) \right\|_p \leq M_p \quad (7.11)$$

Η δεύτερη συνθήκη εξαρτάται από τον κινητήρα, λόγω της αδράνειας του δρομέα J_{motor} . Οι κανονικοποιημένες εξισώσεις είναι, λοιπόν, οι παρακάτω:

$$\left\{ \begin{array}{l} \omega_{peak} * \sqrt{J_{motor}} * n \leq \omega_{max,motor} * \sqrt{J_{motor}} \\ \left\| \frac{T(t)}{n * \sqrt{J_{motor}}} + \sqrt{J_{motor}} * n * a(t) \right\|_p \leq \frac{M_p}{\sqrt{J_{motor}}} \\ n^* = n * \sqrt{J_{motor}} \end{array} \right. \Rightarrow$$

$$\omega_{peak} n^* \leq \omega_{max,motor} * \sqrt{J_{motor}}$$

$$\left\| \frac{T(t)}{n^*} + n^* a(t) \right\|_p \leq \frac{M_p}{\sqrt{J_{motor}}} \quad (7.12)$$

Ορίζοντας

$$\omega^*(n^*) \equiv \omega_{peak} n^*$$

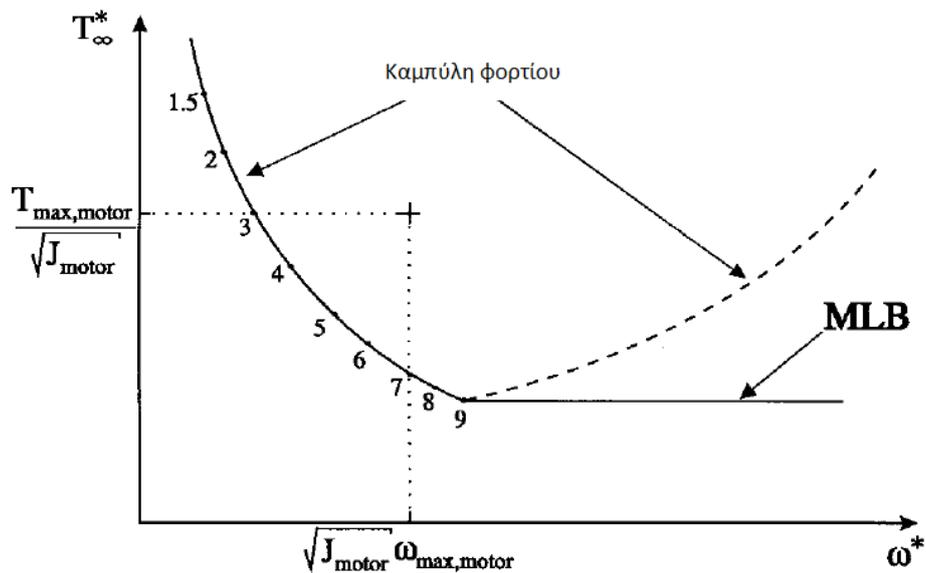
$$T_p^*(n^*) \equiv \left\| \frac{T(t)}{n^*} + n^* a(t) \right\|_p \quad (7.13)$$

Προκύπτουν οι σχέσεις:

$$\omega^*(n^*) \leq \omega_{max,motor} * \sqrt{J_{motor}} \equiv \omega_{max,motor}^*$$

$$T_p^*(n^*) \leq \frac{M_p}{\sqrt{J_{motor}}} \equiv M_p^* \quad (7.14)$$

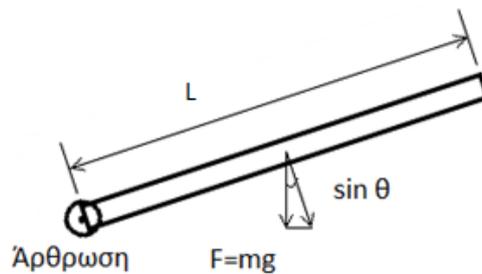
Το γράφημα των $(\omega^*(n^*), T_p^*(n^*))$ είναι ουσιαστικά η καμπύλη φορτίου παραμετροποιημένη ως προς n^* .²⁶



