



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**  
**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ**  
**ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ**

**ΨΗΦΙΑΚΑ ΡΟΟΜΕΤΡΑ ΓΙΑ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ**

**Μαρία Καλαφάτη**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**  
**Υπεύθυνος**  
**Αθανάσιος Κακαρόντας**  
**Επίκουρος Καθηγητής**

**Λαμία, Φεβρουάριος 2018**





**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**  
**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ**  
**ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ**

**ΨΗΦΙΑΚΑ ΡΟΟΜΕΤΡΑ ΓΙΑ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ**

**Μαρία Καλαφάτη**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**  
**Υπεύθυνος**  
**Αθανάσιος Κακαρούνας**  
**Επίκουρος Καθηγητής**

**Λαμία, Φεβρουάριος 2018**

Με ατομική μου ευθύνη και γνωρίζοντας τις κυρώσεις <sup>(1)</sup>, που προβλέπονται από της διατάξεις της παρ. 6 του άρθρου 22 του Ν. 1599/1986, δηλώνω ότι:

1. Δεν παραθέτω κομμάτια βιβλίων ή άρθρων ή εργασιών άλλων αυτολεξεί **χωρίς να τα περικλείω σε εισαγωγικά** και χωρίς να αναφέρω το συγγραφέα, τη χρονολογία, τη σελίδα. Η αυτολεξεί παράθεση χωρίς εισαγωγικά χωρίς αναφορά στην πηγή, είναι λογοκλοπή. Πέραν της αυτολεξεί παράθεσης, λογοκλοπή θεωρείται και η παράφραση εδαφίων από έργα άλλων, συμπεριλαμβανομένων και έργων συμφοιτητών μου, καθώς και η παράθεση στοιχείων που άλλοι συνέλεξαν ή επεξεργάσθηκαν, χωρίς αναφορά στην πηγή. Αναφέρω πάντοτε με πληρότητα την πηγή κάτω από τον πίνακα ή σχέδιο, όπως στα παραθέματα.
2. Δέχομαι ότι η αυτολεξεί **παράθεση χωρίς εισαγωγικά**, ακόμα κι αν συνοδεύεται από αναφορά στην πηγή σε κάποιο άλλο σημείο του κειμένου ή στο τέλος του, είναι αντιγραφή. Η αναφορά στην πηγή στο τέλος π.χ. μιας παραγράφου ή μιας σελίδας, δεν δικαιολογεί συρραφή εδαφίων έργου άλλου συγγραφέα, έστω και παραφρασμένων, και παρουσίασή τους ως δική μου εργασία.
3. Δέχομαι ότι υπάρχει επίσης περιορισμός στο μέγεθος και στη συχνότητα των παραθεμάτων που μπορώ να εντάξω στην εργασία μου εντός εισαγωγικών. Κάθε μεγάλο παράθεμα (π.χ. σε πίνακα ή πλαίσιο, κλπ), προϋποθέτει ειδικές ρυθμίσεις, και όταν δημοσιεύεται προϋποθέτει την άδεια του συγγραφέα ή του εκδότη. Το ίδιο και οι πίνακες και τα σχέδια
4. Δέχομαι όλες τις συνέπειες σε περίπτωση λογοκλοπής ή αντιγραφής.

Ημερομηνία: 7/2/2018

Η Δηλούσα

Μαρία Καλαφάτη

(1) «Όποιος εν γνώσει του δηλώνει ψευδή γεγονότα ή αρνείται ή αποκρύπτει τα αληθινά με έγγραφη υπεύθυνη δήλωση του άρθρου 8 παρ. 4 Ν. 1599/1986 τιμωρείται με φυλάκιση τουλάχιστον τριών μηνών. Εάν ο υπαίτιος αυτών των πράξεων σκόπευε να προσπορίσει στον εαυτόν του ή σε άλλον περιουσιακό όφελος βλάπτοντας τρίτον ή σκόπευε να βλάψει άλλον, τιμωρείται με κάθειρξη μέχρι 10 ετών.

# ΨΗΦΙΑΚΑ ΡΟΟΜΕΤΡΑ ΓΙΑ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Μαρία Καλαφάτη

## Τριμελής Επιτροπή:

Αθανάσιος Κακαρούντας, Επίκουρος Καθηγητής (επιβλέπων)

Δημήτριος Ιακωβίδης, Αναπληρωτής Καθηγητής

Χαρίλαος Σανδαλίδης, Επίκουρος Καθηγητής



## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θεωρώ υποχρέωση μου να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή για την πολύτιμη καθοδήγησή του. Επιπλέον, θέλω να ευχαριστήσω τον Αναπληρωτή Καθηγητή Ακτινολογίας Ιατρικής Πανεπιστημίου Πατρών κ. Καρναμπατίδη Δημήτρη, κ. τον ειδικευόμενο Ιατρό Ακτινολογίας Παπαδημάκο Παναγιώτη και τον υπεύθυνο χώρου πειραματόζωων Ιατρικής Πατρών κ. Καψή Λεωνίδα που μου προσέφεραν για την συγκέντρωση των στοιχείων και την εκτέλεση των πειραμάτων. Επιπρόσθετα, οφείλω να αφιερώσω την πτυχιακή μου εργασία στους γονείς μου, που με στήριξαν όλα τα χρόνια της φοίτησης μου στο Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Κατά τις δύο τελευταίες δεκαετίες έχουμε γίνει μάρτυρες της αξιοσημείωτης προόδου στην εξέλιξη των αισθητήρων και των εφαρμογών τους σε διάφορους τομείς, όπως στον περιβαλλοντικό έλεγχο, στην βιοτεχνολογία, στην διάγνωση και θεραπεία των ασθενειών, στην ανίχνευση φαρμάκων και στον κλάδο της βιοιατρικής. Η τεχνολογία των αισθητήρων και των ροόμετρων έχει φτάσει πλέον σε υψηλά επίπεδα ωριμότητας και διάφορα εμπορικά προϊόντα κυκλοφορούν πλέον στην αγορά. Προβλήματα ωστόσο ευαισθησίας, σταθερότητας και μεγέθους συνεχίζουν να υπάρχουν στην χρήση των ροόμετρων σε τομείς πραγματικών εφαρμογών. Οι ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής που μπορούν να μετρήσουν την ροή μέσω άλλων φυσικών μεγεθών, όπως η δύναμη ή η πίεση, θα μπορούσαν να λύσουν τέτοια προβλήματα καθώς προσφέρουν πιο έγκυρα διαγνωστικά εργαλεία με καλύτερη ευαισθησία, εξειδίκευση και περισσότερη αξιοπιστία στα αποτελέσματά τους.

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία παρουσιάζονται και αναλύονται στα πρώτα κεφάλαια οι αισθητήρες και διάφορα είδη αισθητήρων που μας ενδιαφέρουν στα πειράματα ενώ στη συνέχεια δίνεται έμφαση στο σύστημα ροόμετρων που κατασκευάστηκε για τα πειράματα, το οποίο είναι επαναχρησιμοποιήσιμο, χαμηλού κόστους και διαθέτει μικρή αλλά ικανοποιητική ακρίβεια. Τέλος, αναλύονται τα συμπεράσματα που προέκυψαν από τις μετρήσεις των πειραμάτων και υποδεικνύονται τα διαγράμματα ροής.

**Λέξεις – κλειδιά:** Ψηφιακά συστήματα, ροόμετρο, αισθητήρας ροής, μέτρηση ροής υγρών, παρακολούθηση ασθενή



## ABSTRACT

In the last two decades, we have witnessed a remarkable progress in the development of biosensor devices and their application in areas such as environmental monitoring, biotechnology, medical diagnostics and treatment, drug screening and in the sector of bioengineering. The technology of biosensors and flow meters has reached a high degree of maturity and several commercial products are available on the market. But problems of stability, sensitivity and size have prevented the general use of flow meters for real field applications. Integrated flow sensors which can calculate the flow through other physical sizes, such as force or pressure could solve such problems as they offer more authoritative diagnostic tools with better sensitivity, specialization and more credibility in their results.

In the present dissertation, the sensors and various types of sensors that are of interest to us in experiments are presented and analyzed in the first chapters while emphasis is placed on the flow meter system built for experiments, which is reusable, low cost and has little but satisfactory accuracy. Finally, the conclusions drawn from the experimental measurements and the flow charts are analyzed.

**Keywords:** Digital Systems, flowmeters, flow sensor, fluid flow monitoring, patient health monitoring

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

### Περιεχόμενα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ .....	ii
ABSTRACT.....	iii
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ .....	vi
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ .....	vii
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 – Εισαγωγή .....	1
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – Εισαγωγή στα ροόμετρα .....	3
2.1 Εισαγωγή στα Ροόμετρα .....	3
2.2 Προφυλάξεις εγκατάστασης στα ροόμετρα .....	5
2.3 Ηλεκτρονικές Εφαρμογές στην Ιατρική-Ροόμετρα.....	5
2.4 Ψηφιακά Ροόμετρα .....	6
2.5 Γενική Προσέγγιση Αισθητήρων .....	7
2.6 Φαινόμενα σε αγωγούς.....	10
2.7 Φαινόμενα σε ημιαγωγούς .....	11
Το Φαινόμενο Hall .....	11
Γενικές διαπιστώσεις.....	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 Θεωρητική Ανάλυση Ροομέτρων .....	13
3.1 Εισαγωγή.....	13
3.2 Βασικά στοιχεία δυναμικής της ροής.....	13
3.3 Ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής.....	15
3.4 Ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής με ανίχνευση διαφορικής πίεσης.....	16
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 – Τεχνολογίες Αισθητήρων Ροής .....	19
4.1 Μικροαισθητήρες ταχύτητας και ροής.....	19
4.2 Μικροαισθητήρες Πίεσης .....	19
4.3 Προσανατολισμός ενός μετρητή ροής .....	20
4.4 Πρώτα βήματα για την επιλογή του σωστού μετρητή .....	20
4.5 Πώς λειτουργούν τα ροόμετρα διαφορικής πίεσης .....	20
4.6 Πλεονεκτήματα- Μειονεκτήματα .....	21
4.7 Πως χρησιμοποιούνται τα ροόμετρα διαφορικής πίεσης.....	21
4.8 Προφυλάξεις εφαρμογής για ροόμετρα διαφορικής πίεσης.....	22
4.9 Κατασκευή νέου δομικού πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα πίεσης .....	23

4.10 Αισθητήρες πίεσης και βάρους .....	25
ΕΙΔΗ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΙ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΠΙΕΣΗΣ.....	26
4.11 Αισθητήρας πίεσης με ενσωματωμένο μικροεπεξεργαστή.....	27
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 - Αισθητήρες Μέτρησης Άλλων Φυσικών Μεγεθών .....	29
5.1 Μικροαισθητήρες Δύναμης.....	29
5.2 Αισθητήρες Αερίου .....	31
5.3 Ενσωματωμένος gas/liquid αισθητήρας σε μικροκατασκευάσμα .....	31
5.4 Αισθητήρες αερίου με βάση το Nanowire .....	33
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 – Προτεινόμενο ροόμετρο .....	37
6.1 Ροή Ρευστών - Θεωρία.....	37
6.2 Μελέτη της ροής υγρών υπό την επίδραση της βαρύτητας .....	40
Γενικής χρήσης – Ογκομετρικές .....	42
Οδηγοί σύριγγας .....	42
Φορητές συσκευές έγχυσης.....	42
6.3 Αντλίες Έγχυσης με Βαρύτητα .....	43
6.4 In vitro μοντέλο χορήγησης ενδοφλέβιου υγρού .....	44
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 - Υλοποίηση.....	45
7.1 Αφιέρωμα στους αισθητήρες που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα πτυχιακή εργασία.....	45
Ο αισθητήρας πίεσης που επιλέχθηκε: .....	45
Ο αισθητήρας δύναμης:.....	47
7.2 Αλγόριθμος εξομάλυνσης των απότομων μεταβολών .....	52
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8 – Πειραματικό μέρος .....	55
8.1 Περιγραφή πειράματος πρώτης ημέρας .....	55
8.2 Περιγραφή πειράματος δεύτερης ημέρας.....	57
8.3 Περιγραφή πειράματος τρίτης ημέρας .....	58
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9 - Συμπεράσματα- Διαγράμματα.....	59
9.1 Συζήτηση για την πρώτη μέρα μετρήσεων .....	59
9.2 Συμπεράσματα δεύτερης ημέρας .....	59
ΚΟΥΝΕΛΙ 1:.....	59
ΚΟΥΝΕΛΙ 2:.....	60
9.3 Συμπεράσματα τρίτης ημέρας.....	60
ΚΟΥΝΕΛΙ 1:.....	60
ΚΟΥΝΕΛΙ 2:.....	61

ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΔΥΟ ΓΡΑΦΙΚΩΝ .....	61
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....	64
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	67

## ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Σχεδιασμός Τυπικού Ροόμετρου .....	4
Εικόνα 2: Ηλεκτρονικός Αισθητήρας.....	8
Εικόνα 3: Η ειδική αντίσταση συναρτήσει της θερμοκρασίας ειδικών μετάλλων. ....	10
Εικόνα 4: Η επίδραση της θερμοκρασίας στην ειδική ηλεκτρική αγωγιμότητα του Cu και των ημιαγωγών Ge,Si. Τα βέλη δείχνουν τα σημεία τήξης των σωμάτων.....	11
Εικόνα 5: Το φαινόμενο Hall.....	12
Εικόνα 6: Ροή ρευστού υπό σταθερές συνθήκες και οι αντίστοιχες δυναμικές γραμμές. ....	14
Εικόνα 7: Διατομή ολοκληρωμένου αισθητήρα ροής. ....	16
Εικόνα 8:(α) Ολοκληρωμένος αισθητήρας ροής με ανίχνευση διαφορικής πίεσης, κατασκευασμένος από τον O. Berberig το 1997. ....	17
Εικόνα 9: Φαινόμενο Bernoulli .....	20
Εικόνα 10: Σχέσεις μεταξύ διαφόρων ειδών πίεσης. ....	27
Εικόνα 11: Αισθητήρας δύναμης arduino.....	30
Εικόνα 12: Αισθητήρας αερίου.....	31
Εικόνα 13: Το μικροκατασκεύασμα .....	32
Εικόνα 14: a) Φωτογραφία από σχηματικές αναπαραστάσεις μικροηλεκτρονικής, b) Εικόνα της νανοηλεκτρονικής και (c) Η εντύπωση του καλλιτέχνη σχετικά με ένα ενσωματωμένο κύκλωμα αισθητήρα φωτός που βασίζεται σε συστοιχίες nanowire..	35
Εικόνα 15: Γραφική παράσταση συγκέντρωσης φαρμάκων στη μονάδα του χρόνου	40
Εικόνα 16: Συσκευή έγχυσης.....	43
Εικόνα 17: Αισθητήρας πίεσης της πτυχιακής εργασίας. ....	45
Εικόνα 18: Διαγράμματα τάσης εξόδου του αισθητήρα πίεσης. ....	46
Εικόνα 19: Διαστάσεις του αισθητήρα πίεσης.....	46
Εικόνα 20: Αισθητήρας δύναμης της πτυχιακής εργασίας.....	47
Εικόνα 21: Τυπικό διάγραμμα δύναμης.....	48
Εικόνα 22: Ένα τυπικό σχήμα αισθητήρα δύναμης.....	49
Εικόνα 23: Μηχανικά δεδομένα του αισθητήρα πίεσης. ....	49
Εικόνα 24: Συνδεσμολογία αισθητήρα. ....	50
Εικόνα 25: Απλοποιημένο σύστημα αισθητήρα.....	50
Εικόνα 26: Φωτογραφίες κατα την διάρκεια των πειραμάτων. ....	51
Εικόνα 27: Φωτογραφία απεικόνισης της στάθμης του φυσιολογικού ορού κατα την διάρκεια του πειράματος. ....	56

Εικόνα 28: Διάγραμμα ροής κουνελιού 1 ημέρας 2 .....	59
Εικόνα 29: Διάγραμμα ροής κουνελιού 2 ημέρας 2 .....	60
Εικόνα 30: Διάγραμμα ροής κουνελιού 1 ημέρας 3 .....	60
Εικόνα 31: Διάγραμμα ροής κουνελιού 2 ημέρας 3 .....	61
Εικόνα 32: Σύγκριση της ροής και των δύο κουνελιών στην ημέρα 3 .....	61

## ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: Σχέσεις των μονάδων πίεσης.....	25
Πίνακας 2: Είδη αντλιών και ενδεικτικά κενά.....	27
Πίνακας 3: Πιεζοηλεκτρικοί συντελεστές για συγκεκριμένα υλικά.....	29
Πίνακας 4: Υδροστατικές πιέσεις σε διάφορα σημεία του ανθρώπινου οργανισμού και σε μερικές αντλίες έγχυσης.....	39
Πίνακας 5: Οπτικές μετρήσεις του πειράματος.....	56



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 – Εισαγωγή

Σε αυτή την πτυχιακή εργασία, μελετούνται τα ροόμετρα ως συσκευές μέτρησης, κυρίως υγρών, καθώς και οι χρήσεις τους στην ιατρική. Ένα ροόμετρο είναι ένα όργανο που χρησιμοποιείται για τη γραμμική, μη γραμμική μέτρηση μάζας ή για την μέτρηση ενός ογκομετρικού ρυθμού ροής ενός υγρού ή ενός αερίου.

Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για την ολοκλήρωση της πτυχιακής εργασίας ήταν η έρευνα αγοράς και η μελέτη των διαθέσιμων λύσεων σε επίπεδο τεχνολογίας. Τα πρώτα κεφάλαια της πτυχιακής εργασίας αναφέρονται σε διάφορους τύπους ροομέτρων που έχουν προταθεί στη διεθνή βιβλιογραφία καθώς και οι αρχές στις οποίες βασίστηκαν. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον δίνεται στα ροόμετρα τα οποία στηρίζονται στην αξιοποίηση της βαρύτητας προκειμένου να επιτευχθεί η ροή του υγρού. Στην παρούσα εργασία μελετήθηκαν τυπικές εφαρμογές της ιατρικής που βασίζονται σε ροή λόγω της βαρύτητάς, όπως είναι οι οροί. Εναλλακτικά θα μπορούσε η ίδια αρχή να αξιοποιηθεί στους καθετήρες και στις σακούλες συγκομιδής του βιολογικού υλικού.

Αφού ολοκληρώνεται η παρουσίαση όλων των τύπων ροομέτρων που έχουν παρουσιαστεί διεθνώς, στην συνέχεια τίθενται κάποιοι στόχοι, προκειμένου να διερευνηθεί κατά πόσο είναι δυνατόν να προταθεί ένας νέος τύπος ροομέτρου ο οποίος θα εξασφαλίζει ικανοποιητική ακρίβεια, θα είναι επαναχρησιμοποιήσιμος και θα έχει χαμηλό κόστος. Από το σχεδιασμό προκρίθηκαν δύο τύποι αισθητήρων, ένας που βασίζεται στην διαφορική πίεση και ένας που κάνει μέτρησης δύναμης (στην περίπτωση της εργασίας, βάρους). Από την υλοποίηση και την πειραματική διαδικασία, προκύπτει ότι και οι δύο δίνουν ικανοποιητικά αποτελέσματα, ιδιαίτερα όμως ο αισθητήρας δύναμης ικανοποιεί όλες τις προϋποθέσεις. Από την αργότερα ρύθμισή του αναμένεται να αποτελέσει τη βάση για νέου τύπου ροόμετρα τα οποία θα μπορούν να χρησιμοποιηθούν στα νοσοκομεία και θα μπορούν να προσφέρουν μετρήσεις σε πραγματικό χρόνο στο σταθμό αδερφών, οι οποίες επωμίζονται την μελέτη της ροής, με οπτικό τρόπο, όταν τους το επιτρέπει η εργασία τους.

Όσο αφορά την καινοτομία της εργασίας, πρόκειται για την πρώτη φορά που ένας τέτοιος αισθητήρας προτείνεται για την μέτρηση της ροής υγρών, και ιδιαίτερα σε ιατρικές εφαρμογές





## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – Εισαγωγή στα ροόμετρα

### 2.1 Εισαγωγή στα Ροόμετρα

Ένα ροόμετρο είναι ένα όργανο που χρησιμοποιείται για τη γραμμική ή τη μη γραμμική μέτρηση μάζας, ή για την μέτρηση ενός ογκομετρικού ρυθμού ροής ενός υγρού ή ενός αερίου. Η δεύτερη περίπτωση είναι αυτή που μελετάται σε αυτήν την Πτυχιακή Εργασία. Για την επιλογή ενός μετρητή ροής υπάρχουν πολλοί παράγοντες που θα πρέπει να ληφθούν υπόψη, όπως το κόστος, τα χαρακτηριστικά της εφαρμογής, τις συνθήκες λειτουργίας και το εύρος τιμών. Στην περίπτωση των ροομέτρων για ιατρικούς σκοπούς ενδιαφέρον επίσης πρέπει να δίνεται σε θέματα υγιεινής, ασφάλειας χρήσης και επαναχρησιμοποίησης.