Εικόνα 17: Σχηματικό γράφημα $\omega^* - T^*$

Η παρούσα εφαρμογή δεν απαιτεί μεγάλη γωνιακή ταχύτητα, οπότε, επομένως, ο κινητήρας δεν χρειάζεται να κινείται με πάνω από $\frac{\pi}{2} \text{ rad/sec}$. Οπότε, μπορεί να χρησιμοποιηθεί οποιοσδήποτε σερβοκινητήρας που αποδίδει τουλάχιστον τόση μέγιστη ταχύτητα. Επιπρόσθετα, πρέπει να υπολογιστεί η ροπή που απαιτείται να παρέχει ο κινητήρας. Αυτή εξαρτάται από το βάρος των υλικών που θα χρησιμοποιηθούν για την κατασκευή και απαιτεί περαιτέρω μελέτη. Στο τυπικό σχήμα που ακολουθεί, η ροπή που εμφανίζεται λόγω βάρους είναι:

$$T = x * F * \sin \theta = \frac{l}{2} * mg * \sin \theta \quad (7.15)$$



Εικόνα 18: Ροπή σε βραχίονα λόγω βάρους

Οπότε, για να καταφέρει ο σερβοκινητήρας να μετακινήσει το βραχίονα της κατασκευής προς τα πάνω, θα πρέπει να μπορεί να αποδώσει ροπή μεγαλύτερη από αυτή που προκύπτει για $\theta=0$, μάζα την αντίστοιχη του υλικού που θα χρησιμοποιηθεί και το αντίστοιχο μήκος l του βραχίονα.

7.2.3 Είδη Σερβοκινητήρων

Οι περιστροφικοί DC σερβοκινητήρες σταθερού μαγνητικού πεδίου έχουν αποδειχτεί αξιόπιστα εργαλεία για εφαρμογές ελέγχου κίνησης, όπου απαιτείται αποτελεσματικότητα, υψηλή αρχική ροπή και γραμμικές χαρακτηριστικές ταχύτητας-ροπής. Η χρήση τέτοιου είδους σερβοκινητήρων αυξήθηκε ιδιαίτερα και με την εισαγωγή και εφαρμογή ισχυρότερων κεραμικών και φυσικών μαγνητών από υλικά όπως νεοδύμιο-σίδηρος-βόριο. Η εξάπλωσή τους ενισχύθηκε και από την εύκολη καθοδήγηση των κινητήρων από ελεγκτές βασισμένους σε μικροεπεξεργαστές. Η χρήση μόνιμων μαγνητών για τη δημιουργία του πεδίου εξάλειψε, επίσης, την ανάγκη για ξεχωριστή διέγερση πεδίου, καθώς και τις ηλεκτρικές απώλειες που συμβαίνουν σε τέτοιες περιελίξεις πεδίου. Η αυξημένη αντοχή πεδίου των κεραμικών και των φυσικών μαγνητών επέτρεψε, επιπλέον,

την κατασκευή DC κινητήρων πιο μικρών και ελαφριών από την προηγούμενη γενιά DC κινητήρων με μαγνήτες alnico(κράμα αργιλίου, νικελίου, κοβαλτίου με σταθερό μαγνητισμό, AlNiCo). Επιπρόσθετα, τα ολοκληρωμένα κυκλώματα και οι μικροεπεξεργαστές έχουν αυξήσει την αξιοπιστία και σχέση κόστους-αποτελεσματικότητας των ψηφιακών ελεγκτών κίνησης και τον κινητήρων, ενώ επιτρέπουν ακόμα μεγαλύτερη μείωση του μεγέθους και του βάρους των συστημάτων.²⁷

Δύο βασικοί τύποι σερβοκινητήρων είναι οι σερβοκινητήρες με ή χωρίς συλλέκτη:

Οι DC κινητήρες σταθερού μαγνήτη με συλλέκτη τροφοδοτούνται από συλλέκτες και έναν μεταγωγέα ηλεκτρικού ρεύματος πολλαπλών τμημάτων. Σε σχέση με τους υπόλοιπους DC κινητήρες, όμως, μόνο οι σταθερού μαγνήτη έχουν γραμμική χαρακτηριστική ταχύτητας-ροπής, χαρακτηριστικό που τους καθιστά ιδανικούς για εφαρμογές σερβοκινητήρων κλειστού βρόχου και μεταβλητής ταχύτητας. Ο στάτης ενός τέτοιου είδους κινητήρα έχει ζεύγη μαγνητικών πόλων. Όταν ο κινητήρας ενεργοποιείται, οι αντίθετες πολικότητες των ενεργών ελιγμάτων και οι μαγνήτες του στάτη αντιδρούν, προκαλώντας κίνηση του δρομέα, ώστε να ευθυγραμμιστεί με το στάτη. Μόλις ο δρομέας ευθυγραμμιστεί με το στάτη, ενεργοποιείται μέσω των συλλεκτών το επόμενο τύλιγμα. Αυτή η συνεχής εναλλαγή των τυλιγμάτων προκαλεί τη συνεχόμενη κίνηση του κινητήρα. Τα τμήματα του μετατροπέα αντιστοιχούν ακριβώς στον αριθμό των ελιγμάτων. Με αντιστροφή των συνδέσεων ενός κινητήρα σταθερού μαγνήτη, αλλάζει η φορά της κίνησης, με πιθανή, όμως, απώλεια στην απόδοση.

Οι DC κινητήρες σταθερού μαγνήτη χωρίς συλλέκτη έχουν την ίδια γραμμική χαρακτηριστική ταχύτητας-ροπής με τους DC κινητήρες σταθερού μαγνήτη με συλλέκτη, όμως οδηγούνται ηλεκτρονικά. Η κατασκευή τους διαφέρει, επίσης, καθώς έχουν δρομείς σταθερού μαγνήτη και όχι στάτες, όπως οι κινητήρες με συλλέκτη. Οι μηχανικοί συλλέκτες και ο μεταγωγέας έχουν αντικατασταθεί από ηλεκτρονικούς αισθητήρες, που συνήθως λειτουργούν με βάση το φαινόμενο Hall. Είναι τοποθετημένοι μέσα στα ελίγματα του στάτη και συνδέονται σε τρανζίστορ στερεάς κατάστασης που βρίσκονται είτε σε κάρτες κυκλωμάτων στο περίβλημα του κινητήρα ή σε εξωτερικές συσκευασίες. Οι κυλινδρικοί μαγνητικοί δρομείς τέτοιων κινητήρων μαγνητίζονται εγκάρσια, ώστε να σχηματίσουν αντιτιθέμενους βόρειους και νότιους πόλους κατά τη διάμετρο του δρομέα. Χρησιμοποιείται και εδώ κράμα από νεοδύμιο-σίδηρο-βόριο ή σαμάριο-κοβάλτιο για τους φυσικούς μαγνήτες, που προσφέρει αυξημένη πυκνότητα ροής σε σχέση με τους μαγνήτες

alnico. Τα υλικά αυτά προσφέρουν υψηλότερη απόδοση σε σταθερό μέγεθος ή μικρότερο μέγεθος για σταθερή απόδοση. Επιπλέον, οι δρομείς από κεραμικούς ή φυσικούς μαγνήτες μπορούν να κατασκευαστούν με μικρότερη διάμετρο για μειωμένη αδράνεια.

Συγκριτικά, κάθε κατηγορία κινητήρων έχει διάφορα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Οι DC σερβοκινητήρες σταθερού μαγνήτη χωρίς συλλέκτη δεν απαιτούν τον καθαρισμό του αμμώδους υπολείμματος από τους συλλέκτες, ενώ δεν υπάρχει και ο κίνδυνος έκρηξης ή πυρκαγιάς. Ακόμη, ελαχιστοποιείται η ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή και οι κινητήρες μπορούν να αναπτύξουν μεγαλύτερες ταχύτητες και πιο αποδοτικά. Φυσικά, όμως, υπάρχουν και τα μειονεκτήματα αυτών των κινητήρων. Αρχικά, η φορά περιστροφής δεν αλλάζει με απλή αλλαγή των καλωδιώσεων, αλλά με αλλαγή στην τροφοδοσία των ρευμάτων. Επιπρόσθετα, αυτού του είδους οι κινητήρες είναι πιο ακριβοί στην κατασκευή, ενώ απαιτούνται και επιπλέον καλωδιώσεις για την τροφοδοσία των κυκλωμάτων του ηλεκτρονικού μεταγωγέα. Μάλιστα, τα ηλεκτρονικά που απαιτούνται για τον έλεγχο αυτού του είδους κινητήρα είναι πιο πολύπλοκα και ακριβά. Καθώς, όμως, οι κινητήρες χωρίς συλλέκτη είναι πιο αποδοτικοί, πιο ασφαλείς και με λιγότερες παρεμβολές, προτιμούνται στην παρούσα μελέτη για την κατασκευή του συγκεκριμένου μηχανισμού.²⁷