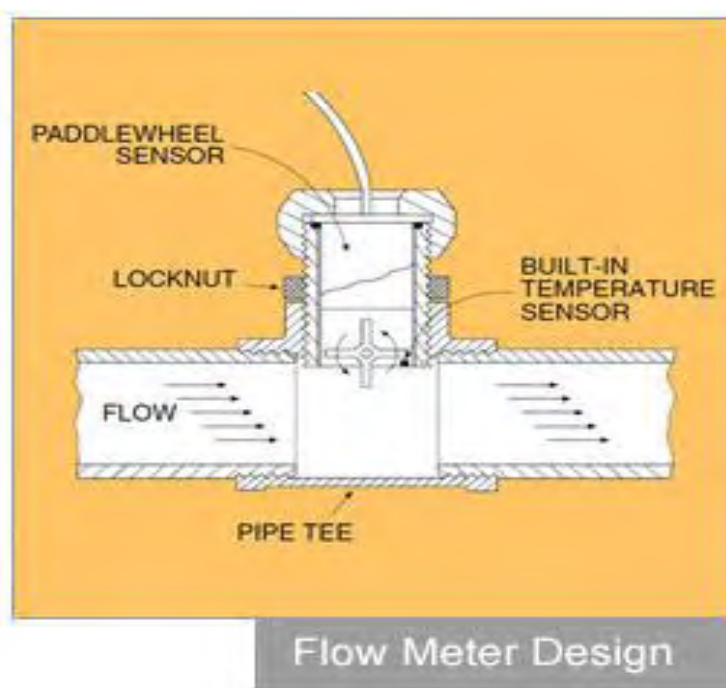
Τα ροόμετρα αποτελούνται από μια κύρια συσκευή η οποία περιλαμβάνει τον μορφομετατροπέα (ή αισθητήρα). Κάποια ροόμετρα επιπλέον περιλαμβάνουν και πομπό για την μετάδοση των δεδομένων σε ψηφιακά συστήματα. Ο μορφοτροπέας ανιχνεύει το υγρό που διέρχεται από την κύρια συσκευή. Αυτά τα στοιχεία συχνά συνδυάζονται, οπότε ο πραγματικός μετρητής ροής μπορεί να είναι μία ή περισσότερες φυσικές συσκευές. Οι μετρήσεις βιομηχανικής ροής συμπεριλαμβάνουν τη μέτρηση του ρυθμού ροής στερεών, υγρών και αερίων. Εκεί είναι δύο βασικοί τρόποι μέτρησης της ροής: η μία σε ογκομετρική βάση και η άλλη βάσει βάρους. Τα στερεά υλικά μετρούνται είτε σε βάρος ανά μονάδα χρόνου είτε σε μάζα ανά μονάδα χρόνου. Πολύ σπάνια μετριέται η στερεά ποσότητα με βάση τον όγκο. Τα υγρά, τα οποία μας ενδιαφέρουν, μετρούνται είτε με βάση τον όγκο είτε με βάση το βάρος. Τα αέρια μετρώνται κανονικά με βάση τον ρυθμό του όγκου.

Τα υγρά ταξινομούνται σε δύο τύπους, σε ασυμπίεστα και σε συμπιεσμένα. Τα υγρά στην υγρή φάση είναι ασυμπίεστα, ενώ τα υγρά σε αέρια φάση είναι συμπιεσμένα. Το υγρό καταλαμβάνει τον ίδιο όγκο σε διαφορετικές πιέσεις ενώ τα αέρια καταλαμβάνουν διαφορετικούς όγκους σε διαφορετικές πιέσεις. Σε αυτό το σημείο πρέπει να ληφθεί υπόψη η βαθμονόμηση των μετρητών ροής. Οι μετρήσεις που λαμβάνονται σε πραγματικές συνθήκες θα πρέπει να μετατρέπονται είτε σε τυπική θερμοκρασία (0° C) και υπό πίεση (760 mm Hg) (βάσης STP) ή σε κανονική θερμοκρασία (20° C) και πίεση (760 mm Hg) (βάσης NTP). Οι μετρητές ροής εισόδου δεν μετρούν τον όγκο, την ταχύτητα ή τη μάζα, αλλά μετρούν τη ροή υποβάλλοντας την τιμή του από άλλες μετρημένες παραμέτρους. Παραδείγματα τεχνολογιών ροόμετρου που μετρούν χωριστά περιλαμβάνουν μετρητές ροής διαφορικής πίεσης, στόχου και μεταβλητής περιοχής. Οι υπολογιστές ροής χρησιμοποιούνται συχνά για να αντισταθμίζουν τις μετρήσεις της ροής για τις πραγματικές συνθήκες διεργασίας, όπως η πίεση, η θερμοκρασία, το ιξώδες και η σύνθεση. Οι πρόσθετες τεχνολογίες ροόμετρου περιλαμβάνουν μετρητές ροής που μετρούν το υγρό που ρέει σε ανοιχτό δίαυλο και μετρητές ροής εισόδου που μετρούν τη ροή σε μια θέση σε ένα σωλήνα και χρησιμοποιούν αυτή τη μέτρηση για να

εξαγάγουν τη ροή σε ολόκληρο το σωλήνα. Τα συστήματα μέτρησης ροής εισόδου χρησιμοποιούν συχνά έναν υπολογιστή ροής για να αντισταθμίσουν τα υδραυλικά αποτελέσματα.

Ο μετρητής ροής είναι μια συσκευή που μετρά την ταχύτητα ροής ή την ποσότητα ενός κινούμενου υγρού σε έναν ανοικτό ή σε έναν κλειστό αγωγό. Οι συσκευές μέτρησης ροής ταξινομούνται γενικά σε τέσσερις ομάδες. Αυτοί είναι:

1. Μηχανικοί μετρητές ροής. Σταθεροί μετρητές ροής με μεταβλητή κεφαλή χρησιμοποιούν διαφορετικούς αισθητήρες όπως πλάκα στομίου, σωλήνα Venturi, ακροφύσιο ροής, σωλήνα pitot, σωλήνα dall ή περισσότερες ποσότητες μετρητών όπως μετρητές θετικού εκτοπίσματος, μετρητές ροής μάζας κ.λπ. εμπίπτουν σε μηχανικού τύπου μετρητές ροής.
2. Μετρητές ροής εισόδου. Μετρητές ροής μεταβλητής περιοχής (Rotameters), όπως ροόμετρο-στρόβιλος, μετρητές ροής στόχου κ.λπ.
3. Ηλεκτρικοί μετρητές ροής. Ηλεκτρομαγνητικοί μετρητές ροής, μετρητές υπερήχων, τα ανεμόμετρα λέιζερ doppler κ.λπ. εμπίπτουν σε μετρητές ηλεκτρικού τύπου.
4. Άλλοι μετρητές ροής. Ρυθμιστές ροής καθαρισμού, Ροόμετρα για τη μέτρηση ροής στερεών, ροόμετρο διασταυρούμενης συσχέτισης, μετρητές ροής, διακόπτες ροής κ.λπ.



Εικόνα 1: Σχεδιασμός Τυπικού Ροόμετρου

## 2.2 Προφυλάξεις εγκατάστασης στα ροόμετρα

Στις εφαρμογές του αερίου / ατμού, πρέπει να γίνει επίσης γνωστό ότι ο μετρητής ροής είναι εγκατεστημένος ορθά έτσι ώστε ο μετρητής ροής να παραμένει γεμάτος με αέριο / ατμό, επειδή το υγρό στο μετρητή ροής μπορεί να αλλάξει τη γεωμετρία του και να επηρεάσει αρνητικά την ακρίβεια. Οι διαταραχές που βρίσκονται αντίθετα στο ρεύμα (και μερικές φορές προς τα κάτω) του μετρητή ροής, όπως οι «αγκώνες» των σωλήνων και οι βαλβίδες ελέγχου, μπορούν να επηρεάσουν δυσμενώς την ακρίβεια της μέτρησης, επειδή ο μετρητής ροής ενδέχεται να μην είναι σε θέση να μετρήσει με ακρίβεια τις διαταραγμένες ροές της φυσιολογικής ροής. Πρέπει να τοποθετηθούν οι βαλβίδες ελέγχου του ροόμετρου έτσι ώστε οι διαταραχές της ροής τους να μην εισάγονται απευθείας στον μετρητή ροής (όπως θα ήταν αν τοποθετηθούν πριν από την ροή). Επίσης, πρέπει να γίνει βέβαιο ότι έχει σχεδιαστεί σωστά τις ανάντη και κατάντη σωληνώσεις με επαρκή ευθεία για να αφαιρεθούν οι διαταραχές που μπορούν να επηρεάσουν την ακρίβεια μέτρησης. Πρέπει να υπάρχει προσοχή ιδιαίτερα όταν η ροή είναι δύο φάσεων, όπως ροή υγρού / αερίου και ροή υγρού / στερεού, επειδή αυτές οι ροές μπορούν να επηρεάσουν δυσμενώς την ακρίβεια πολλών ροόμετρων. Αυτό συμβαίνει γιατί μερικά ροόμετρα μπορούν να βουλώσουν και να σταματήσουν να λειτουργούν σε ροές ροής υγρού / στερεού. Στην περίπτωση της Πτυχιακής Εργασίας δεν θα μελετηθούν τέτοια θέματα, καθώς στόχος είναι να προταθεί ένας αισθητήρας ροής ο οποίος δεν θα έχει υψηλή ακρίβεια, αλλά ικανοποιητική και ταυτόχρονα θα έχει χαμηλό κόστος.

## 2.3 Ηλεκτρονικές Εφαρμογές στην Ιατρική-Ροόμετρα

Τα «έξυπνα» συστήματα εισάγονται σταδιακά στην ιατρική και κατά συνέπεια οι κλινικοί ιατροί πρέπει να γνωρίζουν τα χαρακτηριστικά αυτής της νέας τεχνολογίας. Τα ροόμετρα διαδραματίζουν όλο και πιο σημαντικό ρόλο στην ιατρική τεχνολογία με στόχο να καταστήσουν τις ιατρικές συσκευές ακόμη πιο αποτελεσματικές και ασφαλέστερες, ενώ απλοποιούν τη λειτουργία τους. Τα ροόμετρα αποτελούν κρίσιμα συστατικά στοιχεία για την ποιότητα και την αξιοπιστία των ιατρικών προϊόντων και λύσεων των ιατρικών προβλημάτων. Γι αυτό τον λόγο, ιδιαίτερα τα τελευταία χρόνια, υπάρχει ραγδαία ανάπτυξη ροόμετρων που βρίσκουν εφαρμογή στην ιατρική. Είναι γνωστό ότι η ιατρική τεχνολογία ανεβάζει το προσδόκιμο ζωής και είναι εξοικειωμένη με απαιτητικές μετρήσεις και προκλήσεις [1]. Τα ροόμετρα ανιχνεύουν τα ασθενή βιολογικά σήματα και τις μεταβολές τους, των οποίων την ενέργεια ενισχύουν και στη συνέχεια την μετατρέπουν σε σήματα περισσότερο κατανοητά στις ανθρώπινες αισθήσεις του παρατηρητή. Η καταγραφή του βιολογικού σήματος προϋποθέτει την διαδικασία της μέτρησής του από κατάλληλη διάταξη οργάνων και περιφερειακών. Οι εξαιρετικά ευαίσθητοι αισθητήρες υπερ-χαμηλής πίεσης ανιχνεύουν την ξαφνική εμφάνιση ακόμη και μικρής αυθόρμητης αναπνοής και έτσι βοηθούν να διατηρηθεί η αναπνευστική προσπάθεια του ασθενούς όσο το δυνατόν μικρότερη. Οι αισθητήρες ροής μετράνε γρήγορα, ανιχνεύουν την κατεύθυνση ροής

και είναι κατάλληλοι για φορητές συσκευές. Η μεγάλη γκάμα φωτοδιόδων παρέχει ευαίσθητες και γρήγορες μετρήσεις υπεριώδους, ορατού και υπέρυθρου φωτός καθώς και ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Τα ηλεκτρονικά συστήματα ροόμετρων στον ιατρικό εξοπλισμό βασίζονται σε σήματα αισθητήρων ως βάση για δραστηριότητες ελέγχου, ακριβή διάγνωση και θεραπεία.

## 2.4 Ψηφιακά Ροόμετρα

Οι ψηφιακοί μετρητές ροής επιλέγονται συχνά επειδή είναι εύκολοι στη χρήση, οικονομικοί και παρέχουν μετρήσεις υψηλής ακρίβειας ογκομετρικής ροής. Μια σειρά υλικών επένδυσης, επιλογές ηλεκτροδίων και μεγέθη γραμμών εξυπηρετούν μια μεγάλη ποικιλία εφαρμογών επεξεργασίας. Επιπλέον, οι ψηφιακοί μετρητές ροής είναι ευεργετικοί στο γεγονός ότι μπορούν να μετρήσουν τα ρευστά αμφίδρομα, είναι αποτελεσματικοί τόσο για τις ταχύτητες ροής πολύ χαμηλού όγκου όσο και για τον υψηλό όγκο και δεν υποκύπτουν σε αλλαγές όταν μεταβάλλεται η διαδικασία. Επιπρόσθετα, μία σημαντική εφαρμογή, η οποία αξίζει να σημειωθεί, είναι οι πειραματικές έρευνες των αποτελεσμάτων της παλμικής ροής σε ψηφιακούς μετρητές ροής Coriolis. Στο μετρητή ροής Coriolis, το μετρούμενο υγρό ρέει μέσω ενός δονούμενου σωλήνα μέτρησης (ή σωλήνων), ασκώντας πίεση και στα δύο άκρα. Η κίνηση του μετρούμενου σωλήνα διατηρείται στη φυσική του συχνότητα (συνήθως στην αρχική του φυσική συχνότητα) με τη χρήση ενός αρμονικού διεγέρτη στο κατάλληλο κύκλωμα ανάδρασης (π.χ. βρόγχος κλειστού φάσης). Η κίνηση του σωλήνα αλληλεπιδρά με την κίνηση του ρευστού που ρέει διαμέσου του σωλήνα έτσι ώστε να παράγει τις δυνάμεις Coriolis, οι οποίες μεταβάλλουν τη θεμελιώδη λειτουργία δόνησης του σωλήνα. Λόγω των δυνάμεων του Coriolis που δρουν στον τοίχο του σωλήνα, το σχήμα του σωλήνα αλλάζει την συμμετρία του, ένα αποτέλεσμα το οποίο είναι μια βασική αρχή μέτρησης για την παροχή μάζας. Η μεταβαλλόμενη συμμετρία της οδηγούμενης κίνησης έχει ως αποτέλεσμα μια διαφορά χρόνου ή φάσης μεταξύ των σημάτων απόκρισης από τους δύο αισθητήρες κίνησης που συναρμολογούνται συνήθως συμμετρικά σε σχέση με τον διεγέρτη που τοποθετείται στο μέσο του σωλήνα μέτρησης. Υπό ιδανικές συνθήκες, η διαφορά ώρας μεταξύ των σημάτων από τους δύο αισθητήρες  $\Delta t$  είναι γραμμικά ανάλογη προς την παροχή μάζας και είναι ανεξάρτητη από την τις άλλες παραμέτρους της ροής. Ωστόσο, λόγω της φύσης της αλληλεπίδρασης υγρού-κατασκευής, τα χαρακτηριστικά μέτρησης του ψηφιακού μετρητή ροής Coriolis μπορεί να περιορίζονται, τουλάχιστον σε κάποιο βαθμό, από παράγοντες που σχετίζονται με τη ροή του ρευστού (π.χ., οι παλμοί ροής, η ταχύτητα ροής, η πίεση ρευστού, η πολυφασική ροή, η συμπιεστότητα ρευστού, ιξώδες ρευστού, πυκνότητα ρευστού κλπ.), από τις ατέλειες του σωλήνα μέτρησης (π.χ. μη ομοιόμορφη κατανομή μάζας, ασυμμετρική απόσβεση, συνθήκες συναρμολόγησης, κλπ.) και από άλλες εξωτερικές συνθήκες λειτουργίας (π.χ. μηχανικοί κραδασμοί, κλίσεις θερμοκρασίας κατά μήκος της μέτρησης σωλήνα κ.λπ.). Ο σκοπός αυτού του απλού ψηφιακού μοντέλου ροόμετρου Coriolis είναι να απεικονίσει το φαινόμενο της διέγερσης των άμεσων ή έμμεσων παλμών ροής μέσω

των διαταραχών. Προκειμένου να επαληθευτούν πειραματικά οι επιδράσεις των παλμών ροής στον δονούμενο σωλήνα, στην μεταφορά υγρών και στον ευθύγραμμο σωλήνα, κατασκευάστηκε ένα πρωτότυπο του ψηφιακού ροόμετρου μάζας Coriolis.

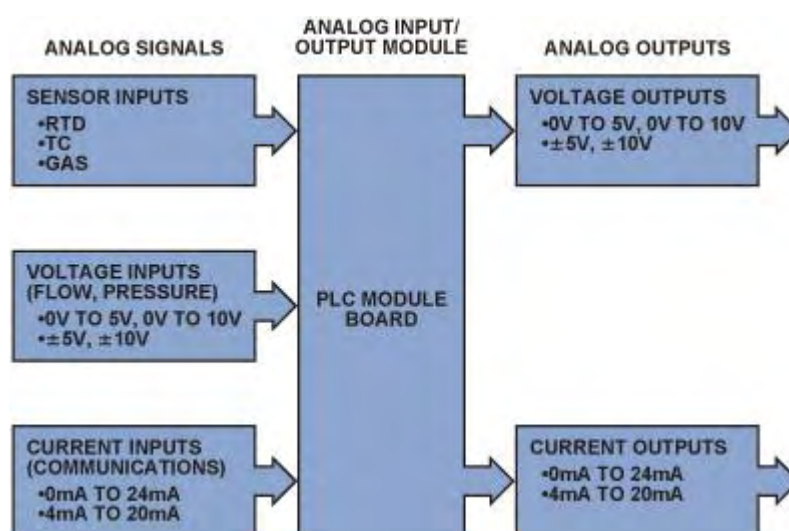
## 2.5 Γενική Προσέγγιση Αισθητήρων

Στον ευρύτερο ορισμό, ένας αισθητήρας είναι μια συσκευή, μία μονάδα για μέτρηση ή ένα υποσύστημα, σκοπός του οποίου είναι να ανιχνεύει γεγονότα ή αλλαγές στο περιβάλλον του και να στέλνει τις πληροφορίες σε άλλες ηλεκτρονικές συσκευές, συχνότερα στον επεξεργαστή ενός υπολογιστή. Ένας αισθητήρας χρησιμοποιείται πάντα με άλλα ηλεκτρονικά κυκλώματα, τόσο σε απλές εφαρμογές όσο και σε πιο περίπλοκες συσκευές, όπως στα ιατρικά συστήματα.

Η ιστορία έχει δείξει ότι οι εξελίξεις στην επιστήμη και την τεχνολογία των υλικών ήταν σημαντικοί οδηγοί στην ανάπτυξη τεχνολογιών αισθητήρων. Για παράδειγμα, η ευαισθησία θερμοκρασίας της ηλεκτρικής αντίστασης σε μια ποικιλία υλικών σημειώθηκε στις αρχές του 1800 και εφαρμόστηκε από τον Wilhelm von Siemens το 1860 για να αναπτύξει έναν αισθητήρα θερμοκρασίας βασισμένο σε μια αντίσταση χαλκού. Η σταθερότητα υψηλού συντονισμού του μονοκρυσταλλικού χαλαζία, καθώς και οι πιεζοηλεκτρικές του ιδιότητες, κατέστησαν δυνατή μια εξαιρετικά ευρεία γκάμα αισθητήρων υψηλής απόδοσης, οικονομικά προσιτών, που διαδραμάτισαν σημαντικό ρόλο στην καθημερινή ζωή και την εθνική άμυνα. Πιο πρόσφατα, μια νέα εποχή στην τεχνολογία αισθητήρων εισήχθη με την ανάπτυξη επεξεργασίας πυριτίου μεγάλης κλίμακας, επιτρέποντας την εκμετάλλευση του πυριτίου για τη δημιουργία νέων μεθόδων για τη μετατροπή των φυσικών φαινομένων σε ηλεκτρική έξοδο που μπορεί εύκολα να υποβληθεί σε επεξεργασία από έναν υπολογιστή. Οι συνεχείς εξελίξεις στην τεχνολογία των υλικών θα επιτρέψουν τον καλύτερο έλεγχο των ιδιοτήτων και της συμπεριφοράς των υλικών, παρέχοντας έτσι δυνατότητες για νέους αισθητήρες με προηγμένα χαρακτηριστικά, όπως μεγαλύτερη πιστότητα, χαμηλότερο κόστος και αυξημένη αξιοπιστία.

Η κατανόηση των φυσικών ή χημικών επιδράσεων που αποφέρουν χρήσιμη μεταγωγή είναι σημαντική για την επιλογή και το σχεδιασμό αισθητήρων. Ωστόσο, αυτά τα αποτελέσματα από μόνα τους συνήθως δεν επαρκούν για να καθιερώσουν μια σαφή ταξινόμηση αισθητήρων, αφού οι τυπικοί αισθητήρες μπορούν να χρησιμοποιούν περισσότερα από ένα αποτελέσματα. Ένα απλό παράδειγμα είναι ένας μετρητής πίεσης του διαφράγματος. Το διάφραγμα χρησιμοποιεί μια μορφή μηχανικής ενέργειας για να δημιουργήσει μια άλλη (η πίεση παράγει μετατόπιση και παραμόρφωση). Ωστόσο, η δημιουργία ενός ηλεκτρικού σήματος από τη μετατόπιση ή το στέλεχος μπορεί να επιτευχθεί χρησιμοποιώντας πολλές προσεγγίσεις. Το διάφραγμα θα μπορούσε να είναι κατασκευασμένο από ένα πιεζοηλεκτρικό υλικό, στο οποίο ο αέρας θα προκαλούσε ηλεκτρικό φορτίο. μπορεί να χρησιμοποιηθεί επαγωγικό ή χωρητικό αποτέλεσμα για τη μέτρηση της φόρτισης που σχετίζεται με την καταπόνηση και την εκτροπή και συνεπώς να συναχθεί η πίεση. Η κατανόηση

των φυσικών ή χημικών επιδράσεων που αποφέρουν χρήσιμη μεταγωγή είναι σημαντική για την επιλογή και το σχεδιασμό αισθητήρων. Ωστόσο, αυτά τα αποτελέσματα από μόνοι τους συνήθως δεν επαρκούν για να καθιερώσουν μια σαφή ταξινόμηση αισθητήρων, αφού οι τυπικοί αισθητήρες μπορούν να χρησιμοποιούν περισσότερα από ένα αποτελέσματα. Ένα απλό παράδειγμα είναι ένας μετρητής πίεσης του διαφράγματος. Το διάφραγμα χρησιμοποιεί μια μορφή μηχανικής ενέργειας για να δημιουργήσει μια άλλη (η πίεση παράγει μετατόπιση και παραμόρφωση). Ωστόσο, η δημιουργία ενός ηλεκτρικού σήματος από τη μετατόπιση ή το στέλεχος μπορεί να επιτευχθεί χρησιμοποιώντας πολλές προσεγγίσεις. Το διάφραγμα θα μπορούσε να είναι κατασκευασμένο από ένα πιεζοηλεκτρικό υλικό, στο οποίο ο αέρας θα προκαλούσε ηλεκτρικό φορτίο. μπορεί να χρησιμοποιηθεί επαγωγικό ή χωρητικό αποτέλεσμα για τη μέτρηση της φόρτισης που σχετίζεται με την καταπόνηση και την εκτροπή και συνεπώς να συναχθεί η πίεση.