7.3 Ευθύγραμμος κινητήρας

7.3.1 Χαρακτηριστικά ευθύγραμμων κινητήρων

Ένας ευθύγραμμος κινητήρας είναι μια ηλεκτρομαγνητική συσκευή, η οποία αναπτύσσει κίνηση σε ευθεία γραμμή, σε αντίθεση με την κυκλική κίνηση ενός συμβατικού ηλεκτρικού κινητήρα. Οι ευθύγραμμοι κινητήρες χρησιμοποιούνται σε συρόμενους πίνακες εργαλειομηχανών, καταγραφείς, μηχανήματα δύναμης εμβόλου, συμπιεστές, αντλίες, αμορτισέρ, δονητές, ηλεκτρομαγνητικές βαλβίδες ενεργοποίησης και σε πολλά άλλα, όπου η ευθύγραμμη κίνηση είναι απαραίτητη.²⁸

Ο ευθύγραμμος κινητήρας είναι, λοιπόν, στην ουσία ένας περιστροφικός κινητήρας που έχει ανοιχτεί σε μια επίπεδη επιφάνεια, λειτουργεί, όμως, με τις ίδιες βασικές αρχές. Ένας ευθύγραμμος DC κινητήρας σταθερού μαγνήτη είναι παρόμοιος με ένα περιστροφικό κινητήρα σταθερού μαγνήτη και ένας AC κινητήρας επαγωγής κλωβού είναι παρόμοιος με

έναν ευθύγραμμο κινητήρα επαγωγής. Η ίδια ηλεκτρομαγνητική δύναμη που παράγει ροπή σε έναν περιστροφικό κινητήρα παράγει ροπή και σε έναν ευθύγραμμο κινητήρα. Οι ευθύγραμμοι κινητήρες χρησιμοποιούν το ίδιο σύστημα ελέγχου και τους προγραμματιζόμενους ελεγκτές που χρησιμοποιούν και οι περιστροφικοί κινητήρες.

Ένας ευθύγραμμος κινητήρας αποτελείται από 2 βασικά μηχανικά σύνολα: τα ελίσματα και το μαγνήτη. Το ρεύμα που διαρρέει το τυλίγμα σε ένα μαγνητικό πεδίο παράγει μια δύναμη. Τα ελίσματα χαλκού επάγουν ρεύμα I και το σύνολο δημιουργεί μαγνητική ροή B . Όταν το ρεύμα και η μαγνητική ροή αλληλεπιδρούν, παράγεται μια δύναμη $F = I \times B$, κάθετη και στο ρεύμα και στη μαγνητική ροή.

Υπάρχουν δύο βασικοί τύποι εμπορικά διαθέσιμων ευθύγραμμων κινητήρων χωρίς συλλέκτη: αυτοί που έχουν πυρήνα σιδήρου (ή ατσάλινο) και αυτοί που έχουν εποξειδικό πυρήνα (χωρίς σιδηροπυρήνα). Κάθε ένα από τα δύο αυτά είδη έχει διαφορετικά στοιχεία και χαρακτηριστικά που ταιριάζουν σε διαφορετικές εφαρμογές.²⁷

Το ελίσματα των κινητήρων με σιδηροπυρήνα τυλίγονται σε χάλυβα πυριτίου για μεγιστοποίηση της παραγόμενης δύναμης με ένα σύνολο μαγνήτη μιας πλευράς. Ο σίδηρος σε αυτούς τους κινητήρες επικεντρώνει το μαγνητικό πεδίο στην παραγωγή δύναμης πολύ υψηλής έντασης. Το σύνολο του μαγνήτη αποτελείται από μπάρες φυσικού μαγνήτη τοποθετημένες στην άνω επιφάνεια ενός ατσάλινου δίσκου, διατεταγμένες με εναλλασσόμενες πολικότητες. Ο σίδηρος στον πυρήνα ενός τέτοιου κινητήρα έλκεται από του σταθερούς μαγνήτες σε μια κατεύθυνση κάθετη στη δύναμη του εν λειτουργία κινητήρα. Η ένταση του μαγνητικού πεδίου εντός του διακένου ενός ευθύγραμμου κινητήρα είναι συνήθως πολύ υψηλής τιμής. Μια μαγνητική δύναμη υπάρχει συνεχώς, ανεξάρτητα από το αν ο κινητήρας τροφοδοτείται ή όχι. Η φυσιολογική δύναμη της μαγνητικής έλξης μπορεί να είναι έως και δέκα φορές μεγαλύτερη της συνεχούς δύναμης του κινητήρα. Η τιμή της έντασης του μαγνητικού πεδίου μειώνεται δραστικά, αν η μέτρησή του γίνει μόλις λίγα εκατοστά μακριά από τους μαγνήτες. Οι υψηλές δυνάμεις ώθησης που είναι εφικτές σε ευθύγραμμους κινητήρες με σιδηροπυρήνα τους επιτρέπουν να επιταχύνουν και να κινούν βαριές μάζες, ενώ διατηρούν τη σκληρότητα τους κατά τη διάρκεια της λειτουργίας τους.