Εικόνα 2: Ηλεκτρονικός Αισθητήρας

Βασικά χαρακτηριστικά αισθητήρα:

- Συμβατότητα
- Εύρος λειτουργίας
- Αβεβαιότητα
- Ακρίβεια
- Επαναληψιμότητα
- Διακριτότητα
- Ευαισθησία
- Υστέρηση

- Θόρυβος
- Διαστάσεις
- Γραμμικότητα

**Η συμβατότητα** είναι ένα μέγεθος που περιγράφει κατά πόσον η εγκατάσταση του οργάνου θα επηρεάσει την τιμή της παραμέτρου που πρόκειται να μετρήσει. Ιδανικό από άποψη συμβατότητας θεωρείται ένα όργανο που δεν την επηρεάζει καθόλου.

**Το εύρος λειτουργίας** ενός αισθητήρα ορίζεται από τα όρια, εντός των οποίων μπορεί να λειτουργεί αξιόπιστα. Συνήθως, εκφράζεται με την ελάχιστη και τη μέγιστη τιμή που μπορεί να μετρήσει. Επιπλέον, ως εύρος λειτουργίας αναφέρεται το θερμοκρασιακό εύρος, το εύρος τιμών πίεσης ή το εύρος τιμών υγρασίας, εννοώντας την περιοχή τιμών θερμοκρασίας, πίεσης ή υγρασίας αντίστοιχα, στην οποία είναι δυνατή η χρήση του αισθητήρα.

**Η ακρίβεια** ενός αισθητήρα καθορίζεται από το μέγιστο σφάλμα που μπορεί να περιέχεται στην ένδειξή του. Στην πράξη όλες οι συσκευές παράγουν σφάλμα στις μετρήσεις τους και το ζητούμενο είναι αυτό το σφάλμα να είναι το μικρότερο δυνατό.

**Επαναληψιμότητα** ονομάζεται ο βαθμός στον οποίο μια συσκευή παρέχει το ίδιο αποτέλεσμα τροφοδοτούμενος με την ίδια είσοδο σε διαφορετικές χρονικές στιγμές.

**Η διακριτότητα ή διακριτική ικανότητα** ενός αισθητήρα καθορίζεται από το μικρότερο διάστημα που μπορεί να μετρηθεί από αυτόν. Όσο μεγαλύτερη διακριτότητα διαθέτει μία αισθητήρια διάταξη, τόσο μικρότερο βήμα μετράει.

**Η ευαισθησία** ενός οργάνου είναι η ελάχιστη μεταβολή της εισόδου του που είναι σε θέση να δώσει μεταβολή στην έξοδό του

**Η υστέρηση** προκαλεί διαφορές στην έξοδο ενός αισθητήρα όταν η κατεύθυνση μεταβολής της εισόδου αντιστραφεί. Έτσι παράγεται σφάλμα και επηρεάζεται η ακρίβεια της συσκευής.

**Θόρυβος** δημιουργείται κατά τη διάρκεια μιας μέτρησης από εξωτερικούς παράγοντες, όπως γεινίαση με πηγές τάσης υψηλής συχνότητας, πηγές εκπομπής ήχου κ.α.. Η βάση λειτουργίας κάθε αισθητήρα καθορίζει κατά πόσον επηρεάζεται η ακρίβειά του και η διακριτότητά του λόγω θορύβου.

**Οι διαστάσεις** ενός αισθητήρα αναφέρονται στο μέγεθός του.

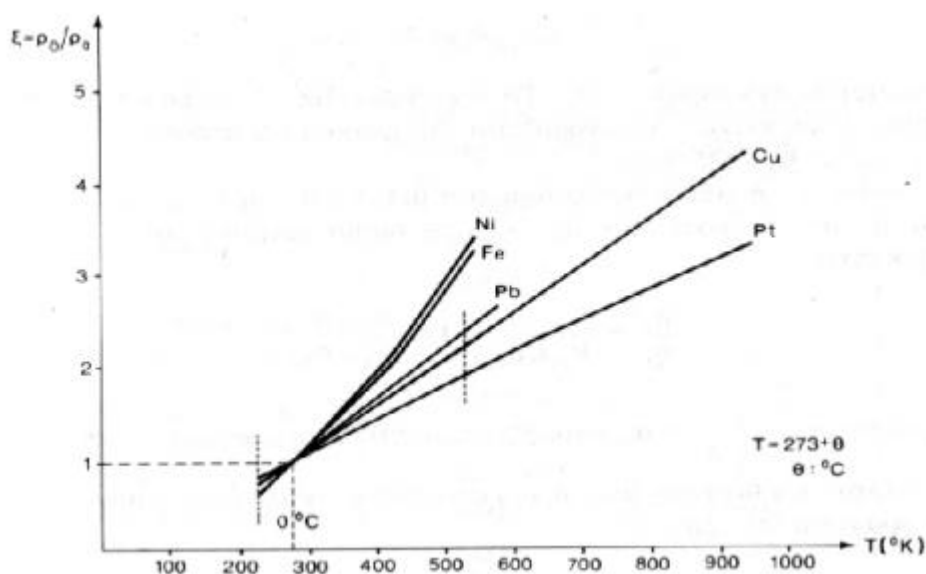
**Γραμμικότητα** ονομάζεται ο βαθμός στον οποίο η γραφική παράσταση της εξόδου ως προς την είσοδο του αισθητήρα προσεγγίζει μια ευθεία γραμμή. Ένας αισθητήρας μπορεί να είναι γραμμικός για μια περιοχή τιμών.

Οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται δεν μπορούν συνήθως να συνδυάσουν όλα τα παραπάνω χαρακτηριστικά σε ικανοποιητικά επίπεδα για το χρήστη. Για παράδειγμα, ένας αισθητήρας μπορεί να διαθέτει μεγάλη ακρίβεια και ευαισθησία, αλλά να έχει υψηλό κόστος. Για αυτό το λόγο προτείνεται στην παρούσα Διπλωματική Εργασία η

κατασκευή ενός μαγνητικού αισθητήρα μετατόπισης, που βασίζεται στη μαγνητοσυστολική γραμμή καθυστέρησης και τις ιδιότητες που έχει. Ένας τέτοιος αισθητήρας επιδεικνύει ικανοποιητικές επιδόσεις στα χαρακτηριστικά που αναφέρθηκαν και μάλιστα δεν έχει υψηλό κόστος λόγω των υλικών που απαιτούνται για την κατασκευή του.

## 2.6 Φαινόμενα σε αγωγούς

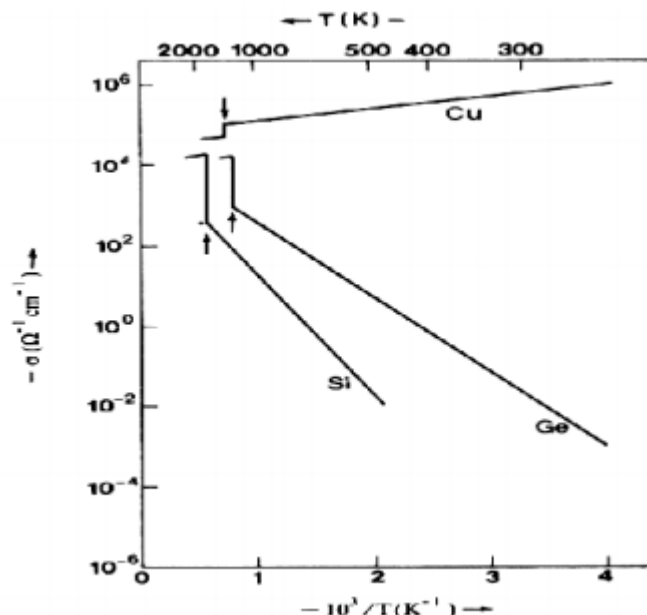
Με την αύξηση της θερμοκρασίας, η ελεύθερη μέση διαδρομή μειώνεται, η ευκινησία των ηλεκτρονίων μειώνεται και η ειδική ηλεκτρική αντίσταση αυξάνεται (Σχήμα 1), σύμφωνα με τη σχέση:  $\rho = \rho_{20^{\circ}\text{C}} (1 + a \Delta T)$  (1) όπου  $\rho_{20^{\circ}\text{C}}$  είναι η ειδική ηλεκτρική αντίσταση στους  $20^{\circ}\text{C}$ ,  $\Delta T$  η διαφορά της θερμοκρασίας μεταξύ της θερμοκρασίας που ζητείται η ειδική ηλεκτρική αντίσταση και της θερμοκρασίας των  $20^{\circ}\text{C}$  και  $a$  ο θερμοκός συντελεστής διαστολής.



Εικόνα 3: Η ειδική αντίσταση συναρτήσει της θερμοκρασίας ειδικών μετάλλων.

Σε ορισμένα μέταλλα, όπως το βηρύλιο, ο χαλκός (Σχήμα 2) και το αλουμίνιο, όταν βρίσκονται σε πολύ καθαρή κατάσταση, η αγωγιμότητα αυξάνει με ιδιαίτερα έντονο ρυθμό με τη μείωση της θερμοκρασίας (κρυοαγωγοί). Κάποια άλλα σε ακόμη χαμηλότερες θερμοκρασίες έχουν την ιδιότητα να αποκτούν απεριόριστη αγωγιμότητα (υπεραγωγοί). Τέτοια μέταλλα ή διμεταλλικές ενώσεις είναι ο μόλυβδος, το νίβιο και κράματά του όπως το Nb<sub>3</sub>Sn. Στους ημιαγωγούς, η αύξηση της θερμοκρασίας έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση της αγωγιμότητας.



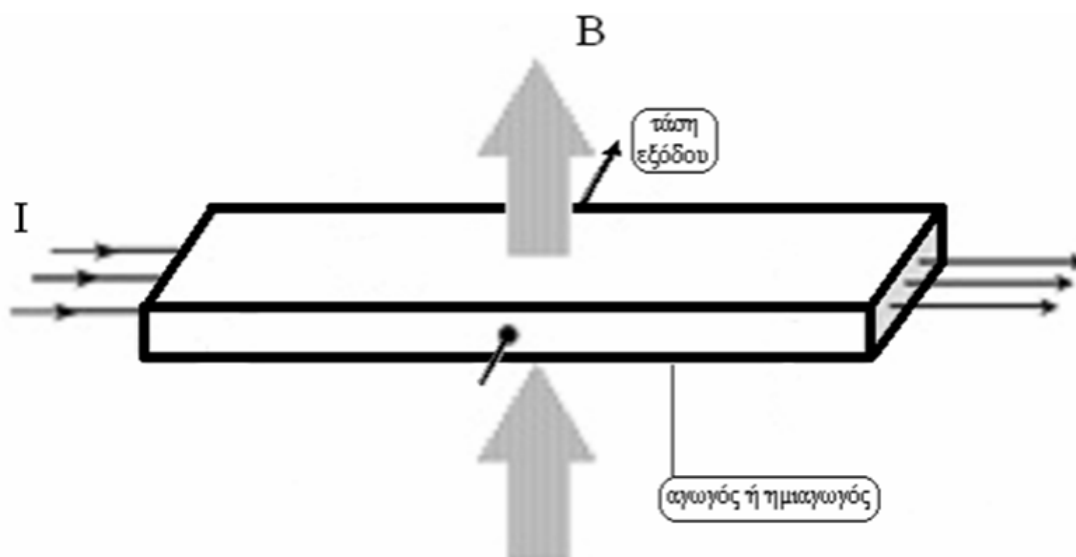


Εικόνα 4: Η επίδραση της θερμοκρασίας στην ειδική ηλεκτρική αγωγιμότητα του Cu και των ημιαγωγών Ge, Si. Τα βέλη δείχνουν τα σημεία τήξης των σωμάτων.

## 2.7 Φαινόμενα σε ημιαγωγούς

### Το Φαινόμενο Hall

Αν ένας αγωγός, που διαρρέεται από ρεύμα, βρεθεί μέσα σε μαγνητικό πεδίο, τότε ασκείται μία εγκάρσια δύναμη στα κινούμενα ηλεκτρικά φορτία. Η δύναμη τείνει να σπρώξει το ηλεκτρικό φορτίο στο ένα άκρο του αγωγού. Έτσι παράγεται μια μετρήσιμη τάση στα άκρα του αγωγού, όπως φαίνεται παρακάτω σχήμα. Το φαινόμενο αυτό ανακαλύφθηκε από τον E. H. Hall το 1879. Οι ανιχνευτές προσέγγισης που στηρίζονται στο φαινόμενο Hall λειτουργούν μέσω μαγνητικής αλληλεπίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούνται ημιαγωγοί, επειδή το φαινόμενο είναι πιο έντονο σε αυτούς. Οι διάταξή τους αποτελείται από ένα μικρό ολοκληρωμένο κύκλωμα ενσωματωμένο σε μία βελόνα δοκιμής, η οποία ανιχνεύει με ακρίβεια την κίνηση αντικειμένων από κράμα σιδήρου. Η χρήση τους είναι αντίστοιχη με αυτή των ανιχνευτών προσέγγισης μεταβλητής μαγνητικής αντίστασης, αλλά είναι πιο ακριβείς από αυτούς. Ο λόγος σήματος προς θόρυβο που επιδεικνύουν είναι υψηλότερος από τον αντίστοιχο των ανιχνευτών προσέγγισης μεταβλητής μαγνητικής αντίστασης. Υπάρχουν αρκετές συσκευές που στηρίζονται στο φαινόμενο Hall. Χαρακτηριστικά παραδείγματα είναι οι βαλβίδες φαινομένου Hall, οι αισθητήρες ρεύματος φαινομένου Hall και οι αισθητήρες έντασης μαγνητικού πεδίου φαινομένου Hall.



Εικόνα 5: Το φαινόμενο Hall.

### Γενικές διαπιστώσεις

Στη βιοϊατρική και τη βιοτεχνολογία, αισθητήρες που ανιχνεύουν αναλυτές χάρη σε ένα βιολογικό συστατικό, όπως κύτταρα, πρωτεΐνες, νουκλειικά οξέα ή βιομημητικά πολυμερή, ονομάζονται βιοαισθητήρες. Ενώ ένας μη βιολογικός αισθητήρας, ακόμη και οργανικός (= χημικός άνθρακας), για βιολογικούς αναλυτές αναφέρεται ως αισθητήρας ή νανοαισθητήρας. Αυτή η ορολογία ισχύει τόσο για *in-vitro* όσο και για *in vivo* εφαρμογές. Η ενθυλάκωση του βιολογικού συστατικού στους βιοαισθητήρες παρουσιάζει ένα ελαφρώς διαφορετικό πρόβλημα από τους συνήθεις αισθητήρες. Αυτό μπορεί να γίνει είτε με ένα ημιδιαπερατό φράγμα, όπως μεμβράνη διαπίδυσης ή υδρογέλη, ή μια μήτρα πολυμερούς 3D, η οποία είτε περιορίζει φυσικά το μακρομόριο ανίχνευσης είτε περιορίζει χημικά το μακρομόριο δεσμευοντάς το στο ικρίωμα.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

### Θεωρητική Ανάλυση Ροομέτρων

#### 3.1 Εισαγωγή

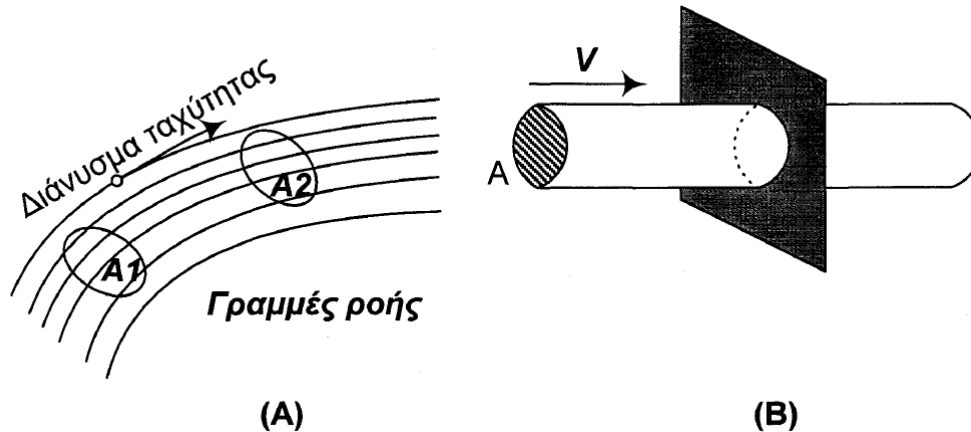
Οι αναφορές για αισθητήρες ροής ξεκινούν από την εποχή της Ρωμαϊκής αυτοκρατορίας, όπου χρησιμοποιούνταν για την διανομή και μέτρηση της ροής νερού στους διάφορους οικισμούς. Από τότε οι συγκεκριμένοι αισθητήρες έχουν περάσει πολλά στάδια αλλαγών και βελτιστοποιήσεων και σήμερα εμφανίζονται σε πάρα πολλούς τομείς της καθημερινής μας ζωής. Στο κεφάλαιο αυτό αρχικά θα δοθεί το θεωρητικό υπόβαθρο της λειτουργίας των αισθητήρων ροής. Συγκεκριμένα θα αναφερθούν τα βασικά στοιχεία δυναμικής της ροής και οι βασικές αρχές που διέπουν την εξωτερική και εσωτερική ροή. Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν οι κυριότερες κατηγορίες των συμβατικών αισθητήρων ροής καθώς και οι αντίστοιχοι μέθοδοι μέτρησης. Το δεύτερο μέρος του κεφαλαίου θα εστιαστεί στους ολοκληρωμένους αισθητήρες ροής, όπου θα περιγραφούν οι κατηγορίες τους, οι μέθοδοι κατασκευής τους και οι τρόποι λειτουργίας τους. Σε κάθε κατηγορία θα δοθούν αντιπροσωπευτικά παραδείγματα από την διεθνή βιβλιογραφία με αναφορές στα αντίστοιχα μειονεκτήματα και πλεονεκτήματα και θα συγκριθούν τα βασικά χαρακτηριστικά τους. Ιδιαίτερη έμφαση θα δοθεί στην κατηγορία των θερμικών ολοκληρωμένων αισθητήρων ροής θερμοκρασιακής βαθμίδας, όπου εντάσσεται ο αισθητήρας που αναπτύχθηκε στα πλαίσια αυτής της διατριβής. Αφού δοθούν οι βασικές αρχές και μηχανισμοί μεταφοράς θερμότητας καθώς και οι εξισώσεις που τις περιγράφουν, θα παρουσιαστεί αναλυτικά η μορφή και η λειτουργία του και θα πραγματοποιηθεί εκτεταμένη θεωρητική ανάλυση του συγκεκριμένου αισθητήρα. Από την ανάλυση αυτή θα εξαχθούν λύσεις σε κλειστή μορφή που θα περιγράφουν τις αναμενόμενες αποκρίσεις του αισθητήρα κατά την λειτουργία του, σε σχέση με τα χαρακτηριστικά της ροής.

#### 3.2 Βασικά στοιχεία δυναμικής της ροής

Μια από τις βασικότερες αρχές στην φυσική είναι η διατήρηση της μάζας. Η μάζα δεν μπορεί να χαθεί ή να δημιουργηθεί εκ του μηδενός και αν δεν υπάρχουν πηγές ή καταβόθρες, η ποσότητα της παραμένει σταθερή ανεξαρτήτως των οριακών συνθηκών. Έτσι λοιπόν εάν υπάρχει μια εισροή ή μια εκροή μάζας σε ένα σύστημα, διαμέσου κάποιων ορίων, το άθροισμα της εισροής και της εκροής πρέπει να είναι μηδενικό. Η μάζα που εισέρχεται στο σύστημα ( $M_{in}$  είναι ίση με τη μάζα που εξέρχεται ( $M_{out}$ ), στο ίδιο χρονικό διάστημα:

$$\frac{dM_{in}}{dt} = \frac{dM_{out}}{dt} \quad (1)$$

Τα ρευστά γενικά χωρίζονται σε υγρά (νερό, λάδι κτλ) και αέρια (αέρας, οξυγόνο, μονοξείδιο του άνθρακα κτλ). Κατά την ροή ενός συγκεκριμένου ρευστού υπό σταθερές συνθήκες, η ταχύτητα σε ένα ορισμένο σημείο είναι σταθερή με τον χρόνο. Για κάθε σημείο του ρευστού μπορούν να χαραχθούν δυναμικές γραμμές, η κατανομή των οποίων για σταθερή ροή, είναι ανεξάρτητη του χρόνου. Το διάνυσμα της ταχύτητας για κάθε σημείο του ρευστού



Εικόνα 6: Ροή ρευστού υπό σταθερές συνθήκες και οι αντίστοιχες δυναμικές γραμμές.