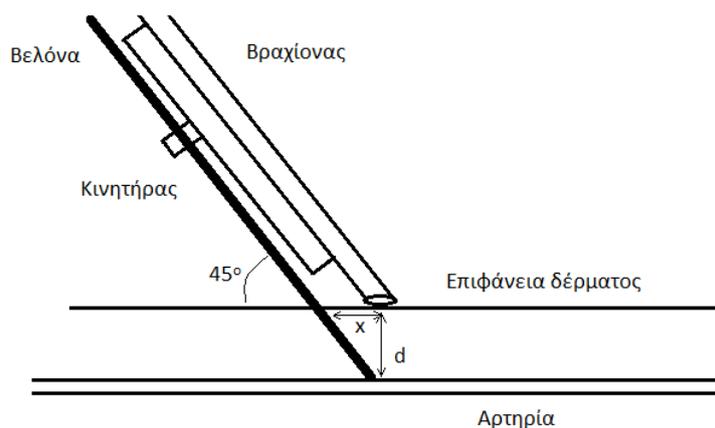
Τα χαρακτηριστικά των κινητήρων με εποξειδικό πυρήνα διαφέρουν από αυτά των κινητήρων με σιδηροπυρήνα. Αρχικά, τα ελίσματα τους τυλίγονται και ενσωματώνονται σε

εποξειδίο για να σχηματίσουν μια λεπτή επιφάνεια που τοποθετείται μέσα στο διάκενο αέρος ανάμεσα στις δύο λωρίδες σταθερού μαγνήτη. Καθώς δεν υπάρχει σιδηροπυρήνας, οι κινητήρες αυτοί είναι πιο ελαφριοί και λιγότερο ευάλωτοι στη μαγνητική ανάσχεση λόγω της ευθυγράμμισης του πυρήνα με τους πόλους του μαγνήτη. Αυτού του είδους οι κινητήρες προσφέρουν εξαιρετικά ομαλή κίνηση, καθιστώντας του έτσι ιδανικούς για εφαρμογές που απαιτούν πολύ χαμηλή τριβή των ρουλεμάν και υψηλή επιτάχυνση ελαφριών φορτίων. Αυτό τους επιτρέπει, επίσης, να διατηρούν σταθερή ταχύτητα, ακόμα και πολύ μικρού μέτρου.

Οι ευθύγραμμοι σερβοκινητήρες μπορούν να επιτύχουν πολύ υψηλή ακρίβεια της τάξεως του $1\mu\text{m}$, ενώ οι φυσιολογικές τους επιταχύνσεις είναι της τάξης των 2-3 g. Οι συνήθεις ταχύτητες τους κυμαίνονται από 1 mm/s έως 2 m/s. Τέλος, οι κινητήρες με σιδηροπυρήνα μπορούν να επιτύχουν δυνάμεις πενταπλάσιας τιμής από τους κινητήρες με εποξειδικό πυρήνα.²⁷

7.3.2 Επιλογή και Τοποθέτηση Ευθύγραμμου Κινητήρα στο Μηχανισμό

Στην παρούσα εφαρμογή, θα χρησιμοποιηθεί ευθύγραμμος σερβοκινητήρας για την εισαγωγή της βελόνας στην αρτηρία του ασθενούς. Ο κινητήρας αυτός τίθεται σε λειτουργία, μόλις εντοπιστεί το ακριβές σημείο από τους αισθητήρες, όπως έχει περιγραφεί προηγουμένως. Η θέση του είναι πάνω στο τρίτο τμήμα του ρομποτικού βραχίονα, όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 19: Τοπολογία μηχανισμού εισαγωγής της βελόνας στο χέρι του ασθενούς

Όπως φαίνεται στο παραπάνω σχήμα, το σημείο μέτρησης με τον αισθητήρα και το σημείο εισαγωγής της βελόνας στο χέρι απέχουν απόσταση x, καθώς είναι αδύνατον η

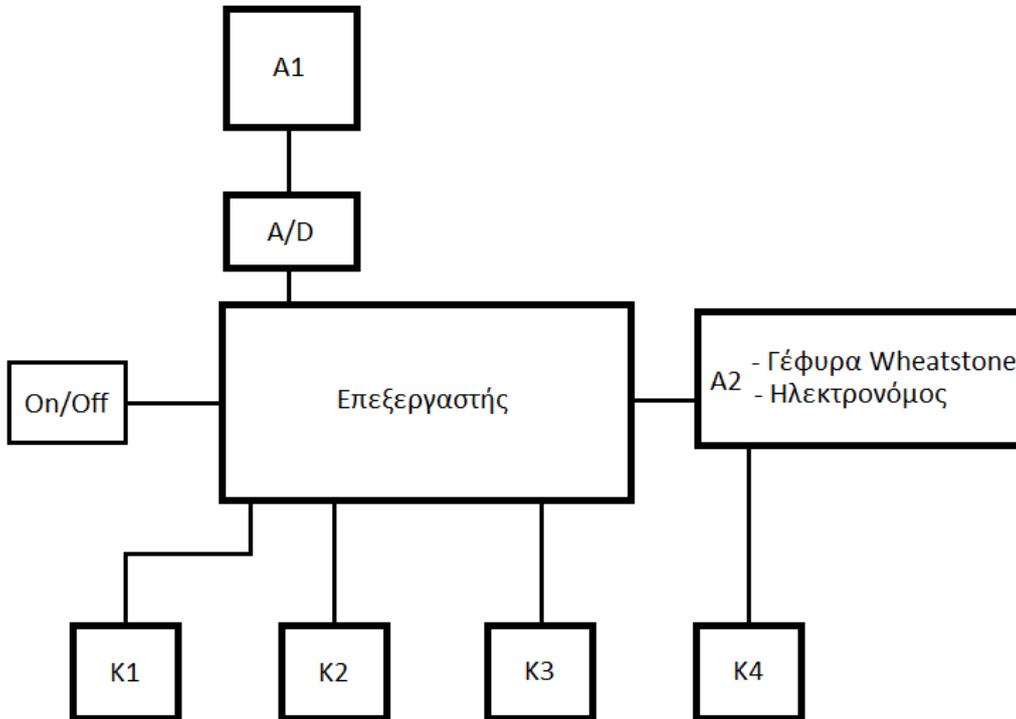
βελόνα να περάσει ακριβώς από το σημείο που βρίσκεται η άκρη του ρομποτικού αισθητήρα. Όμως, από τις μετρήσεις που έχουν γίνει, εξάγεται αποτέλεσμα για το σημείο ακριβώς κάτω από τον αισθητήρα. Επιπλέον, για να είναι βέλτιστη η εισαγωγή ιατρικά, είναι επιθυμητό η γωνία εισχώρησης της βελόνας στο χέρι του ασθενούς να είναι 45° . Επομένως, με δεδομένο ότι η απόσταση της αρτηρίας από την επιφάνεια d είναι κατά μέσο όρο $d=1\text{cm}$ και καθώς είναι επιθυμητό η βελόνα να εισέρχεται στην αρτηρία όσο πιο κοντά στο σημείο της που βρίσκεται ακριβώς κάτω από τον αισθητήρα, προκύπτει ότι η επιθυμητή απόσταση x είναι:

$$\tan \theta = \frac{d}{x} \Rightarrow x = \frac{1}{\tan 45^\circ} = 1 \text{ cm} \quad (7.16)$$

Με βάση τα παραπάνω, επιλέγεται ευθύγραμμος σερβοκινητήρας με εποξειδικό πυρήνα, καθώς είναι πιο ελαφρύς και προσφέρει πιο ομαλή κίνηση για την ανώδυνη εισαγωγή της βελόνας στο χέρι του ασθενούς, τοποθετημένος με τον τρόπο που αναλύθηκε παραπάνω.

ΣΥΝΟΨΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Το συνολικό κύκλωμα φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 20: Συνοπτικό Ηλεκτρικό Κύκλωμα

Όπως φαίνεται, περιλαμβάνει τους δύο αισθητήρες που έχουν περιγραφεί παραπάνω, ένα βηματικό κινητήρα, δύο σερβοκινητήρες, έναν ευθύγραμμο σερβοκινητήρα, έναν A/D μετατροπέα, το κύκλωμα γέφυρας Wheatstone-Ηλεκτρονόμου, έναν διακόπτη On/Off και μια μονάδα επεξεργασίας των σημάτων.