(A) Το διάνυσμα της ταχύτητας για κάθε σημείο του ρευστού είναι εφαπτόμενο στην αντίστοιχη δυναμική γραμμή.

(B) Η διοχέτευση της ροής σε σωλήνα διατομής A είναι εφαπτόμενη στην αντίστοιχη δυναμική γραμμή όπως φαίνεται στην εικόνα 6. Στην περίπτωση που το ρευστό διοχετεύεται σε έναν σωλήνα διατομής A (σχήμα 2-1 β), η ταχύτητα ροής θα έχει διαφορετικές τιμές σε σημεία με διαφορετικές αποστάσεις από τα τοιχώματα του σωλήνα. Ο όγκος του ρευστού που θα διέρχεται από μια διατομή του σωλήνα σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα Δί δίνεται από την σχέση:

$$\Lambda = \frac{V}{\Delta t} = \int \frac{\Delta \chi dA}{\Delta t} = \int u dA \quad (2)$$

όπου Δχ είναι η μετατόπιση του όγκου V και u, η ταχύτητα του ρευστού, η οποία θα πρέπει να ολοκληρωθεί σε όλη την επιφάνεια A. Η ροή ρευστού σε σωλήνα θα μελετηθεί αναλυτικότερα σε επόμενη παράγραφο. Επειδή η κατανομή της ταχύτητας, όπως έχει ειπωθεί είναι σταθερή, ορίζεται η μέση ταχύτητα ροής:

$$u_m = \frac{\int u dA}{A} \quad (3)$$

Πρέπει λοιπόν να επισημανθεί ότι στην περίπτωση που μετριέται η ταχύτητα ροής με κάποιον αισθητήρα, του οποίου το μέγεθος είναι πολύ μικρότερο από την διάμετρο του σωλήνα, όπως συμβαίνει συνήθως στους ολοκληρωμένους αισθητήρες, πρέπει

οπωσδήποτε να ληφθεί υπ' όψη η συγκεκριμένη κατανομή της ταχύτητας ροής έτσι ώστε να μην εξαχθούν λανθασμένα συμπεράσματα. Η ροή ή αλλιώς ο ρυθμός ροής, συνήθως εκφράζεται σε mVsec και μπορεί να εξαχθεί από την παραπάνω σχέση:

$$Au_m = \int u \, dA \quad (4)$$

Το μέγεθος που συνήθως μετρούν οι αισθητήρες είναι η μέση ταχύτητα  $u$ , οπότε για να προσδιοριστεί η ροή θα πρέπει να είναι γνωστή η διατομή  $A$ . Εναλλακτικά πολλές φορές μετριέται η *ροή μάζας (mass flow)*, η οποία εκφράζεται σε kg/sec. Με δεδομένη την σχέση μεταξύ μάζας και όγκου:

$$M = \rho * V \quad (5)$$

όπου  $\rho$  η πυκνότητα του ρευστού, ο ρυθμός της ροής μάζας δίνεται από τον τύπο:

$$\frac{dM}{dt} = \rho * A * \bar{u} \quad (6)$$

Για συμπιεστά ρευστά (αέρια) θα πρέπει να αναφέρεται η αντίστοιχη πίεση για την συγκεκριμένη μέτρηση της ροής όγκου ή μάζας.

### 3.3 Ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής

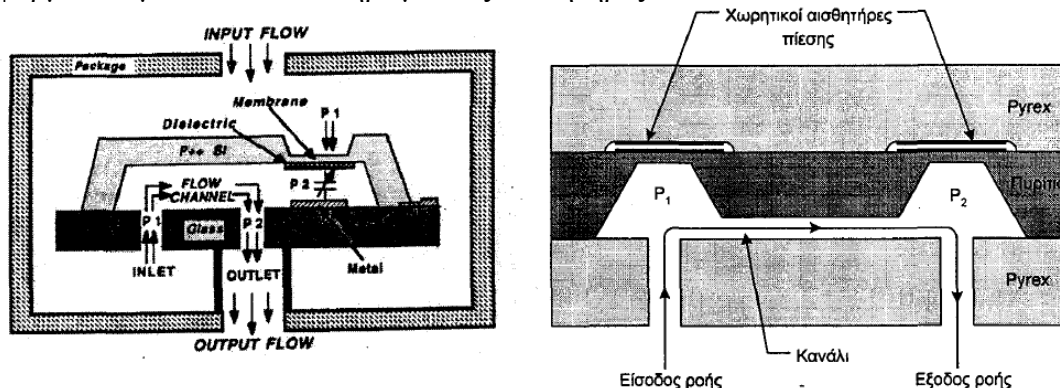
Όπως έχει τονιστεί στο κεφάλαιο 2, από τα μέσα της δεκαετίας του 1980 έχει πραγματοποιηθεί μια μεγάλη στροφή στην τεχνολογία των ολοκληρωμένων αισθητήρων λόγω των πολλών και βασικών τους πλεονεκτημάτων σε σχέση με τους συμβατικούς. Οι αισθητήρες ροής ακολούθησαν την δυναμική αυτή και η ολοκλήρωσή τους στο πυρίτιο έχει γίνει πραγματικότητα. Οι ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής μπορούν να χωριστούν και αυτοί σε κατηγορίες όπως και οι συμβατικοί ανάλογα με τη φυσική μέθοδο που χρησιμοποιούν. Η ολοκλήρωση με τη βοήθεια των τεχνολογιών μικροηλεκτρονικής και μικρομηχανικής, όπως αυτές παρουσιάζονται στο κεφάλαιο 2, παρουσιάζει συγκεκριμένες ιδιαιτερότητες που ευνοούν την κατασκευή ορισμένων κατηγοριών αισθητήρων ροής. Στις επόμενες παραγράφους θα πραγματοποιηθεί μια προσπάθεια ομαδοποίησης των σημαντικότερων από τους ολοκληρωμένους αισθητήρες ροής που έχουν αναφερθεί στην βιβλιογραφία μέχρι σήμερα ή που υπάρχουν ήδη στην αγορά. Οι βασικές κατηγορίες στις οποίες μπορούν να διαχωριστούν είναι οι εξής:

- Θερμικοί ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής
- Ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής με ανίχνευση διαφορικής πίεσης
- Ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής ηλεκτρο-θερμο-μηχανικής ταλάντωσης
- Ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής μηχανικής κίνησης
- Ολοκληρωμένοι πυροηλεκτρικοί αισθητήρες ροής

Για κάθε μία από τις παραπάνω κατηγορίες θα περιγραφούν τα βασικά της χαρακτηριστικά και θα δοθούν γενικές περιγραφές ορισμένων αντιπροσωπευτικών αισθητήρων, καθώς και κάποιων αισθητήρων που παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον. Ιδιαίτερη έμφαση θα δοθεί στους θερμικούς αισθητήρες που αποτελούν και την πιο διαδεδομένη κατηγορία ολοκληρωμένων αισθητήρων ροής. Οι αισθητήρες αυτοί θα μελετηθούν αναλυτικά, αφού χωριστούν σε τρεις υποκατηγορίες ανάλογα με τον μηχανισμό λειτουργίας τους και τελικά θα πραγματοποιηθεί σύγκριση των συγκεκριμένων υποκατηγοριών.

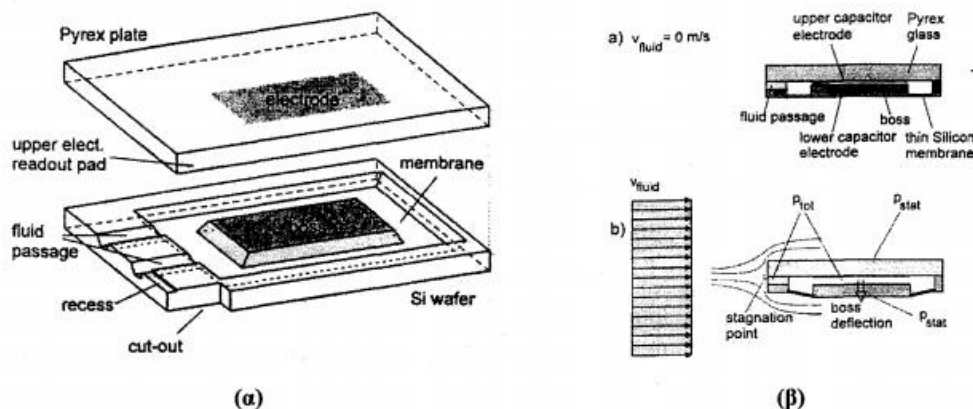
### 3.4 Ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής με ανίχνευση διαφορικής πίεσης

Οι ολοκληρωμένοι αισθητήρες ροής που χρησιμοποιούν τη μέθοδο της διαφορικής πίεσης για να συνάγουν την ροή στηρίζονται στην ίδια αρχή λειτουργίας με τους αντίστοιχους συμβατικούς, δηλαδή στο νόμο του Bernoulli. Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν ορισμένα χαρακτηριστικά παραδείγματα τέτοιων αισθητήρων που παρουσιάζουν τον τρόπο με τον οποίο είναι δυνατό η αρχή του Bernoulli να εφαρμοστεί μέσα από ολοκληρωμένους αισθητήρες.



Εικόνα 7: Διατομή ολοκληρωμένου αισθητήρα ροής.

Στην εικόνα 7 απεικονίζεται μια διατομή του αισθητήρα που κατασκευάστηκε το 1993 από τον S. T. Cho. Το αέριο εισέρχεται από το επάνω άνοιγμα του πακεταρίσματος σε πίεση  $P_j$ . Κατόπιν ακολουθεί την διαδρομή που φαίνεται στο σχήμα και διοχετεύεται δια μέσου του μικρού καναλιού μέσα από τον ολοκληρωμένο αισθητήρα, όπου παρουσιάζει μια πτώση πίεσης ( $P_1P_2$ ). Η διαφορά αυτή της πίεσης μετριέται από την μεταβολή της χωρητικότητας του αισθητήρα λόγω της μετατόπισης των τοιχωμάτων του. Μια λιγότερο περίπλοκη δομή, η οποία δεν έχει τόσο μεγάλες απαιτήσεις στο πακετάρισμα είναι αυτή που παρουσιάστηκε από τον R. E. Oosterbroek το 1997. Η δομή απεικονίζεται Στην εικόνα 7 και η λειτουργία της είναι όμοια με αυτή που αναφέρθηκε παραπάνω. Η υλοποίηση της περιλαμβάνει συγκόλληση τριών δισκιδίων έτσι ώστε να δημιουργηθούν δύο χωρητικοί αισθητήρες πίεσης και ένα ενδιάμεσο κανάλι από το οποίο διέρχεται το αέριο.



Εικόνα 8:(α) Ολοκληρωμένος αισθητήρας ροής με ανίχνευση διαφορικής πίεσης, κατασκευασμένος από τον O. Berberig το 1997.

(β) Ο τρόπος λειτουργίας του συγκεκριμένου αισθητήρα.

Μια τελείως διαφορετική σχεδιαστική προσέγγιση προτάθηκε από τον O. Berberig το 1997. Ο αισθητήρας φαίνεται στην εικόνα 8(α), ενώ 8(β) απεικονίζεται μια διατομή του και ο τρόπος λειτουργίας του. Ο αισθητήρας διαθέτει μια είσοδο και μια έξοδο για το αέριο από την ίδια πλευρά του, οι οποίες οδηγούν σε ένα θάλαμο που αποτελείται από ένα περιμετρικό κανάλι με έναν όγκο αδράνειας στο κέντρο, ο οποίος αποτελεί και το κάτω ηλεκτρόδιο της δομής. Όταν ο αισθητήρας εκτεθεί σε ροή αερίου, η πίεση στο εσωτερικό του  $P_{tot}$  μεγαλώνει και ξεπερνά την εξωτερική πίεση  $P_{stat}$ . Η διαφορά πίεσης που αναπτύσσεται:  $P_{dyn} = P_{tot} - P_{stat}$  προκαλεί απομάκρυνση των τοιχωμάτων του αισθητήρα και ελάττωση της χωρητικότητας του. Και σ' αυτή την περίπτωση με την εφαρμογή του νόμου του Bernoulli μπορεί να εξαχθεί η ταχύτητα της ροής. Είναι φανερό ότι στη συγκεκριμένη κατηγορία αισθητήρων απαιτούνται περίπλοκες μικρομηχανικές δομές με πολλά στάδια κατασκευής που συνήθως περιλαμβάνουν συγκόλληση δισκιδίων. Οι απαιτήσεις αυτές ανεβάζουν πολύ το κόστος και τον χρόνο παρασκευής, ενώ παράλληλα μειώνουν την απόδοση (yield) της κατασκευής. Επιπρόσθετα το τελικό πακετάρισμα παρουσιάζει σημαντικούς περιορισμούς, καθότι οι διατάξεις που προκύπτουν είναι αρκετά εύθραυστες





## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 – Τεχνολογίες Αισθητήρων Ροής

### 4.1 Μικροαισθητήρες ταχύτητας και ροής

Ως γνωστό η ταχύτητα ορίζεται ως ο ρυθμός μεταβολής της μετατόπισης στο πεδίο του χρόνου και είναι διανυσματικό μέγεθος. Για ένα γραμμικό σύστημα ισχύει ότι είναι ίση με:

$$u = \frac{dx}{dt} \quad (7)$$

ενώ η γωνιακή ταχύτητα ορίζεται ως:

$$\omega = \frac{d\theta}{dt} \quad (8)$$

Η ταχύτητα μερικών αντικειμένων μπορεί επίσης να προκύψει από ένα αισθητήρα πίεσης-υψόμετρου. Η ροή είναι ο ρυθμός μεταβολής της κίνησης ενός ρευστού στο πεδίο του χρόνου και ορίζεται:

$$Q_m = \frac{dm}{dt}, \quad Q_v = \frac{dV}{dt} \quad (9)$$

Για ασυμπίεστα η σχέση γίνεται:

$$Q_m = \rho_m \frac{dV}{dt} = \rho_m Q_v = \rho_m A u \quad (10)$$

Υπάρχει επίσης πληθώρα συμβατικών μεθόδων για να μετρήσουμε την ροή, στις οποίες περιέχονται αισθητήρες ροής με διαφορική-πίεση, θερμική ροή, αισθητήρες ροής υπερήχων, μαγνητικής ροής και ροή ταλαντούμενου-ρευστού.

### 4.2 Μικροαισθητήρες Πίεσης

Αξιοσημείωτη είναι η επιτυχία της δυνατότητας να χρησιμοποιηθεί η μικρομηχανική στην παραγωγή αισθητήρων πίεσης με πυρίτιο. Η πιο απλή σχεδίαση είναι αυτή που συνίσταται από ένα λεπτό διάφραγμα πυριτίου με πιεσοαντιστάτες διαχεόμενους στην επιφάνεια οι οποίοι μετρούν την απόκλιση. Στο σχήμα που ακολουθεί βλέπουμε την γενική διάταξη ενός αισθητήρα πίεσης με διάφραγμα πυριτίου. Το μονοκρυσταλλικό πυρίτιο είναι ένα άριστο υλικό για τους αισθητήρες πίεσης γιατί δεν παρατηρούνται πρακτικά φαινόμενα ολίσθησης ή υστέρησης. Οι πιεσοαντιστατικοί αισθητήρες πυριτίου είναι πια ευρέως διαδεδομένοι εξαιτίας της πολύ χαμηλού κόστους και της τέλει απόδοσης τους. Για αυτό τον λόγο βρίσκει και πολλές εφαρμογές στην βιοιατρική. Μία αρκετά ριζοσπαστική συσκευή είναι αυτή που χρησιμοποιεί μικρομηχανική κατασκευή συντονισμού, η οποία είναι προσκολλημένη στο διάφραγμα του οποίου η συχνότητα αντιδρά με την πίεση. Η απόκλιση στο

διάφραγμα θέτει τη δοκιμαστική μάζα υπό ταλάντωση, με αποτέλεσμα να τροποποιήσει τη σταθερά του ελατηρίου και επομένως και τη συχνότητα συντονισμού του ζεύγους των ταλαντωτών. Χρησιμοποιώντας ζεύγος ταλαντωτών βοηθά στην ευστάθεια της κατασκευής. Τα πλεονεκτήματα των κατασκευών συντονισμού σε σχέση με την στατική κατασκευή είναι η ακρίβεια και η πολύ χαμηλή υστέρηση.

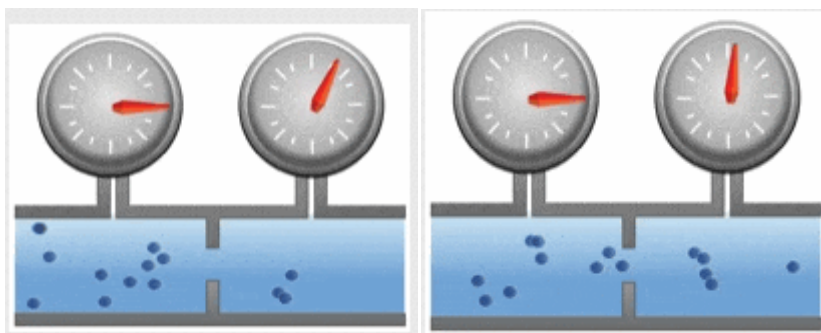
### 4.3 Προσανατολισμός ενός μετρητή ροής

Η βάση της καλής επιλογής ενός μετρητή ροής είναι μια σαφής κατανόηση των απαιτήσεων της συγκεκριμένης εφαρμογής. Ως εκ τούτου, θα πρέπει να επενδυθεί χρόνος για την πλήρως αξιολόγηση της φύσης του υγρού της διαδικασίας και της συνολικής εγκατάστασης.

### 4.4 Πρώτα βήματα για την επιλογή του σωστού μετρητή

Το πρώτο βήμα στην επιλογή του αισθητήρα ροής είναι να προσδιοριστεί εάν η παροχή πληροφοριών θα πρέπει να είναι συνεχής ή ολοποιημένη, και εάν αυτή η πληροφορία είναι αναγκαία τοπικά ή απομακρυσμένα. Αν είναι εξ αποστάσεως, θα πρέπει η μετάδοση να είναι αναλογική, ψηφιακή, ή από κοινού; Και, αν από κοινού, ποια είναι η απαιτούμενη (ελάχιστη) συχνότητα δεδομένων ενημέρωσης; Μόλις αυτά τα ερωτήματα απαντηθούν, τότε η αξιολόγηση των ιδιοτήτων και των χαρακτηριστικών ροής του ρευστού διαδικασίας αλλά και των σωληνώσεων που θα φιλοξενήσει το μετρητή ροής, θα πρέπει να λάβουν χώρα.

### 4.5 Πώς λειτουργούν τα ροόμετρα διαφορικής πίεσης



Εικόνα 9: Φαινόμενο Bernoulli

Τα ροόμετρα διαφορικής πίεσης χρησιμοποιούν την εξίσωση Bernoulli για να μετρήσουν την ροή του υγρού μέσα σε έναν σωλήνα-αγωγό. Οι μετρητές ροής διαφορικής πίεσης εισάγουν μια συστολή στο σωλήνα που δημιουργεί πτώση πίεσης κατά μήκος του μετρητή ροής. Όταν αυξάνεται η ροή, δημιουργείται μεγαλύτερη πτώση πίεσης. Οι σωληνώσεις ώθησης οδηγούν σε ανάντη και κατάντη πιέσεις του μετρητή ροής στον πομπό που μετρά τη διαφορική πίεση για τον προσδιορισμό της ροής του ρευστού. Αυτή η τεχνολογία αντιπροσωπεύει περίπου το 21% της παγκόσμιας αγοράς ροόμετρων. Η εξίσωση του Bernoulli δηλώνει ότι η πτώση πίεσης κατά μήκος της στενώσεως είναι ανάλογη προς το τετράγωνο του ρυθμού ροής. Χρησιμοποιώντας αυτή τη σχέση, το 10% της ροής πλήρους κλίμακας παράγει μόνο το 1% της διαφορικής πίεσης πλήρους κλίμακας. Στο 10% της ροής πλήρους κλίμακας, η ακρίβεια του μετρητή ροής διαφορικής πίεσης εξαρτάται από την ακρίβεια του πομπού σε μια περιοχή διαφοράς πίεσης 100:1 εύρους διαφορικής πίεσης. Η ακρίβεια του πομπού διαφορικής πίεσης τυπικά υποβαθμίζεται στις χαμηλές διαφορικές πιέσεις στην περιοχή του, έτσι η ακρίβεια του ροόμετρου μπορεί να υποβαθμιστεί παρομοίως. Επομένως, αυτή η μη γραμμική σχέση μπορεί να έχει επιζήμια αποτελέσματα στην ακρίβεια και την ανατροπή των μετρητών ροής διαφορικής πίεσης. Διαφορετικές γεωμετρίες χρησιμοποιούνται για διαφορετικές μετρήσεις, όπως η πλάκα στομίου, το ακροφύσιο ροής, το στοιχείο στρωτής ροής, ο σωλήνας ροής χαμηλής απώλειας, η τμηματική σφήνα, ο κώνος V και ο σωλήνας Venturi.

#### **4.6 Πλεονεκτήματα- Μειονεκτήματα**

Η άνοδος αυτής της τεχνολογίας είναι χαμηλού κόστους, οι πολλαπλές εκδόσεις μπορούν να βελτιστοποιηθούν για διαφορετικά υγρά και στόχους, έχουν εγκριθεί για μεταφορά θεματοφυλακής (αν και χρησιμοποιείται όλο και λιγότερο για αυτό), είναι ένας καλά κατανοητός τρόπος μέτρησης της ροής και μπορούν να συνδυαστούν με αισθητήρες θερμοκρασίας / πίεσης για να παρέχουν ροή μάζας για ατμό και άλλα αέρια.