Ο μηχανισμός τίθεται σε λειτουργία με το διακόπτη On/Off. Τότε, η μονάδα επεξεργασίας στέλνει εντολή στους σερβοκινητήρες K2 και K3 να κινηθούν. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, το άκρο του μηχανισμού να κινείται προς τα κάτω με κατεύθυνση το χέρι του ασθενούς. Κάποια στιγμή κατά τη διάρκεια αυτής της κίνησης, το άκρο του μηχανισμού έρχεται σε επαφή με το χέρι. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, την δημιουργία πίεσης που εντοπίζεται από τον αισθητήρα A1. Τότε, σταματά η κίνηση των αρθρώσεων (2) και (3) (q_2 και q_3). Στη συνέχεια, η μονάδα επεξεργασίας στέλνει σήμα στο βηματικό κινητήρα K1 να αρχίσει να προχωράει με βήμα 5° , ώστε να λαμβάνονται λήψεις της πίεσης από το χέρι. Οι λήψεις αυτές γίνονται πάλι μέσω του αισθητήρα A1. Στο σημείο αυτό πρέπει να αναφερθεί ότι τα δεδομένα που προκύπτουν από τον αισθητήρα είναι αναλογικά και μετατρέπονται σε ψηφιακά μέσω του A/D μετατροπέα. Αφού πραγματοποιηθούν οι λήψεις, η μονάδα

επεξεργασίας εντοπίζει το σημείο με την υψηλότερη αυξομείωση στην πίεση (που σημαίνει την ύπαρξη παλμού και άρα αρτηρίας), οπότε ο κινητήρας K1 μετακινεί την άρθρωση (1) (q_1) στην αντίστοιχη θέση. Εν συνεχεία, η μονάδα επεξεργασίας ενεργοποιεί τον ευθύγραμμο σερβοκινητήρα K4, έτσι ώστε η βελόνα να αρχίσει να εισχωρεί στο χέρι του ασθενούς. Κάποια στιγμή, η άκρη της βελόνας εισέρχεται στον αυλό της αρτηρίας. Σε εκείνο το σημείο, ενεργοποιείται ο αισθητήρας A2, που στέλνει σήμα στον ηλεκτρονόμο (διακόπτη) και σταματά την κίνηση της βελόνας. Ο ιατρός έχει πλέον «στα χέρια του» τη βελόνα που έχει εισαχθεί με επιτυχία στον αυλό της αρτηρίας του ασθενούς και δύναται να προχωρήσει στην περαιτέρω διαδικασία με τον τρόπο που κρίνεται σκόπιμος, όπως η εισαγωγή καθετήρα.