Τα αρνητικά είναι ότι το μεγάλο εύρος ζώνης δεν είναι πάντοτε καλό λόγω ενός μη γραμμικού σήματος διαφορικής πίεσης (εξαιρούνται τα στοιχεία της ελασματικής ροής), η ακρίβεια δεν είναι η καλύτερη και μπορεί να υποβαθμιστεί με φθορά και απόφραξη.

#### **4.7 Πως χρησιμοποιούνται τα ροόμετρα διαφορικής πίεσης**

Οι μετρητές ροής διαφορικής πίεσης μετρούν συμπερασματικά τη ροή υγρών, αερίων και ατμών, όπως νερό, κρυογονικά υγρά, χημικά, αέρα, βιομηχανικά αέρια και ατμό. Χρειάζεται προσοχή στα ροόμετρα διαφορικής πίεσης για ρευστά με υψηλό ιξώδες, όπως μερικούς υδρογονάνθρακες και τρόφιμα, επειδή η ακρίβειά τους μπορεί να

υποβαθμιστεί όταν ο αριθμός Reynolds είναι χαμηλός. Αυτός ο μετρητής ροής μπορεί να εφαρμοστεί σε σχετικά καθαρά υγρά. Με την κατάλληλη προσοχή στα υλικά κατασκευής, μπορεί να μετρηθεί η ροή διαβρωτικών υγρών, όπως αυτά που απαντώνται στη χημική και στη φαρμακευτική βιομηχανία. Κάπως βρώμικα ρευστά μπορούν να μετρηθούν με καθαρισμό των σωληνώσεων ώθησης με ένα αδρανές υγρό. Χρειάζεται προσοχή στα ροόμετρα διαφορικής πίεσης σε βρώμικες υπηρεσίες, επειδή η βρωμιά μπορεί να συνδέσει τις σωληνώσεις ώθησης και να προκαλέσει εσφαλμένες μετρήσεις. Σε αυτές τις εφαρμογές μπορούν μερικές φορές να χρησιμοποιηθούν σφραγίδες διαφράγματος. Ωστόσο, πρέπει να γνωρίζουμε ότι τα στεγανοποιητικά του διαφράγματος μπορούν να υποβαθμίσουν την απόδοση του συστήματος πομπού διαφορικής πίεσης και, κατά συνέπεια, να υποβαθμίσουν την απόδοση του συστήματος μέτρησης ροής. Οι μετρητές ροής διαφορικής πίεσης είναι γενικά εφαρμόσιμοι σε πολλές ροές στις περισσότερες βιομηχανίες, όπως η εξόρυξη, η επεξεργασία ορυκτών, η βιομηχανία πολτού και χαρτιού, πετρελαίου, χημικών, πετροχημικών, νερού και λυμάτων. Άλλες τεχνολογίες μέτρησης ροής μπορούν να λειτουργούν καλύτερα από τους μετρητές ροής διαφορικής πίεσης σε πολλές εφαρμογές, ωστόσο οι μετρητές ροής διαφορικής πίεσης εξακολουθούν να χρησιμοποιούνται εκτεταμένα λόγω της μακροχρόνιας εξοικείωσης του χρήστη με την τεχνολογία.

#### **4.8 Προφυλάξεις εφαρμογής για ροόμετρα διαφορικής πίεσης**

Λόγω της μη γραμμικής σχέσης μεταξύ ροής και διαφορικής πίεσης, η ακρίβεια της μέτρησης ροής στο κατώτερο τμήμα της περιοχής ροής μπορεί να υποβαθμιστεί. Η σύνδεση των σωληνώσεων ώθησης μπορεί να είναι μια ανησυχία για πολλές υπηρεσίες. Για την παροχή υγρών, οι σωληνώσεις ώθησης πρέπει να είναι προσανατολισμένες και κεκλιμένες έτσι ώστε να παραμένουν γεμάτες με υγρό και να μην συλλέγουν αέριο. Για την εξυπηρέτηση αερίου, οι σωληνώσεις ώθησης πρέπει να είναι προσανατολισμένες και κεκλιμένες ώστε να παραμένουν γεμάτες με αέριο και να μην συλλέγουν υγρά. Στην παροχή ατμού, ο ατμός μπορεί να αφηθεί να συμπυκνώνεται σε μερικές από τις σωληνώσεις ώθησης για να σχηματίσει μια υγρή σφράγιση μεταξύ του θερμού ατμού και του πομπού προκειμένου να προστατεύσει τον πομπό από τη θερμότητα. Χρειάζεται προσοχή επειδή η βαθμονόμηση του πομπού διαφορικής πίεσης μπορεί να επηρεαστεί από τη συσσώρευση υγρού ή αερίου στη σωλήνωση παλμών. Επιπροσθέτως, η ακρίβεια του συστήματος μέτρησης ροής μπορεί να υποβαθμιστεί όταν διάφορες ποσότητες υγρού μπορούν να συσσωρευτούν κατά τη διάρκεια της λειτουργίας. Τα ζητήματα βαθμονόμησης μπορεί να είναι σημαντικά για την επιτυχή εφαρμογή αυτής της τεχνολογίας. Για παράδειγμα, η αφαίρεση πομπού διαφορικής πίεσης για τη βαθμονόμηση εκθέτει τον πομπό σε πολλαπλές πηγές δυναμικών προβλημάτων που μπορούν να επηρεάσουν τη μέτρηση, το ελάχιστο από τα οποία είναι ο βαθμός στον οποίο η σωλήνωση του πομπού έχει σφίγγει μετά τη βαθμονόμηση. Η βαθμονόμηση θα πρέπει γενικά να διεξάγεται επιτόπου όταν είναι δυνατόν και οι σχετικές διατάξεις θα πρέπει να αντιμετωπιστούν

κατά τη φάση σχεδιασμού. Για παράδειγμα, ο πομπός διαφορικής πίεσης μπορεί να αγοραστεί με ενσωματωμένη πολλαπλή βαλβίδα που επιτρέπει εύκολη βαθμονόμηση χωρίς αποσύνδεση των σωληνώσεων παλμών. Οι εφαρμογές του αερίου θα πρέπει να σχεδιάζονται προσεκτικά επειδή οι αλλαγές στην πίεση λειτουργίας και τη θερμοκρασία λειτουργίας μπορούν να επηρεάσουν δραματικά τη μέτρηση ροής. Με άλλα λόγια, η πυκνότητα του αερίου μπορεί να μεταβάλλεται σημαντικά κατά τη διάρκεια της λειτουργίας. Ως αποτέλεσμα, η διαφορική πίεση που παράγεται από τον μετρητή ροής μπορεί επίσης να μεταβάλλεται σημαντικά κατά τη διάρκεια της λειτουργίας. Η μη αντιστάθμιση αυτών των επιπτώσεων μπορεί να προκαλέσει σφάλματα μέτρησης ροής 20% ή περισσότερο σε πολλές εφαρμογές. Σε αυτές τις εφαρμογές, ένας υπολογιστής ροής μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό της διορθωμένης μέτρησης της ροής χρησιμοποιώντας πραγματικές μετρήσεις πίεσης, θερμοκρασίας και ροής.

#### 4.9 Κατασκευή νέου δομικού πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα πίεσης

Οι αισθητήρες πιεζοηλεκτρικής πίεσης έχουν αναπτυχθεί ευρέως και χρησιμοποιούνται πολύ συχνά στις βιομηχανικές και εμπορικές εφαρμογές λόγω της έντονης ανάπτυξης της τεχνολογίας micromachining πυριτίου. Πρόσφατα, με την επέκταση της αγοράς ηλεκτρονικών συσκευών, συμπεριλαμβανομένων των αυτοκινήτων, της αεροδιαστημικής και βιοιατρικής, τα μεγάλα ερευνητικά κέντρα έχουν κινητοποιηθεί και πάλι για την ανάπτυξη αισθητήρων μέτρησης υψηλής ακρίβειας και μικρο-πίεσης που χαρακτηρίζονται από υψηλή αξιοπιστία, χαμηλό κόστος και δυνατότητα μαζικής κατασκευής. Η βασική αρχή του αισθητήρα βασίζεται σε μια λεπτή μεμβράνη που εκτρέπεται όταν εφαρμόζεται πίεση στην επιφάνεια της μεμβράνης. Μια γέφυρα Wheatstone είναι χτισμένη για να μεταδώσει τη μεταβολή της αντίστασης στην τάση μέσω του πιεζοριζικού αποτελέσματος. Κατά τη διάρκεια των τελευταίων ετών, έχουν αναπτυχθεί αρκετές τυπικές δομές μεμβρανών από πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες πίεσης. Όπως είναι γνωστό, η δομή της μεμβράνης παίζει σημαντικό ρόλο στην απόδοση του αισθητήρα. Η μεμβράνη τύπου C, η οποία σχηματίζεται από μια κοιλότητα πάνω στον δίσκο πυριτίου όπως το αλφάβητο "C" από την πλευρική όψη, ήταν η πρώτη προτεινόμενη δομή και χρησιμοποιήθηκε ευρέως για τη μέτρηση της πίεσης αερίου ή νερού. Ωστόσο, μια λεπτή μεμβράνη τύπου C που χρησιμοποιείται στη μέτρηση χαμηλής πίεσης συνήθως οδηγεί σε δραματική πτώση του γραμμικού σφάλματος της μηχανικής. Η έντονη μη γραμμική πίεση (PNL) μπορεί να προκαλέσει μια συσκευή υψηλής ευαισθησίας σε ελάχιστης πρακτικής αξίας όταν αυτή ξεπερνά ένα ορισμένο εύρος. Για την επίλυση αυτού του προβλήματος, η δομή μεμβράνης τύπου E χαρακτήρισε μια κεντρική μάζα, αλλά αυτή η δομή θυσίασε την ευαισθησία του αισθητήρα λόγω της ακαμψίας της μεμβράνης. Η ευαισθησία είναι ανάλογη του λόγου (μήκους μεμβράνης) / (πάχους μεμβράνης) ( $L / H$ ), έτσι ώστε να μπορεί να αυξηθεί με μεγαλύτερη αναλογία αυτής της ποσότητας. Δυστυχώς, η μη γραμμικότητα της πίεσης αυξάνεται με αυτή την αναλογία με πολύ ταχύτερο ρυθμό,

καθώς η μη γραμμικότητα πίεσης της μετατροπής πίεσης προς καταπόνηση είναι ανάλογη προς (L / H). Έτσι, η αντίφαση μεταξύ ευαισθησίας και γραμμικότητας είναι πάντα ασυμβίβαστη με την παραδοσιακή δομή μεμβράνης. Προκειμένου να βελτιωθεί η ακρίβεια του αισθητήρα, συγκεκριμένα η απόκτηση υψηλής ευαισθησίας και συγχρόνως η μη γραμμικότητα χαμηλής πίεσης, πρέπει οι προηγούμενες προσπάθειες να επικεντρωθούν κυρίως στις ακόλουθες τρεις πτυχές.

Για την πρώτη πτυχή, πρέπει να σχεδιαστεί μια νέα δομή και να δημιουργηθούν περιοχές συγκέντρωσης τάσης (SCRs) στην επιφάνεια της μεμβράνης. Όλοι οι πιεζοηλεκτρικοί μπορούν να τοποθετηθούν στις SCRs και η πιεζοριζική ευαισθησία μπορεί να βελτιωθεί με μια μικρή εκτροπή της μεμβράνης. Για παράδειγμα, η Yu et al. ανέπτυξε μία δομή με μονούς δοκούς μεμβράνης (BMMI) για να δημιουργήσει SCRs και να εντοπίσει περισσότερη ένταση ενέργειας εντός ενός σχετικά στενού χώρου. Ο αισθητήρας πέτυχε υψηλή ευαισθησία 11.098  $\mu\text{V} / \text{V} / \text{Pa}$  στην περιοχή λειτουργίας 500 Pa σε θερμοκρασία δωματίου, αν και η μη γραμμικότητα πίεσης του 3.046% FSS ήταν λίγο υψηλή. Η Tian et al. σχεδίασε έναν νέο αισθητήρα μικροπίεσης με δομή μεμβράνης διασταυρούμενης δέσμης (CBM) για τη βελτίωση της συγκέντρωσης στρες στις ευαίσθητες δοκούς. Ο αισθητήρας έλαβε μια λεπτή ευαισθησία 7 mV / kPa και μια μη γραμμικότητα χαμηλής πίεσης 0,19% FSS στην περιοχή από 0-10 kPa, η οποία επέτυχε υψηλή ακρίβεια του αισθητήρα λόγω της δημιουργίας SCRs. Στην δεύτερη πτυχή, μια εναλλακτική λύση είναι να σκληρυνθεί η μεμβράνη του αισθητήρα και, κατά συνέπεια, να μειωθεί η εκτροπή του. Σύμφωνα με τον ορισμό της μη γραμμικότητας πίεσης, μια μικρή απόκλιση μεμβράνης θα οδηγήσει σε πτώση της κλίσης της καμπύλης εξόδου, μειώνοντας έτσι τη διαφορά μεταξύ της πραγματικής εξόδου και της ιδανικής γραμμικής εξόδου, και είναι ένας αποτελεσματικός τρόπος βελτίωσης της γραμμικότητας. Η Kinnella et al. παρουσίασε μια μεμβράνη με ένα κοίλο λεπτό, σκληρό τοίχωμα για να ελαττώσει το αποτέλεσμα του μπαλονιού, επιτυγχάνοντας μια μη γραμμικότητα πίεσης μικρότερη από 0,40% FSS. Η Sandmaier et al. πρότεινε μια δομή chip chip με βάση μια στενή μάζα στο κέντρο της μεμβράνης για να γίνει η μεμβράνη πιο δύσκολη και να μειώσει την εκτροπή της. Ελήφθη μη γραμμικότητα χαμηλότερης πίεσης 0,05% FSS, αλλά η ευαισθησία ήταν μόνο 3,5  $\mu\text{V} / \text{V} / \text{Pa}$  για τη μέτρηση των 10 kPa. Τέλος, αναπτύχθηκαν πολλές νέες πρώτες ύλες για τη μεμβράνη για τη βελτίωση της συνολικής απόδοσης του αισθητήρα. Για παράδειγμα, οι Pramanik et al. ανέφεραν ότι το νανοκρυσταλλικό πυρίτιο χρησιμοποιήθηκε ως ενεργό πιεζοηλεκτρικά για την επίτευξη υψηλής ακρίβειας. Για εφαρμογές υψηλής ακριβείας έχει επιλεγεί επίσης κεραμικό υπόστρωμα για την κατασκευή του αισθητήρα. Ορισμένα άλλα καινοτόμα υλικά, όπως το πολυπυριτίου, το SiC, το διαμάντι και τα νανοσωλήνες πυριτίου, υιοθετήθηκαν για την κατασκευή τσιπ αισθητήρων. Παρόλο που οι επιδόσεις αυτών των αισθητήρων πίεσης έχουν βελτιωθεί πολύ λόγω αυτών των νέων υλικών, η απόδοση εξακολουθεί να μην μπορεί να ικανοποιήσει την απαίτηση της υψηλής ευαισθησίας και χαμηλής πίεσης μη γραμμικότητας ταυτόχρονα. Εξάλλου, υπάρχουν πολλές πρακτικές δυσκολίες στη παραγωγή λόγω των τεχνικών προβλημάτων.

Λαμβάνοντας υπόψη όλα τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα για τα παραπάνω μοντέλα, διαπιστώνεται ότι η δημιουργία SCRs είναι ωφέλιμη για να χρησιμοποιήσει την ενέργεια παραμόρφωσης για τους πιεζο-αντιστατήρες, με αποτέλεσμα η ευαισθησία να μπορεί να βελτιωθεί οριστικά. Επίσης, η ακαμψία της μεμβράνης μπορεί να αποφύγει μια μεγάλη παραμόρφωση, και στη συνέχεια η μη γραμμικότητα πίεσης αναμένεται να ελέγχεται σε ένα μικρό εύρος.

#### 4.10 Αισθητήρες πίεσης και βάρους

Η πίεση αποτελεί μέτρο της δύναμης ή μηχανικής τάσης που ασκείται στην εξωτερική επιφάνεια κάποιου σώματος από ένα εξωτερικό αίτιο. Το βάρος αποτελεί τη -σταθερή- δύναμη προς τα κάτω που ασκεί η Γη σε ένα σώμα και αποτελεί μία ειδική περίπτωση δύναμης. Έτσι, εάν τοποθετηθεί ένα σώμα σε επαφή με έναν αισθητήρα πίεσης, ο αισθητήρας μπορεί να μετρά τη δύναμη που δέχεται το σώμα από ένα εξωτερικό αίτιο ή από τη Γη ανάλογα με τη σχετική θέση σώματος και αισθητήρα (κατακόρυφη, οριζόντια κ.ά.). Με άλλα λόγια, η μέτρηση του βάρους ανάγεται στη μέτρηση πίεσης και γι' αυτό οι μετρητές πίεσης χρησιμοποιούνται και για τη μέτρηση βάρους.

Εδώ πρέπει να διευκρινίσουμε ότι το μετρούμενο σώμα θεωρείται ότι δεν κινείται λόγω της ύπαρξης δύναμης (ή βάρους) σε αυτό. Εάν το σώμα κινείται, χρησιμοποιούνται άλλα είδη αισθητήρων, οι μετρητές κίνησης, που στηρίζονται σε διαφορετικές αρχές. Στην περίπτωση κινούμενων ρευστών, ο αισθητήρας πίεσης είναι ακίνητος και θεωρείται ότι δέχεται πίεση από το κινούμενο ρευστό.

Σχέσεις μεταξύ των μονάδων πίεσης

**Πίνακας 1: Σχέσεις των μονάδων πίεσης**

1 atm = 101325 Pa
1 atm = 760 mmHg = 760 Torr
1 atm = 1.01325 bar
1 atm = 14.7 psi
1 bar = 100000 Pa
1 Torr = 133.32 Pa
1 psi = 6895 Pa

Η πίεση σχετίζεται με τη δύναμη με τη σχέση:

$$P = F A \quad (11)$$

και άρα οι μονάδες της είναι μονάδες δύναμης ανά μονάδες επιφάνειας. Υπάρχουν πολλές μονάδες πίεσης: Καταρχήν είναι η ατμόσφαιρα (atm), που δημιουργήθηκε με

βάση την πίεση που ασκεί η ατμόσφαιρα. Μία ατμόσφαιρα (1 Atm) ορίζεται ότι είναι η ατμοσφαιρική πίεση στην επιφάνεια της θάλασσας και σε γεωγραφικό πλάτος 45ο. Η πίεση αυτή δημιουργείται από τον αέρα που βρίσκεται από πάνω μας. Η ατμόσφαιρα της Γης αποτελείται κυρίως από οξυγόνο και άζωτο, φθάνει σε ύψος μερικών χιλιάδων χιλιομέτρων και πιέζει όλα τα αντικείμενα που ευρίσκονται στην επιφάνεια της Γης. Η μονάδες του σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα Μονάδων είναι το Νιούτον ανά τετραγωνικό μέτρο ( $N/m^2$ ) ή Πασκάλ (Pa). Επειδή το ένα τετραγωνικό μέτρο είναι πολύ μεγάλη επιφάνεια, αναμένουμε ότι η πίεση που δημιουργεί σε ένα σημείο μία συνηθισμένη δύναμη ισούται με χιλιάδες Pa. Πράγματι, η μία ατμόσφαιρα ισούται με 101325 Pa. Για ευκολία ορίζεται ότι οι εκατό χιλιάδες Pa είναι ίσες με 1 bar. Η ατμοσφαιρική πίεση εξισορροπεί το βάρος μίας στήλης υδραργύρου ύψους 760 χιλιοστούμετρων, και έτσι ως μονάδα πίεσης υπάρχει το ένα χιλιοστόμετρο στήλης υδραργύρου (1 mmHg), που ονομάζεται ένα Torr (από τον Ιταλό Evangelista Torricelli που παρατήρησε το φαινόμενο). Στο αγγλοσαξωνικό σύστημα μονάδων μονάδα πίεσης είναι η μία λίβρα δύναμης ανά τετραγωνική ίντσα (pound per square inch, lbf/in<sup>2</sup>), ή psi, όπου είναι 1 lbf = 4.4484 N και 1 in = 2.54 cm.

### **ΕΙΔΗ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΙ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΠΙΕΣΗΣ**

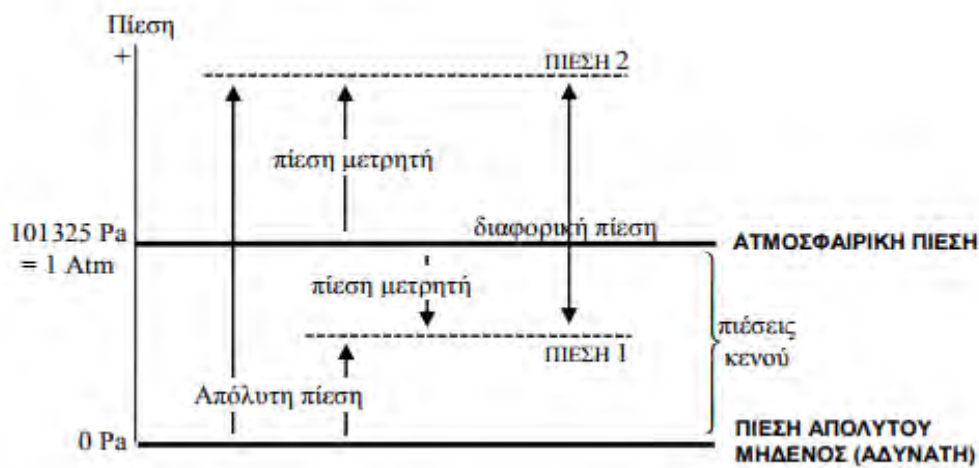
Η ατμοσφαιρική πίεση ασκείται πάντοτε και σε όλα τα σώματα. Εάν ασκούμε πίεση σε ένα σώμα, αυτό αντιλαμβάνεται την πίεσή μας συν την ατμοσφαιρική πίεση. Έτσι, το άθροισμα των δύο πιέσεων λέγεται απόλυτη πίεση (absolute pressure). Η πίεση που ασκούμε ονομάζεται πίεση μετρητή (gauge pressure) και αυτή μας ενδιαφέρει να προσδιορίσουμε. Το αγγλοσαξωνικό σύστημα μονάδων διακρίνει τις δύο αυτές πιέσεις γράφοντας την πίεση μετρητή ως psi και την απόλυτη πίεση ως psia (psi absolute). Έτσι, μία πίεση ίση με 16 psi σημαίνει ότι κάποιο εξωτερικό αίτιο (εκτός από την ατμόσφαιρα) ασκεί πίεση 16 psi, ενώ μία πίεση 16 psia σημαίνει ότι η συνολική πίεση που ασκείται είναι 16 psi, και επομένως ότι το εξωτερικό αίτιο ασκεί πίεση 1.3 psi. Εάν τοποθετήσουμε ένα σώμα σε έναν αεροστεγή χώρο και αφαιρέσουμε με μηχανικό τρόπο μία ποσότητα αέρα από το χώρο, το σώμα θα πιέζεται λιγότερο από όσο εάν ευρίσκεται στην ελεύθερη ατμόσφαιρα και έτσι λέμε ότι δημιουργούμε κενό αέρος, ή αλλιώς κενό (vacuum). Οποιαδήποτε πίεση μικρότερη από την ατμοσφαιρική πίεση λέγεται πίεση κενού (vacuum pressure). Στην πράξη είναι αδύνατο να επιτύχουμε πίεση μηδέν (το λεγόμενο απόλυτο κενό) επειδή θα πρέπει να απομακρύνουμε όλα τα μόρια αέρα από ένα χώρο. Τα τεχνικά μέσα που διαθέτουμε σήμερα (οι αντλίες κενού, vacuum pumps) πετυχαίνουν όμως πολύ υψηλά κενά, ανάλογα με το είδος τους. Η απλούστερη από όλα τα είδη αντλιών, η περιστροφική αντλία (rotary pump) μειώνει την ατμοσφαιρική πίεση στο 1/100.000 της τιμής της (από τα 760 Torr σε λιγότερο από 0.01 Torr) και, όπως λέγεται, επιτυγχάνει κενό καλύτερο από  $10^{-2}$  Torr. Οι καλύτερες αντλίες, οι αντλίες ιόντων (ion pumps), υποστηρίζονται από αντλίες χαμηλότερων επιδόσεων επιτυγχάνουν κενά έως  $10^{-2}$  Torr. Στον παρακάτω πίνακα εικονίζονται τα είδη αντλιών που υπάρχουν σήμερα και τα ενδεικτικά κενά που επιτυγχάνουν.



Πίνακας 2: Είδη αντλιών και ενδεικτικά κενά

Είδος Αντλίας	Κενό (Torr)
Περιστροφική	$1 \times 10^{-2}$
Διαχύσεως	$1 \times 10^{-6}$
Στροβίλου (τούρμπο)	$1 \times 10^{-8}$
Ιόντων	$1 \times 10^{-12}$

Εάν μετρούμε μία πίεση κενού με ένα μετρητή που λειτουργεί έχοντας ως αναφορά την ατμοσφαιρική πίεση, τότε αυτός θα δείξει αρνητική πίεση. Εάν ο μετρητής μετρά απόλυτες πιέσεις, θα εμφανίσει την πίεση κενού ως θετική πίεση. Η σχέση ανάμεσα στα είδη πιέσεων εικονίζεται στο παρακάτω σχήμα. Εκεί σημειώνονται δύο καταστάσεις πίεσης (ΠΙΕΣΗ 1 και ΠΙΕΣΗ 2) και οι έννοιες της πίεσης μετρητή και απόλυτης πίεσης. Εάν μετρούμε τη διαφορά δύο απόλυτων πιέσεων (όπως συμβαίνει σε διάφορα είδη μανομέτρων υγρού), τότε λέμε ότι μετρούμε μία διαφορική πίεση (differential pressure).



Εικόνα 10: Σχέσεις μεταξύ διαφόρων ειδών πίεσης.

#### 4.11 Αισθητήρας πίεσης με ενσωματωμένο μικροεπεξεργαστή

Ένας πρωταρχικός ερευνητικός στόχος στην ανάπτυξη ενός lab-on-chip είναι η ολοκλήρωση συστημάτων διαφόρων λειτουργιών σε μία μόνο συσκευή. Σε αυτό το πλαίσιο, ο ακριβής προσδιορισμός των ρυθμών ροής και των πιέσεων στο εσωτερικό μικροκαναλίων είναι καθοριστικής σημασίας για τον έλεγχο της χρήσης μικρών ποσοτήτων ρευστού για διάφορες εφαρμογές εργαστηρίου σε τσιπ, που κυμαίνονται από χημικές διεργασίες μέχρι μελέτες μεμονωμένων κυψελών. Επιπλέον, στα μικροφρεβίδια σταγονιδίων, ο ακριβής έλεγχος της πίεσης και των ρυθμών ροής έχει

μεγάλη σημασία. Αυτό ισχύει ιδιαίτερα για τις ροές πολλών φάσεων, καθώς το μέγεθος των φυσαλίδων αερίου εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την εφαρμοζόμενη πίεση. Οι αισθητήρες ροής και πίεσης είναι, κατά συνέπεια, κεντρικά εξαρτήματα των διατάξεων lab-on-chip και έχουν αναπτυχθεί διάφορες προσεγγίσεις για την ενσωμάτωση τέτοιων στοιχειωδών αισθητήριων σε μικρορευστά τσιπ. Ωστόσο, ο ακριβής προσδιορισμός της πίεσης στα συστήματα μικρορευστοί είναι δύσκολος λόγω του περιορισμένου διαθέσιμου χώρου για την ενσωμάτωση των συμβατικών μηχανικών μετρητών. Ως αποτέλεσμα, η ανίχνευση πίεσης συνήθως εκτελείται εκτός τσιπ. Ωστόσο, αυτή η μέθοδος είναι επιρρεπής σε σφάλματα και περιπλέκει την περιφερειακή πειραματική διάταξη.

Αρκετές μέθοδοι έχουν αναφερθεί στη βιβλιογραφία για την άμεση ανίχνευση πίεσης μέσα στα μικρο-ρευστά κανάλια τσιπ. Η πλειονότητα αυτών των δημοσιευμένων προσεγγίσεων βασίζεται σε κλασικές αρχές μηχανικής μέτρησης. Γενικά, αυτοί οι τύποι συστημάτων χρησιμοποιούν κινητά μέρη, ως επί το πλείστον μεμβράνες, ως μετατροπέα σήματος. Η εκτροπή της μεμβράνης που προκαλείται από την πίεση μπορεί να προσδιοριστεί με πιεζοηλεκτρική αντίσταση χωρητικότητας ή οπτικά. Ενώ αυτοί οι συμβατικοί μηχανικοί αισθητήρες πίεσης προσφέρουν υψηλή ακρίβεια και ευαισθησία, η ενοποίηση των τσιπ χωρίς ραφή είναι προκλητική. Περαιτέρω, η ανεξάρτητη απόκτηση πίεσης σε διάφορες θέσεις εντός ενός δικτύου καναλιών, αν και επιθυμητή, είναι δύσκολο να επιτευχθεί.

Η πίεση σε ένα κανάλι μικρορευστοειδούς μπορεί να αποκτηθεί οπτικά, με τη χρήση εκτροπής δέσμης για τη μέτρηση της παραμόρφωσης των τοιχωμάτων μικροδιαύλου, με παρεμβολομετρία, ή με παρακολούθηση σωματιδίων ή διασυνδέσεων.

Μια ενδιαφέρουσα προσέγγιση για την απόκτηση πιέσεων αερίου είναι τα λεγόμενα χρώματα ευαίσθητα στην πίεση (PSP), τα οποία χρησιμοποιούν φωταύγεια που εκπέμπεται από ευαίσθητα στην πίεση μόρια αέρα. Αυτό έχει εφαρμοστεί για την παρακολούθηση αεριωδών ρευστών σε διάφορες μικρορευματικές συσκευές όπως είναι οι μικροδιαύλοι, τα μικροσωματίδια, τα μικροτραύρια και τα μικροκύματα. Η τεχνική PSP είναι ελκυστική λόγω της απλής και γρήγορης προετοιμασίας των αντίστοιχων επικαλύψεων και καθώς μπορεί να παρέχει παγκόσμια προφίλ πίεσης με μεγάλη χωρική ανάλυση.

Η Srivastava et al. χρησιμοποίησε τη συμπίεση ενός τμήματος αέρα που παγιδεύτηκε από ένα υγρό σε ένα σφραγισμένο πλευρικό διάυλο για την παρακολούθηση της μικρορευστοειδούς αντίθλιψης. Για το σκοπό αυτό, παρακολουθείται η κίνηση που προκαλείται από την πίεση της διασύνδεσης υγρού-αέρα και της γωνίας επαφής. Ενώ αυτή η προσέγγιση επιτρέπει έναν κομψό προσδιορισμό των πιέσεων σε μικροσκοπικά κανάλια τσιπ, ο οπτικός εντοπισμός της κίνησης διεπαφής καθώς και ο προσδιορισμός της γωνίας επαφής είναι μάλλον δύσκολος και πιθανώς επιρρεπής σε σφάλματα.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 - Αισθητήρες Μέτρησης Άλλων Φυσικών Μεγεθών

### 5.1 Μικροαισθητήρες Δύναμης

Οι ιδιότητες των υλικών χρησιμοποιούνται πολύ συχνά για το σχεδιασμό των μικροαισθητήρων δύναμης. Κατά βάση το πιεζοηλεκτρικό και πιεζοαντιστατικό φαινόμενο χρησιμοποιούνται κατά κόρο στις μικρομηχανικές συσκευές. Όταν μια  $F_q$  εφαρμόζεται στην επιφάνεια ενός πιεζοηλεκτρικού υλικού, ένα φορτίο  $q$  εμφανίζεται στην επιφάνεια. Το επαγωγικό φορτίο δίνεται από τον τύπο:

$$q = \Xi F_q \quad (12)$$

όπου  $\Xi$  (coulomb ανα newton) είναι ένας πιεζοηλεκτρικός συντελεστής αυστηρά εξαρτώμενος από το προσανατολισμό του δικτυώματος του κρυστάλλου. Το πυρίτιο έχει μια κεντροσυμμετρική κρυσταλλική δομή δικτυώματος και για αυτό δεν προσφέρεται σαν πιεζοηλεκτρικό υλικό. Για αυτό είναι απαραίτητο να εναποθέσουμε πιεζοηλεκτρικά στρώματα πάνω στις μικρομηχανικές κατασκευές πυριτίου. Το  $ZnO$  είναι ένα συνηθισμένο τέτοιο υλικό αν και το  $BaTiO_3$  ή το  $PbZrTiO_3$  έχουν μεγαλύτερους πιεζοηλεκτρικούς συντελεστές. Στον παρακάτω πίνακα βλέπουμε τους πιεζοηλεκτρικούς συντελεστές για μερικά συνηθισμένα υλικά.

**Πίνακας 3: Πιεζοηλεκτρικοί συντελεστές για συγκεκριμένα υλικά**

ΥΛΙΚΟ	ΤΥΠΟΣ	ΣΧΗΜΑ	ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ $\Xi_{33}$ (pC/N)	ΕΠΙΔΕΙΚΤΙΚΟΤΗΤΑ
Quartz	Glass	Bulk	2.33	4.0
PVDF	Polymer	Film	1.59	-
P(VDF-TrFE)	Polymer	Film	18.0	6.2
ZnO	Ceramic	Bulk	11.7	9.0
ZnO	Ceramic	Film	12.4	10.3
BaTiO <sub>3</sub>	Ceramic	Bulk	190	4,100
PZT	Ceramic	Bulk	370	300-3,000

Στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, η σχετική αλλαγή της αντίστασης είναι ανάλογη στη μηχανή τάση  $\sigma_m$ .

$$\frac{\Delta R_i}{R_i} = \Pi_{ij} \sigma_{mj} \quad (13)$$

Όπου  $\Pi_{ij}$  είναι ο  $ij$  συντελεστής της μήτρας του υλικού.

Στο πυρίτιο, υπάρχουν μόνο δύο μη μηδενικοί πιεζοηλεκτρικοί συντελεστές, οι Π11 Π12 και Π44 και οφείλεται στην κεντροσυμμετρική του δομή. Πιεζοαντιστάτες μπορούν να κατασκευαστούν γρήγορα με διάχυση n- ή p- υλικά στον κρύσταλλο πυριτίου. Η κλασματική διαφορά στην αντίσταση ενός πιεζοαντιστάτη σχετίζεται με τους παράλληλους εγκάρσιους συντελεστές, Πρ και Πt, και τάσεις σρ και στ :

$$\frac{\Delta R}{R} = \Pi_r \sigma_r + \Pi_t \sigma_t \quad (14)$$

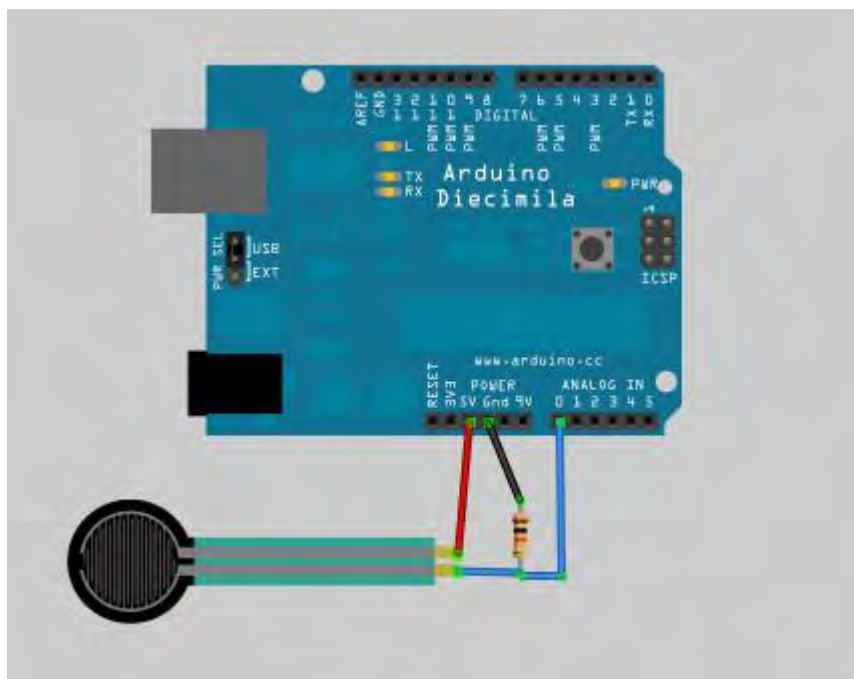
Η ακριβής κλασματική διαφορά στην αντίσταση εξαρτάται από τον προσανατολισμό του κρυστάλλου που χρησιμοποιούμε, π.χ. (100), (110) ή (111) κρυσταλλικά σχέδια. Είναι συχνά πιο δόκιμο να εκφράσουμε το φαινόμενο με όρους της έντασης εμ παρά της τάσης. Για ένα λεπτό film υλικό μήκους l, ο δείκτης συντελεστής ορίζεται Kgf ως:

$$K_{gf} = \frac{\Delta R/R}{\Delta l/l} = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon_m} \quad (15)$$

Οι δείκτες συντελεστές δεν εξαρτώνται μόνο από το ποσοστό του ντοπαρίσματος αλλά επίσης από την θερμοκρασία.

Οι μικροαισθητήρες δύναμης γενικά χρησιμοποιούν ένα αισθητήριο στοιχείο το οποίο μετατρέπει την εξασκούμενη δύναμη σε παραμόρφωση ενός ελαστικού στοιχείου. Ένας μετρητής γραφίδας- δύναμης έχει κατασκευαστεί με πεδίο από 1 έως 500 mN με ακρίβεια  $\pm 1$  mN.

Ένας συνηθισμένος αισθητήρας δύναμης arduino είναι ο παρακάτω:



Εικόνα 11: Αισθητήρας δύναμης arduino.

## 5.2 Αισθητήρες Αερίου

Ένας αισθητήρας αερίου είναι μια συσκευή που ανιχνεύει την παρουσία αερίων σε μια περιοχή, συχνά ως μέρος ενός συστήματος ασφαλείας. Αυτό το είδος του εξοπλισμού χρησιμοποιείται για την ανίχνευση μιας διαρροής αερίου ή άλλες εκπομπές και μπορεί να διασυνδεθεί με ένα σύστημα ελέγχου και έτσι μια διαδικασία μπορεί να κλείσει αυτόματα. Ένας ανιχνευτής φυσικού αερίου μπορεί να ηχήσει έναν συναγερμό για τους διαχειριστές γύρω από την περιοχή όπου συμβαίνει διαρροή, δίνοντάς τους την ευκαιρία να την ανιχνεύσουν και να την εξαλείψουν. Αυτό το είδος της συσκευής είναι σημαντική επειδή υπάρχουν πολλά αέρια που μπορεί να είναι επιβλαβής για τη βιολογική ζωή, όπως για τους ανθρώπους ή τα ζώα.

Αισθητήρες αερίου μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανίχνευση καυσίμου, όπως εύφλεκτα και τοξικά αέρια και για την εξάντληση του οξυγόνου. Αυτό το είδος της συσκευής χρησιμοποιείται ευρέως στη βιομηχανία και μπορεί να βρεθεί σε τοποθεσίες, όπως σε εξέδρες άντλησης πετρελαίου ή στην πυρόσβεση.

Η ανίχνευση διαρροών αερίου είναι η διαδικασία εντοπισμού επικίνδυνων διαρροών αερίου από αισθητήρες. Αυτοί οι αισθητήρες συνήθως χρησιμοποιούν έναν ηχητικό συναγερμό για να προειδοποιήσουν τους ανθρώπους, όταν εντοπίζουν ένα επικίνδυνο αέριο. Όλοι αυτοί οι αισθητήρες χρησιμοποιούνται για ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών όπως σε βιομηχανικές εγκαταστάσεις, σε φαρμακευτικές παραγωγές, σε εγκαταστάσεις απολύμανσης όπως σε κλιβάνους ή στην απολύμανση των χειρουργείων και σε διάφορες άλλες ιατρικές εφαρμογές.

Ένας συνηθισμένος αισθητήρας αερίου είναι ο παρακάτω:

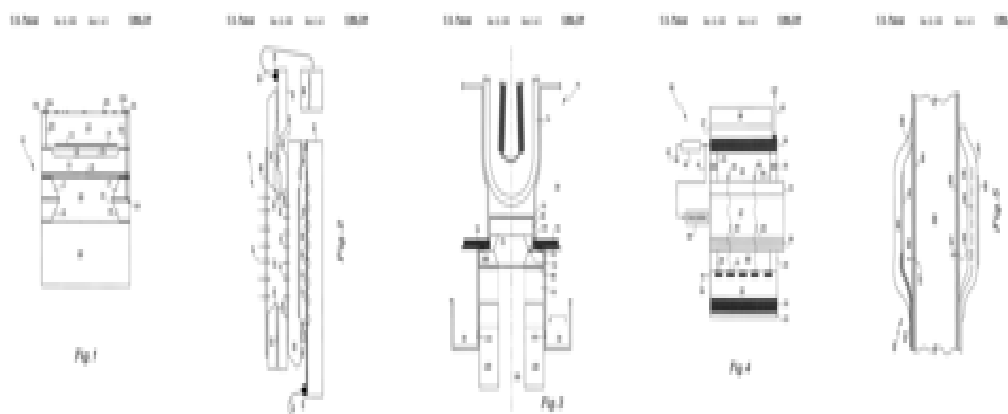


Εικόνα 12: Αισθητήρας αερίου.

## 5.3 Ενσωματωμένος gas/liquid αισθητήρας σε μικροκατασκευάσμα

Ένας ολοκληρωμένος μικροεπεξεργαστής οπτικο-ρευστού ή οπτικο-ακουστικού αισθητήρα έχει μία πηγή ταχέως έντασης μεταβαλλόμενου ή παλλόμενου φως, ένα

φίλτρο παρεμβολής, μία κοιλότητα αερίου, η οποία μπορεί ή δεν μπορεί να είναι ένα οπτικό ή / και ακουστικό αντηχείο, το οποίο συντονίζεται σε ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος του φωτός, ή ήχου συχνότητας, στο οποίο ανιχνεύεται το αέριο το οποίο μπορεί να διαχυθεί μέσω ενός φίλτρου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ο αισθητήρας να ανιχνεύει το αέριο που προκύπτει από την θέρμανση ή ψύξη του λόγω της απορρόφησης του φωτός στο συγκεκριμένο μήκος κύματος από το συγκεκριμένο αέριο. Η παρουσία άλλων αερίων συνάγεται από τη ανίχνευση του αερίου.



Εικόνα 13: Το μικροκατασκεύασμα

Η παρούσα συσκευή παρέχει μία νέα, χρήσιμη, χαμηλού κόστους, αξιόπιστη και «συντηρητική» ένδειξη της παρουσίας ενός τοξικού αερίου ή ανάρμοστο συστατικά των προϊόντων καύσης. Δεν είναι απαραίτητο να μετρηθούν άμεσα τα τοξικά ή επιβλαβή αέρια, αν μπορεί κανείς να εντοπίσει ένα φαινόμενο που να δείχνει ή να συμπεράνει την παρουσία τους με ένα ουσιαστικό επίπεδο πιθανότητας.