Η χρήση της ρομποτικής τεχνολογίας στην ιατρική πρακτική αποτελεί μια καινοτομία-πρόκληση του 21^{ου} αιώνα, καθώς τα πλεονεκτήματα για το ιατρικό προσωπικό όσο και για τους ασθενείς είναι πολλαπλά. Ο ρομποτικός αυτός μηχανισμός μπορεί, λοιπόν, να χρησιμοποιηθεί στο χώρο της ιατρικής. Το κόστος κατασκευής του είναι βιώσιμο και η διαδικασία όχι ιδιαίτερα απαιτητική, ενώ ο προγραμματισμός του ακολουθεί συγκεκριμένη νόρμα και είναι σχετικά απλός. Το μηχάνημα απαιτεί φυσικά χειρισμό από ιατρούς και δέχεται εντολές από αυτούς, ενώ είναι εύκολο στη χρήση. Ο ιατρός απολαμβάνει μεγαλύτερη άνεση και εργονομική ευκολία. Τα αναμενόμενα οφέλη είναι μείωση των τραυματισμών του ασθενούς και αποφυγή αιμορραγίας, διευκόλυνση της εργασίας των ιατρών, μείωση του κόστους και γενικά βελτίωση της διαδικασίας καθετηριασμού, ο οποίος πλέον είναι πολύ διαδεδομένος στην αντιμετώπιση καρδιολογικών προβλημάτων.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1]. Nicholas R. Balaji and Pinak B. Shah, Radial Artery Catheterization, *Circulation*. 2011;124:e407-e408
- [2]. Henry Gray, F.R.S., Gray's Anatomy, Bounty Books, New York, 1977
- [3]. Mitchell MD, Hong JA, Lee BY, Umscheid CA, Bartsch SM, Don CW., Systematic Review and Cost-Benefit Analysis of Radial Artery Access for Coronary Angiography and Intervention, *Circ Cardiovasc Qual Outcomes*. 2012 Jul 1;5(4):454-62. Epub 2012 Jun 26.
- [4]. Kohonen M, Teerenhovi O, Terho T, Laurikka J, Tarkka M., Is the Allen test reliable enough? *Eur J Cardiothorac Surg*. 2007 Dec;32(6):902-5. Epub 2007 Sep 21.
- [5]. Seldinger SI (1953). "Catheter replacement of the needle in percutaneous arteriography; a new technique". *Acta radiologica* 39 (5): 368-76.
- [6]. Braunwald E., Heart disease: A textbook of cardiovascular medicine, W.B. SAUNDERS COMPANY, 1992
- [7]. Bedford, Robert F. M.D.; Wollman, Harry M.D., Complications of Percutaneous Radial-artery Cannulation: An Objective Prospective Study in Man, American Society of Anesthesiologists, Inc., 1973
- [8]. John J. Craig, Εισαγωγή στη Ρομποτική: Μηχανική και Αυτόματος Έλεγχος, Εκδόσεις Τζιόλα, 2008
- [9]. Σπύρος ΤΖΑΦΕΣΤΑΣ, Ρομποτική: Ανάλυση-Έλεγχος-Σχεδιασμός Προγραμματισμός-Αίσθηση, 2003
- [10]. J. Denavit and R. S. Hartenberg, 1955, "A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices.", *Trans ASME J. Appl. Mech*, 23:215-221
- [11]. Gabriel Cramer, "Introduction à l'analyse des lignes courbes algébriques", 1750
- [12]. Gautschi, G, Piezoelectric Sensorics: Force, Strain, Pressure, Acceleration and Acoustic Emission Sensors, Materials and Amplifiers.. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2002
- [13]. Ozden Ozdemir, Song Xu, David J. Dunlop, Closure domains in magnetite, *Journal of Geophysical Research*, vol. 100, NO, B2, February 10, 1995, Pages 2193-2209
- [14]. Jayant Sirohi, Inderjit Chopra, Fundamental Understanding of Piezoelectric Strain Sensors, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 11, April 2000
- [15]. Clinton Y. K. Chee, Liyong Tong, Grant P. Steven, A Review on the Modelling of Piezoelectric Sensors and Actuators Incorporated in Intelligent Structures, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol.9, January 1998
- [16]. Chaudhry, Z., Lalande, F., Ganino, A., Rogers, C. A., "Monitoring the Integrity of Composite Patch Structural Repair via piezoelectric Actuators/Sensors", 36th AIAA/ASME/ASCE/AHS/ASC Structures, Structural Dynamics, and Materials Conference, New Orleans, LA, 1995
- [17]. Kline, D. L.: *Thomas Young: Forgotten genius*, Cincinnati, Vidan Press, 1993
- [18]. Tzou, H. S. and Tseng, C. I., "Distributed Piezoelectric Sensor/Actuator Design for Dynamic Measurement/Control of Distributed Parameter Systems: A Piezoelectric Finite Element Approach," *Journal of Sound and Vibration*, 1990,138 (1), 17-34
- [19]. John G. Proakis, Dimitris G. Manolakis, Ψηφιακή Ανάλυση Σήματος: Αρχές-Αλγόριθμοι-Εφαρμογές, Εκδόσεις Ίων, 2010
- [20]. Tobias Ophhof, The Normal Range and Determinants of the Intrinsic Heart Rate in Man, *Cardiovascular Research* 45, 2000 177-184
- [21]. Abby Jones, Oliver Pratt, Physical Principles of Intra-Arterial Blood Pressure Measurement, *Anaesthesia Tutorial of the Week* 137, 8th June 2009
- [22]. Stig Ekelöf, The Genesis of the Wheatstone Bridge, *Tekniska Museet*, 1979

- [23]. Jacob Millman, Χρήστος Χαλκιάς, Ωλοκληρωμένη Ηλεκτρονική, Εκδόσεις Συμμετρία, Αθήνα 2000
- [24]. Μαρία Γ. Ιωαννίδου, Συστήματα Ειδικών Ηλεκτρικών Κινητήρων, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις,Ε. Μ. Πολυτεχνείου, Αθήνα 2008
- [25]. Anna Gorbenko, Alexander Lutov, Maxim Mornev, Vladimir Popov, Algebras of Stepping Motor Programs, Applied Mathematical Sciences, Vol. 5, 2011, no 34, 1678-1692
- [26]. Herman J. Van de Straete, Pascal Degezelle, Joris De Schutter, Ronnie J. M. Belmans, Servo Motor Selection Criterion for Mechatronic Applications, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 3, No. 1, March 1998
- [27]. Neil Sclater, Nicholas P. Chironis, Mechanisms and Mechanical Devices: Sourcebook, 3rd Edition, McGraw-Hill, 2001
- [28]. Jacek F. Gieras, Zbigniew J. Piech, Linear Synchronous Motors: Transportation and Automation Systems, CRC Press LLC, 2000