Το διοξείδιο του άνθρακα ( $\text{CO}_2$ ) δείχνει την παρουσία της μη αποδεκτής συγκέντρωσης των προϊόντων καύσης. Το  $\text{CO}_2$  παράγεται με τις γνωστές διαδικασίες καύσης, σε συγκεντρώσεις που είναι 10 έως 100 φορές υψηλότερες από εκείνες του  $\text{CO}$ ,  $\text{NO}_x$  ή πτητικές οργανικές ενώσεις (VOCs). Ωστόσο μπορεί κανείς να μετρήσει το  $\text{CO}_2$  σε επίπεδα συγκέντρωσης που είναι 3 έως 30 φορές χαμηλότερες από τις ανώτερες αναφερθείσες συγκεντρώσεις αερίων, ειδικά μέσω υπέρυθρης ακτινοβολίας χωρίς διάχυση (NDIR) αίσθησης.

Ο παρών αισθητήρας παρέχει πιο αξιόπιστη, οικονομικά προσιτή και ευαίσθητη ανίχνευση από την άμεση ανίχνευση NDIR τοξικών αερίων. Παρέχει επίσης πρόσθετη προστασία ανίχνευση / συναγερμού κατά της υψηλής CO<sub>2</sub> συγκέντρωσης.

Ο αισθητήρας εκμεταλλεύεται την έμμεση ένδειξη των τοξικών προϊόντων καύσης, όπως CO, NO<sub>x</sub> και VOCs μέσω CO<sub>2</sub> ανίχνευσης, και ένα χαμηλού κόστους, ολοκληρωμένο σχεδιασμό οπτικό αισθητήρα που διατίθενται σε λογικές τιμές για την κάλυψη των τοξικών αναγκών ανίχνευσης αερίων. Τα προϊόντα καύσης, ιδιαίτερα εκείνων που προέρχονται από τη βενζίνη ή το καύσιμο ντίζελ είναι γνωστό ότι αποτελείται από 5-15% CO<sub>2</sub>, 10-20% H<sub>2</sub>O, 0-10% O<sub>2</sub>, 70-80% N<sub>2</sub>, 0,001 έως 0,4% NO<sub>x</sub>, 0,001 έως 0,2% CO και 0,001 έως 0,3% υδρογονάνθρακες (HC), δηλαδή, οι CO<sub>2</sub> συγκεντρώσεις πάντα κυριαρχούν.

Το ολοκληρωμένο σχέδιο του παρόντος αισθητήρα βελτιώνει την ανθεκτικότητα της βιομηχανικής και το προσιτό κόστος του. Το κύτταρο του αισθητήρα-ανιχνευτή και το οπτικό φίλτρο είναι ενσωματωμένα σε μία μικροεπεξεργασμένη μονάδα η οποία είναι χαμηλή σε κόστος, δηλαδή, πιο προσιτή και πιο ευρέως εφαρμόσιμη από τους αισθητήρες με παρόμοια τεχνική. Η παρών αισθητήρας είναι πιο συμπαγής και συνεπώς πιο ανθεκτικός με ταχύτερη απόκριση. Η ταχύτερη απόκριση οφείλεται στη μικρότερη κοιλότητα και την ικανότητα να λειτουργούν σε υψηλότερες συχνότητες. Ο ανιχνευτής ροής διαθέτει ένα πολύ μικρότερο κανάλι ροής δέκα έως είκοσι-πέντε μικρόμετρα (microns) έναντι από άλλες συσκευές παρόμοιας τεχνικής. Το συνολικό ολοκληρωμένο σύστημα αισθητήρων είναι 10-100 φορές μικρότερα από τις σχετικές τεχνικές αισθητήρων, τα οποία καθιστούν το παρόν σύστημα πιο προσιτό, φορητό, ταχύτερης απόκρισης και περισσότερο ευέλικτο.

Συνοπτικά, η εφεύρεση είναι μια χαμηλού κόστους οπτικο-ρευστού ή οπτικο-ακουστικού συστήματος ανίχνευσης, το οποίο έχει ένα μικροεπεξεργασμένο ενσωματωμένο αισθητήρα, το οποίο πάλλεται ταχέως, thin-film φωτός ή πηγή θερμότητας, ένα κατάλληλο φίλτρο παρεμβολής πολλαπλών στρωμάτων (IF), αντι-ανακλαστικά (AR) επιχρίσματα, και μία ειδικά χαραγμένη όστια πυριτίου, μέσω μίας στρώση, για να σχηματίσει μια κοιλότητα το δείγμα του αερίου, η οποία μπορεί να διαθέτει ένα οπτικό ή ακουστικό συντονισμένο αντηχείο στο μήκος κύματος απορρόφησης του αερίου που πρόκειται να ανιχνευθεί. Έπειτα το αέριο δείγμα μπορεί να διαχυθεί μέσα και έξω μέσω ενός κατάλληλου υγρού φίλτρου όπως ένα ανοξειδωτο πορώδες χάλυβα, το οποίο είναι ένα πορώδες που έχει βελτιστοποιηθεί από κάποια συμπίεση, και ένα αισθητήρα ροής (θερμική microanemometer) ενσωματωμένο σε ένα τοίχωμα της κοιλότητας.

## 5.4 Αισθητήρες αερίου με βάση το Nanowire

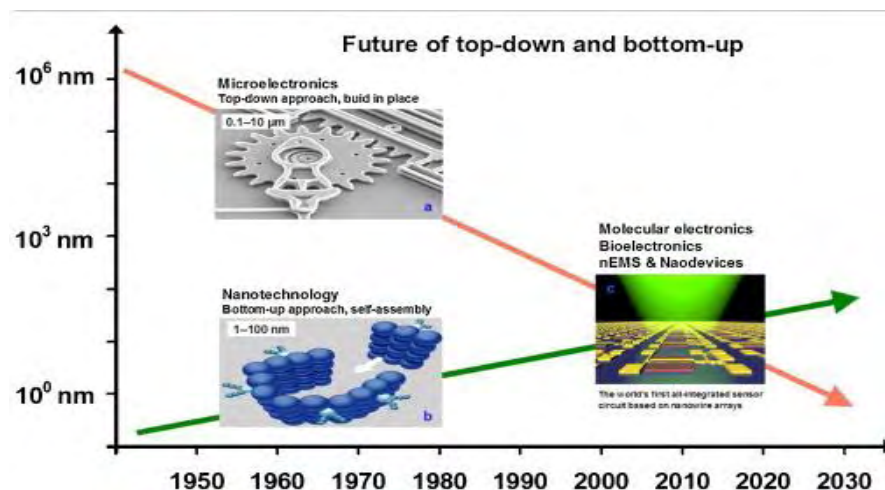
Τα νανοσωλήνια έχουν οριστεί ως σύρματα-εξαιρετικά μικρά σωλήνια με τουλάχιστον μία χωρική διάσταση στην περιοχή 1-100 nm. Αυτοί οι νέοι τύποι αρχιτεκτονικών παρουσιάζουν μια ποικιλία ενδιαφέρουσων και συναρπαστικών

ιδιοτήτων και λειτουργούν ως δομικά στοιχεία για την τεχνολογία νανοαισθητήρων. Αν και ο βασικός μηχανισμός ανίχνευσης αερίων (προσρόφηση και εκρόφηση μορίων αερίου) παραμένει ίδιος, σε σύγκριση με τους συμβατικούς αισθητήρες που βασίζονται σε επίπεδες μεμβράνες, οι αισθητήρες νανοσωματιδίων και οι αισθητήρες παρουσιάζουν πολλά εμπνευσμένα χαρακτηριστικά: (i) Ultra ευαισθησία και γρήγορο χρόνο απόκρισης. Λόγω του μικρού τους μεγέθους με μεγάλη αναλογία επιφάνειας προς όγκο, μερικά μόρια αερίων επαρκούν για να αλλάξουν τις ηλεκτρικές ιδιότητες των αισθητηρίων στοιχείων. Αυτό επιτρέπει την ανίχνευση πολύ χαμηλής συγκέντρωσης αερίου μέσα σε λίγα δευτερόλεπτα. Οι οπτικοί αισθητήρες με ένα νανοσωλήνα πολυμερούς χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση υγρασίας με χρόνο απόκρισης 30 ms και για την ανίχνευση NO<sub>2</sub> και NH<sub>3</sub> κάτω από το επίπεδο υποτμήματος ανά εκατομμύριο. Ο χρόνος απόκρισης και ανάκτησης του αισθητήρα αιθανόλης που χρησιμοποιεί νανοσωλήνες οξειδίου του κασσιτέρου με πρόσμιξη ινδίου είναι μικρότερος από 2 δευτερόλεπτα. (ii) Υψηλότερη εκλεκτικότητα και σταθερότητα. Με την ανάπτυξη αισθητήρων αερίου nanopowire, οι μεγάλες σειρές μακροσκοπικών ατομικών αισθητήρων αερίου θα αντικατασταθούν με μια «ηλεκτρονική μύτη» (e-nose) ενσωματωμένη σε μία μόνο συσκευή που ενσωματώνει τις λειτουργίες ανίχνευσης και επεξεργασίας σήματος σε ένα τσιπ. Το ηλεκτρονικό ρύγχος είναι μια σειρά αισθητήρων αερίου νανοσωματιδίων (π.χ. αντιστάσεις βασισμένες σε nanopowire και αισθητήρες επιπτώσεων πεδίου) που αποκρίνονται όταν εκτίθενται σε ατμούς. Έτσι, η επιλεκτικότητα και η σταθερότητα των συσκευών αισθητήρα αερίου μπορούν να βελτιωθούν. (iii) Ελαφρύ βάρος, χαμηλή κατανάλωση ρεύματος και δυνατότητα ασύρματης επικοινωνίας. Οι αισθητήρες Nanowire που ελαχιστοποιούν το μέγεθος, το μικρό βάρος και καταναλώνουν λιγότερη ισχύ, είναι σημαντικοί για τη μεγάλη κάλυψη. Με τα νανοσωλήνια, μπορούν να πραγματοποιηθούν προηγμένες δυνατότητες αισθητήρων αερίου και ασύρματης επικοινωνίας, π.χ. μέσω κατανεμημένων δικτύων αισθητήρων ad-hoc, επιτρέποντας την καθοδήγηση σε μεγάλη απόσταση όλων των ειδών ανίχνευσης αερίων. (iv) Λειτουργίες χαμηλής θερμοκρασίας. Πολύ μικρές ποσότητες αερίου μπορούν να αλλάξουν τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά των νανοσωματιδίων και αυτό επιτρέπει στους αισθητήρες να λειτουργούν σε χαμηλότερη θερμοκρασία. Ενιαία Nanowires ZnO επικαλυμμένα με συστάδες Pt με ψεκασμό δείχνονται ότι επιλεκτικά ανιχνεύουν το υδρογόνο σε θερμοκρασία δωματίου. Τα μοναδικά νανοσωλήνια λειτουργούν σε εξαιρετικά χαμηλά επίπεδα ισχύος 15-30 μW.

Με όλα τα παραπάνω πλεονεκτήματα, οι ερευνητές δείχνουν έντονο ενδιαφέρον για την ανάπτυξη αισθητήρων νανοσωματιδίων και των συστοιχιών, με πολλά σχετικά άρθρα να δημοσιεύονται. Πολλές είναι οι εφαρμογές που παρέχουν μια επισκόπηση της ταχείας εξέλιξης των αισθητήρων αερίου που χρησιμοποιούν νανοσωλήνες που περιλαμβάνουν μεταλλικό οξείδιο, αγωγίμο πολυμερές και ημιαγωγούς με βάση διάφορες τεχνικές ανίχνευσης. Επίσης, οι ερευνητές κάνουν σύγκριση μεταξύ των δύο βασικών προσεγγίσεων, της σύνθεσης από πάνω προς τα κάτω και από κάτω προς τα πάνω, των νανοσωματιδίων. Αναλύουν μερικές ενδιαφέρουσες προσεγγίσεις στην κατασκευή των πρόσφατων nanopowires και εξετάζουν τις αρχές ανίχνευσης και



διαμόρφωσης των αισθητήρων αερίου nanowire με τις σχετικές τεχνολογίες συναρμολόγησης.



**Εικόνα 14:** α) Φωτογραφία από σχηματικές αναπαραστάσεις μικροηλεκτρονικής, β) Εικόνα της νανοηλεκτρονικής και (c) Η εντύπωση του καλλιτέχνη σχετικά με ένα ενσωματωμένο κύκλωμα αισθητήρα φωτός που βασίζεται σε συστοιχίες nanowire

Υπάρχουν πολλές διαφορετικές μέθοδοι στη σύνθεση νανοσωματιδίων. Συγκεκριμένα ταξινομούνται σε δύο κατηγορίες, τις προσεγγίσεις από τη βάση προς τα πάνω και από την κορυφή προς τα κάτω. Ομοίως, για τη νανοπαραγωγή, οι δύο προσεγγίσεις εξακολουθούν να εφαρμόζονται. Μια νέα τεχνική nanofabrication επιλέγεται, με βάση την επαναληπτική μείωση του μεγέθους, για την παραγωγή παραγγελθέντων, απεριόριστα μακρο-συστοιχιών νανοσωληνών και νανοσωληνίσκων.

Η απάντηση είναι ότι χρειαζόμαστε και τις δύο προσεγγίσεις για πολλές από τις εφαρμογές που σχετίζονται με τα νανοσωληνία από επιστημονική άποψη. Οι προσεγγίσεις από την κορυφή προς τα κάτω είναι κατάλληλες για την κατασκευή δομών με παραγγελία μεγάλης εμβέλειας και για τη δημιουργία μακροσκοπικών συνδέσεων (Εικόνα 1α), ενώ οι προσεγγίσεις από τη βάση προς τα κάτω είναι οι πλέον κατάλληλες για τη συναρμολόγηση και τον καθορισμό παραγγελιών μικρής εμβέλειας σε διαστάσεις νανοκλίμακας. Ποιο είναι το μέλλον; Η ενσωμάτωση τεχνικών "από πάνω προς τα κάτω" και "από κάτω προς τα πάνω" αναμένεται να αποτελέσει τελικά τον καλύτερο συνδυασμό εργαλείων για τη νανοπαραγωγή. Όλο και περισσότερες ερευνητικές εργασίες έδειξαν ότι ο συνδυασμός μεθόδων από πάνω προς τα κάτω και από κάτω προς τα πάνω επιτρέπουν την ταχεία ανάπτυξη προηγμένων εφαρμογών. Παραδείγματα τέτοιου συνδυασμού έχουν αναφερθεί ότι παράγουν οικονομικά αποδοτικές νανοδομές. Εν τω μεταξύ, οι επιστήμονες δημιούργησαν το πρώτο ολοκληρωμένο κύκλωμα αισθητήρων παγκοσμίως, βασισμένο σε συστοιχίες nanowire και συνδυάζοντας αισθητήρες φωτός με ηλεκτρονικά στοιχεία κατασκευασμένα από διαφορετικά κρυσταλλικά υλικά (Εικόνα 1c) χρησιμοποιώντας τον συνδυασμό CVD, VLS, εκτύπωσης και φωτολιθογραφίας. Η μέθοδος τους μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αναπαραγωγή πολυάριθμων

συσκευών με υψηλή ομοιομορφία. Επιπλέον, επιτυγχάνεται μια μεμβράνη με σχήμα γραμμής αναπνοής με τη χρήση ενός μικρού μορίου που διασυνδέεται με τη φωτογραφία μέσω μιας νέας διαδικασίας διπλής σχεδίασης που συνδυάζει μια τεχνική με σχήμα αναπνοής (bottom-up) και φωτολιθογραφία (από πάνω προς τα κάτω).

Για να χτίσει κανείς "e-noses", ή ακόμα και "biochip", οι άνθρωποι πρέπει να βρουν πιο αποτελεσματικές τεχνικές συναρμολόγησης και νέα υλικά αισθητήρων. Η ανάπτυξη προηγμένων υλικών απαιτεί την πλήρη κατανόηση του υλικού και των διεπιφανειακών ιδιοτήτων του, καθώς και της συμπεριφοράς του στην κατασκευή. Η δοκιμή πιστοποίησης στις συνθήκες χρήσης, η ικανότητα προσαρμογής των υλικών για συγκεκριμένες εφαρμογές είναι απαραίτητη. Αυτά τα θέματα είναι δύσκολα στο σχεδιασμό και την ανάπτυξη της νανοηλεκτρονικής. Μεταξύ αυτών των προκλήσεων, ο χαρακτηρισμός και η μοντελοποίηση του υλικού και η συμπεριφορά των διεπαφών τους χρειάζονται περισσότερη προσοχή, ειδικά για πολυδιάστατες, πολυφωνικές και χρονικά εξαρτώμενες καταστάσεις. Η κατανάλωση υλικού και χρόνου στην απόκτηση πειραματικών δεδομένων αποτελεί μια ανησυχία στο σχεδιασμό των αισθητήρων. Η χρήση υπολογιστικών και υπολογιστικών-πειραματικών προσεγγίσεων κατά το σχεδιασμό, την επιλογή και τη βελτιστοποίηση των υλικών ανίχνευσης αερίων και των συνόλων για συστοιχίες αισθητήρων είναι ένα αναπτυσσόμενο πεδίο. Η προσέγγιση υπολογισμού βοηθά στην ανάπτυξη αισθητήριων συσκευών στο στάδιο του σχεδιασμού με λιγότερο εκτεταμένες πειραματικές δοκιμές. Με την αυξανόμενη χρήση των συστοιχιών ανίχνευσης, αυτές οι προσεγγίσεις θα χρησιμοποιηθούν ευρέως για να προσφέρουν συμπληρωματικές πληροφορίες σε αυτές που αναπτύσσονται μέσω πειραματικών προσεγγίσεων.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 – Προτεινόμενο ροόμετρο

### 6.1 Ροή Ρευστών - Θεωρία

Το ενδιαφέρον της πτυχιακής περιστρέφεται γύρω από τη λειτουργία των ροόμετρων και τη μέτρηση ρευστών. Συνεπώς προκειμένου να μελετήσουμε τη ροή υγρών μέσα σε σωλήνα είναι σκόπιμο να γνωρίζουμε τη θεωρία που έχει αναπτυχθεί γύρω από αυτό το πεδίο. Θα πρέπει σε αυτό το σημείο επίσης να θυμόμαστε ότι ο σωλήνας ο οποίος από το σάκο αποθήκευσης του φυσιολογικού ορού καταλήγει με τη βοήθεια μιας σύριγγας στο σώμα του ασθενούς, είναι ουσιαστικά ένας κλειστός αγωγός. Ο όρος «κλειστός αγωγός» αναφέρεται σε ένα κανάλι το οποίο είναι κλεισμένο από στερεά τοιχώματα, οποιουδήποτε σχήματος. Η πλειοψηφία των κλειστών αγωγών όπως εξάλλου και στη συγκεκριμένη περίπτωση έχει κυλινδρική διατομή. Εδώ αξίζει να σημειωθεί ότι αν σε έναν κλειστό αγωγό το ρευστό δεν καλύπτει όλη τη διατομή του, τότε αυτός προσεγγίζεται με την ανάλυση που γίνεται στα προβλήματα ροής σε ανοιχτά κανάλια. Επίσης, στους κυκλικούς αγωγούς λαμβάνεται υπόψη η εσωτερική ενεργή διάμετρος και όχι η εξωτερική αφού αυτή δεν παίζει κανένα απολύτως ρόλο στη ροή του ρευστού.

Με αυτές τις προϋποθέσεις η ροή μπορεί να είναι *στρωτή* ή *τυρβώδης* και βέβαια έχουμε διαφορετική ανάλυση για κάθε μία περίπτωση. Είναι συνεπώς σημαντικό να ξέρουμε τι τύπο ροής έχουμε στο πρόβλημα που αντιμετωπίζουμε και γι' αυτόν το λόγο είναι απαραίτητο να υπάρχει κάποιο κριτήριο που θα τον καθορίζει. [1] Ένα τέτοιο κριτήριο είναι ο αριθμός Reynolds, ο οποίος είναι αδιάστατο μέγεθος και ορίζεται από την παρακάτω σχέση :

$$R_E = \rho * u * \frac{D}{\mu} \quad (16)$$

όπου  $\rho$  είναι η πυκνότητα του ρευστού,  $D$  η διάμετρος του σωλήνα,  $u$  η ταχύτητα του ρευστού,  $\mu$  το δυναμικό ιξώδες του ρευστού, και καθώς  $\nu = \mu/\rho$ , ο αριθμός Reynolds μπορεί να υπολογιστεί και από τη σχέση :

$$R_E = \frac{D * u}{\nu} \quad (17)$$

Όπως φαίνεται από τη σχέση ορισμού του, ο αριθμός Reynolds είναι στην πραγματικότητα ο λόγος των αδρανειακών δυνάμεων προς τις δυνάμεις που οφείλονται στο ιξώδες. Έχει προσδιοριστεί ότι η ροή είναι *στρωτή* αν ισχύει ότι  $Re < 2000$ , ενώ αν ισχύει ότι  $Re > 4000$  είναι *τυρβώδης*. Συνεπώς μένει μια περιοχή  $2000 < Re < 4000$ , στην οποία συμβαίνουν μεταβατικά φαινόμενα και ο τύπος της ροής είναι *απρόβλεπτος*.

Το δυναμικό ιξώδες του νερού στους  $20^\circ \text{C}$  είναι  $0,001 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ . Εφόσον λοιπόν γνωρίζουμε τη διάμετρο του σωλήνα μπορεί να υπολογισθεί ο αριθμός Reynolds. Επειδή όμως η ταχύτητα του υγρού μέσα στο σωλήνα είναι αμελητέα, μπορεί να θεωρηθεί η ροή ως *στρωτή*.

Πάντως είτε η ροή είναι στρωτή, είτε τυρβώδης, παρουσιάζονται τριβές οι οποίες δημιουργούν απώλειες ενέργειας και συνεπώς πρέπει να υπολογίζεται το μέγεθός τους. Έχει βρεθεί ότι αυτές οι απώλειες είναι ανάλογες με το μήκος του αγωγού και με το προφίλ της ταχύτητας και αντιστρόφως ανάλογες με τη διάμετρο του αγωγού. Υπολογίζονται δηλαδή από τη σχέση :

$$h_f = \frac{f \cdot L \cdot u^2}{2 \cdot D \cdot g} \quad (18)$$

όπου  $h_f$  είναι οι απώλειες λόγω τριβής,  $f$  ο συντελεστής τριβής,  $L$  το μήκος του αγωγού,  $u$  η ταχύτητα του ρευστού,  $D$  η διάμετρος του αγωγού και  $g$  η επιτάχυνση της βαρύτητας. Ο συντελεστής τριβής  $f$  είναι μέγεθος χωρίς διάσταση. Όταν έχουμε στρωτή ροή ο συντελεστής τριβής εξαρτάται μόνο από τον αριθμό Reynolds και υπολογίζεται από τον τύπο :

$$f = \frac{64}{Re} \quad (19)$$

Η εσωτερική τριβή του ρευστού προσδίδει σε αυτό την ιδιότητα της συνεκτικότητας ή του ιξώδους. Ο ρόλος της ιδιότητας αυτής στα ροϊκά φαινόμενα γίνεται ιδιαίτερα αισθητός στις οριακές περιοχές των ροϊκών πεδίων όπου το ρευστό έρχεται σε επαφή με στερεές επιφάνειες.

Επακόλουθο της εσωτερικής τριβής του ρευστού είναι η προσκόλλησή του στη στερεή επιφάνεια ώστε ροϊκή ταχύτητα να μηδενίζεται. Η μεταβολή της ταχύτητας του ρευστού από  $u=0$  π.χ. σε επίπεδη στερεή επιφάνεια σε  $u=u_{oo}$  στο εξωτερικό ροϊκό πεδίο συντελείται μέσα σε μία μεταβατική περιοχή που ονομάζεται οριακό στρώμα.

Στη περίπτωση όμως της ροής σε συστήματα έγχυσης η ταχύτητα του ρευστού καθώς και η διάμετρος του κυκλικού αγωγού είναι πάρα πολύ μικρά και έτσι το οριακό στρώμα ουσιαστικά δεν υπάρχει. Λόγω επίσης της μικρής ταχύτητας του ρευστού μέσα στον αγωγό η ροή μπορεί να χαρακτηριστεί στρωτή. Αυτό που έχει όμως νόημα να εξεταστεί σε αυτή την περίπτωση είναι ο παράγοντας εκείνος ο οποίος αναγκάζει το ρευστό να εισάγεται στο σώμα του ασθενή με πολύ μικρή παροχή. Ο παράγοντας αυτός δεν είναι κανέναν άλλος εκτός από τη διαφορά των πιέσεων στα δύο άκρα του αγωγού. Έτσι η παροχή εξαρτάται από τη διαφορά της υδροστατικής πίεσης που δημιουργείται λόγω της στάθμης του υγρού και της πίεσης στη φλέβα του ασθενή.

Ο απλούστερος τρόπος για να πραγματοποιηθεί ελεγχόμενη έγχυση χρησιμοποιεί τη βαρύτητα ως κινητήρια δύναμη παράλληλα με ένα απλουστευμένο σύστημα ελέγχου της διαμέτρου του σωλήνα, το οποίο λειτουργεί ως μία ρυθμιζόμενη αντίσταση του υγρού. Η τοποθέτηση του σάκου στα 60 με 100 cm πάνω από τον ασθενή δημιουργεί μία υδροστατική πίεση  $P_h$  ίση με 1,34 mm Hg ανά εκατοστό ανύψωσης. Η μέση φυσιολογική πίεση στις φλέβες  $P_v$  μειώνει κατά ένα βαθμό την υδροστατική πίεση που ασκείται από το υγρό του σάκου. Η εξίσωση της ροής συνεπώς είναι :

$$Q = \frac{P_h}{R_{mfr}} - \frac{P_v}{R_{mfr}} \quad (20)$$

όπου  $R_{mfr}$  και  $R_n$  οι αντιστάσεις της ροής εξαιτίας του μηχανισμού ρύθμισης της ροής καθώς και του υπόλοιπου συστήματος, όπως είναι ο σωλήνας ροής.

Η υδροστατική πίεση που δημιουργείται στον πυθμένα ενός δοχείου εξαιτίας του ρευστού που βρίσκεται μέσα σε αυτό, εξαρτάται από το ύψος του υγρού σε σχέση με το σημείο μέτρησης, την πυκνότητα του ρευστού και από την επιτάχυνση της βαρύτητας που μπορεί να θεωρηθεί σταθερό μέγεθος. Έτσι η υδροστατική πίεση δίνεται από τη σχέση :

$$P = r * g * h \quad (21)$$

Αυτός ακριβώς είναι και ο λόγος για τον οποίο τα περισσότερα συστήματα ελέγχου της ροής ρευστών με μηχανικό τρόπο, αποτυγχάνουν να διατηρήσουν σταθερή τη ροή για μεγάλα χρονικά διαστήματα. Αυτό συμβαίνει γιατί η στάθμη του υγρού στον ασκό μειώνεται με την πάροδο του χρόνου και χρειάζεται εκ' νέου ρύθμιση προκειμένου η παροχή φυσιολογικού ορού ή φαρμάκων να μένει σταθερή.

Εάν θέλουμε να εξασφαλίσουμε την συμβατότητα των συστημάτων έγχυσης με τις πιέσεις που επικρατούν στις φλέβες του ασθενούς, είναι αναγκαίο να γνωρίζουμε ποιές είναι οι διακυμάνσεις της πίεσης στο φλεβώδες σύστημα. Αυτές οι διακυμάνσεις φαίνονται στον ακόλουθο πίνακα :

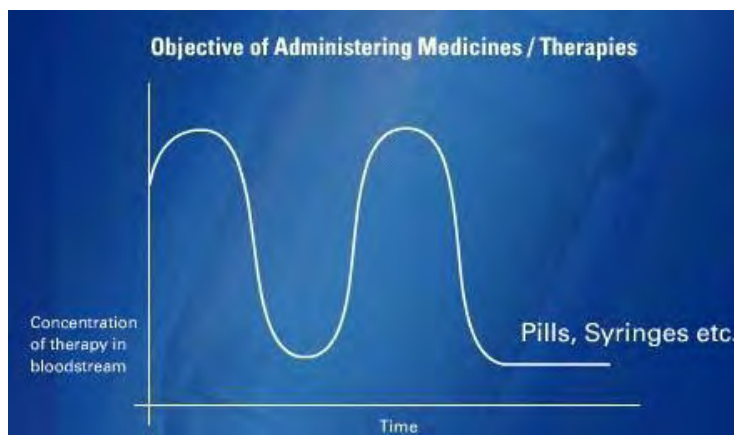
**Πίνακας 4: Υδροστατικές πιέσεις σε διάφορα σημεία του ανθρώπινου οργανισμού και σε μερικές αντλίες έγχυσης**

Πίεση (mmHg)	Example (rounded pressure values)	Πίεση (psi)
2 – 20mm Hg	Central Venous pressure range	0 – 0.4 psi
10 – 30mm Hg	Peripheral Venous pressure range	0.2 – 0.6 psi
100mm Hg	Extravasation risk	2 psi
100 – 150mm Hg	Systolic Arterial pressure range	2 – 3 psi
75mm Hg	Gravity pressure of fluid 100cm above cannulation site	1.5 psi
500mm Hg	Highest probable pressure required by an infusion pump	10 psi
1000mm Hg	Maximum modern / Ambulatory pump occlusion pressure setting	20 psi
3000mm Hg	Common max. Pressures form older peristaltic pumps	60 psi

## 6.2 Μελέτη της ροής υγρών υπό την επίδραση της βαρύτητας

Σήμερα στην ιατρική υπάρχουν δύο κυρίως μέθοδοι προκειμένου ένα υγρό να εισαχθεί στον οργανισμό ενός ασθενούς : α) Με την έγχυση υπό την επίδραση της βαρύτητας και μόνο β) Έγχυση με τη βοήθεια μηχανικής αντλίας. Η πρώτη μέθοδος, η οποία θα είναι το αντικείμενο μελέτης στην παρούσα πτυχιακή εργασία, χρησιμοποιείται κυρίως σε περιπτώσεις ασθενών χαμηλής επικινδυνότητας και είναι απαραίτητο να παρακολουθείται από το προσωπικό του νοσοκομείου. Στη μέθοδο έγχυσης υπό την επίδραση της βαρύτητας είναι δυνατό να διακριθούν τρεις (3) διαφορετικοί τρόποι αποθήκευσης του υγρού έγχυσης α) Η πλαστική σακούλα β) Το κλειστό σύστημα γ) Το ανοιχτό σύστημα. Οι πλαστικές σακούλες πλεονεκτούν έναντι των δύο άλλων μεθόδων επειδή αρχικά δεν εμπεριέχουν κενό αέρος και είναι εύκαμπτες γεγονός που δεν απαιτεί την αντικατάσταση του υγρού που εγχέεται στον ασθενή με αέρα. Οι αντλίες έγχυσης αναπτύχθηκαν αρχικά για περιπτώσεις εντατικής θεραπείας, ώστε να παρέχουν σταθερή ροή μέσα σε κάποια πλαίσια. [1]

Στις συσκευές έγχυσης υπό την επίδραση της βαρύτητας, η παροχή του υγρού εξαρτάται από πολλούς παράγοντες οι οποίοι δεν είναι πάντα άμεσα παραμετροποιημένοι. Οι παράγοντες αυτοί είναι α) το ύψος του δοχείου του υγρού σε σχέση με τον ασθενή β) η θέση του ασθενούς γ) η αρτηριακή πίεση δ) η μεταφορά υγρών σε γειτονικούς ιστούς ε) η παρεμπόδιση της ροής λόγω τσακισμάτων στο καλώδιο μεταφοράς του υγρού. Συνεπώς η συχνή παρακολούθηση παρόμοιων συστημάτων έγχυσης είναι σημαντική. Επίσης λόγω των παραπάνω παραμέτρων πολλές φορές δεν είναι δυνατή η διατήρηση σταθερής συγκέντρωσης ενός φαρμάκου στον ανθρώπινο οργανισμό, με αποτέλεσμα να υπερβαίνει το επιθυμητό όριο ή να πέφτει κάτω από αυτό.



Εικόνα 15: Γραφική παράσταση συγκέντρωσης φαρμάκων στη μονάδα του χρόνου

Ακόμη περισσότερο οι περισσότερες συσκευές έγχυσης δεν προβλέπουν το γεγονός ότι σε κάποια χρονική στιγμή το περιεχόμενο της σακούλας που περιέχει το υγρό θα

αδειάσει. Σύγχρονη έρευνα έχει δείξει ότι το 53% των ασθενών αντιμετωπίζουν προβλήματα εξαιτίας αυτού του γεγονότος. Ουσιαστικά ο μηχανισμός ροής των συστημάτων αυτών βασίζεται στη διαφορά πίεσης μεταξύ της υδροστατικής πίεσης που δημιουργείται από το υγρό που βρίσκεται στον θάλαμο έγχυσης και της ενδοφλέβιας πίεσης του ασθενούς. Επειδή όμως η τελευταία είναι σταθερή και κυμαίνεται στα 4-8 mm Hg, η ροή του υγρού εξαρτάται μόνο από το ύψος το υγρού στο θάλαμο έγχυσης, ο οποίος συνήθως είναι 60-100mm πάνω από τον ασθενή. Η έγχυση σε μία αρτηρία θα απαιτούσε την ανύψωση του θαλάμου στα 2m κάνοντας τη μέθοδο αυτή μη πρακτική.

Το πρόβλημα το οποίο και θα εξεταστεί σε αυτή τη διπλωματική εργασία είναι το κατά πόσο η ροή στα συστήματα έγχυσης υπό την επίδραση της βαρύτητας παραμένει σταθερή κατά την πάροδο του χρόνου και από ποιους παράγοντες αυτή εξαρτάται. Όλες οι συσκευές έγχυσης έχουνε μία εγγενής ανεπάρκεια. Εξαρτώμενες μόνο από τη βαρύτητα ως κινητήρια δύναμη για την έγχυση του υγρού, δεν υπάρχει αντιστάθμιση της αλλαγής της υδροστατικής πίεσης. Αυτό το χαρακτηριστικό προκαλεί 35% αλλαγή στη ροή του υγρού. Παρ' όλα αυτά τα τελευταία χρόνια ακόμα και οι πιο απλές συσκευές έγχυσης ενσωματώνουν μία βαλβίδα αντιστάθμισης της πίεσης από την οποία και αναπληρώνεται ο αέρας προκειμένου να σταθεροποιηθεί η πίεση στο εσωτερικό της φιάλης. Εδώ πρέπει να τονιστεί ότι η βαλβίδα αυτή δεν είναι διαπερατή σε μικρόβια.

Το πρόβλημα όμως εντατικοποιείται και από μία ακόμη παράμετρο. Οι ρυθμιστές της ροής του εγχυόμενου υγρού είναι βαθμονομημένοι σε σταγόνες/ml, ενώ οι οδηγίες των γιατρών είναι στη μορφή ml/hr. Προφανώς το γεγονός αυτό αποτελεί μεγάλο πρόβλημα στο νοσοκομειακό προσωπικό και έτσι η σωστή ρύθμιση των συσκευών έγχυσης δεν είναι εύκολη διαδικασία. Συνήθως αυτό που γίνεται από το προσωπικό είναι να εκτιμούν τη σωστή ρύθμιση απλά κοιτώντας στο θάλαμο έγχυσης της συσκευής.

Μελέτες παράλληλα με παρατηρήσεις έχουνε δείξει ότι το κόστος των συσκευών έγχυσης τα τελευταία χρόνια αυξάνεται σημαντικά. Στα νοσοκομεία οι συσκευές έγχυσης παρακολουθούνται συνήθως από ένα μόνο άτομο, γεγονός που κάνει πολύ δύσκολο τον έλεγχο της αξιοπιστίας των συσκευών αυτών σε τακτά χρονικά διαστήματα. Η έλλειψη χρόνου μπορεί να διακινδυνεύσει την ασφάλεια του ασθενή. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιούνται κυρίως ογκομετρικές αντλίες ώστε να απαλλάξουν το προσωπικό από τον όγκο εργασίας. Υπάρχουν τέσσερις κυρίως τύποι αντλιών έγχυσης οι οποίοι χρησιμοποιούνται στα νοσοκομεία.

- Γενικής χρήσης – Ογκομετρικές
- Οδηγοί σύριγγας
- Patient control analgesia (PCA)
- Ambulatory

### **Γενικής χρήσης – Ογκομετρικές**

Χρησιμοποιούν ένα γραμμικό σύστημα πιστονιού προκειμένου να ελέγξουν την επιθυμητή ροή. Η κύρια χρήση τους έγκειται στην ακριβή έγχυση ενδοφλέβιων φαρμάκων, υγρών, αίματος και παραγώγων αυτού. Οι παρεχόμενες ροές κυμαίνονται από 0.1 ως 2000 ml/hr.

### **Οδηγοί σύριγγας**

Χρησιμοποιούν έναν ηλεκτρονικό μηχανισμό, ο οποίος ελέγχει το μοτέρ που οδηγεί την σύριγγα και κατ' επέκταση εγχείει το περιεχόμενο στον ασθενή. Αντικαθιστούν επάξια τον γιατρό ή τη νοσοκόμα, καθώς ελέγχουν την ταχύτητα της ροής, την απόσταση καθώς και τη δύναμη με την οποία η σύριγγα πιέζει το περιεχόμενο στον ασθενή. Ο χειριστής πρέπει να χρησιμοποιεί το σωστό μέγεθος της σύριγγας, να βεβαιώνεται ότι αυτή έχει τοποθετηθεί σωστά και να κοιτάζει συχνά την οθόνη η οποία αναγράφει την εγχεόμενη δόση. Συνήθως οι ροές των συσκευών αυτών κυμαίνονται από 0.1 σε 100ml/hr.

Πολλές αντλίες λειτουργούν με μπαταρίες ή με ηλεκτρικό ρεύμα. Ενσωματώνουν συναγερμούς και προειδοποιητικούς ήχους για προβλήματα όπως υπερβολική πίεση, χαμηλή πίεση, ένδειξη αέρα στη συσκευή, χαμηλή μπαταρία, άδειασμα περιεχομένου σύριγγας. Συνήθως είναι δυνατό να ρυθμιστεί και η ολική ποσότητα του υγρού που πρόκειται να εγχυθεί στον ασθενή. Ακόμη και οι τεχνολογικά προηγμένες αντλίες έγχυσης απαιτούν συχνή παρακολούθηση προκειμένου να βεβαιώνεται η σωστή ποσότητα έγχυσης στον ασθενή. Ελεύθερη ροή λόγω κακής τοποθέτησης της αντλίας ή της σύριγγας είναι δυνατό να παρατηρηθεί και μάλιστα να οδηγήσει σε σοβαρά περιστατικά.

### **Φορητές συσκευές έγχυσης**

Οι συσκευές αυτές είναι μικρές, ελαφριές και λειτουργούν με μπαταρίες. Συνήθως τέτοιες μονάδες έχουν μειωμένους συναγερμούς και για το λόγο αυτό πρέπει να χρησιμοποιούνται με επιφύλαξη. Επίσης πρέπει να λαμβάνονται σοβαρά υπ' όψη οι κίνδυνοι στους οποίους μια τέτοια συσκευή είναι εκτεθειμένη, όπως κτυπήματα, υγρά, ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές κ.ο.κ. Για το λόγο αυτό, φάρμακα τα οποία είναι απολύτως αναγκαία για την υγεία του ασθενή δεν χορηγούνται με τη βοήθεια τέτοιων συστημάτων έγχυσης.

Πολλές αντλίες έγχυσης λειτουργούν με μπαταρίες και γενικά ηλεκτρισμό. Ενσωματώνουν προειδοποιήσεις και ηχητικούς αλλά και οπτικούς συναγερμούς για την αύξηση ή τη μείωση της πίεσης, την ύπαρξη αέρα στην συσκευή, το άδειασμα του περιεχομένου της σύριγγας και την πτώση της τάσης της μπαταρίας.

Η έγχυση υπό την επίδραση της βαρύτητας, εάν εφαρμοστεί με τον σωστό τρόπο, είναι κατά γενική άποψη μία από τις ασφαλέστερες μεθόδους εισαγωγής υγρών στο σώμα ενός ασθενή, εφόσον η ροή θα διακοπεί αν τυχόν εμφανιστεί κάποιο εμπόδιο. Αντιθέτως μία ηλεκτρονική αντλία πιέζει το υγρό στο σώμα με σταθερό ρυθμό, με αποτέλεσμα να συνεχίζει για κάποιο χρονικό διάστημα ακόμα και αν υπάρχει εμπόδιο



στη ροή. Κάτι τέτοιο μπορεί να δημιουργήσει σοβαρό πρόβλημα στην υγεία του ασθενούς.

### 6.3 Αντλίες Έγχυσης με Βαρύτητα

Οι περισσότερες αντλίες έγχυσης με τη βοήθεια της βαρύτητας χρησιμοποιούν ένα απλούστατο σύστημα ελέγχου της ροής του υγρού. Αυτό περιλαμβάνει μία ροδέλα επάνω σε ένα κεκλιμένο επίπεδο, η οποία καθώς ολισθαίνει πάνω σε δύο ράγες

«οδηγούς» πιέζει τον πλαστικό κυκλικό αγωγό, μειώνοντας τη διατομή του και επομένως ελαττώνοντας τη παροχή του υγρού. Το σύστημα αυτό, όπως αναφέρθηκε, δεν λαμβάνει καθόλου υπ' όψη το γεγονός της μείωσης της υδροστατικής πίεσης λόγω μείωσης της στάθμης του υγρού στο δοχείο αποθήκευσης, με αποτέλεσμα να μην υπάρχει σταθερή ροή στη διάρκεια του χρόνου. Επίσης ένα διαφορετικό σύστημα ρύθμισης της παροχής αποτελείται από ένα σύστημα βαθμονομημένων κυλίνδρων επάνω στο οποίο αναγράφονται διαφορετικές τιμές της παροχής ώστε να είναι δυνατή η επιλογή της επιθυμητής τιμής. Σε πραγματικές συνθήκες χρήσης οι αναγραφόμενες τιμές αποτελούν απλώς ένα μέτρο σύγκρισης της παροχής, αφού απέχουν αρκετά από τις πραγματικές τιμές.



Εικόνα 16: Συσκευή έγχυσης

Κάποια καινούρια και πιο ακριβά συστήματα ενσωματώνουν ψηφιακό μετρητή μέτρησης της ροής, με τη βοήθεια του οποίου είναι δυνατή η ανάγνωση της στιγμιαίας παροχής υγρού, χωρίς όμως τη δυνατότητα μεταβολής της χωρίς εξωτερική παρέμβαση. Χαρακτηριστικό γνώρισμα των συστημάτων έγχυσης με τη βοήθεια της βαρύτητας αποτελεί η ύπαρξη ενός μικρού δοχείου που μεσολαβεί ανάμεσα στον ασκό αποθήκευσης του φυσιολογικού ορού και του σωλήνα που

καταλήγει στον ασθενή. Αυτό το δοχείο λειτουργεί ουσιαστικά ως μια δεξαμενή μέσα στην οποία στάζει ο φυσιολογικός ορός πριν οδηγηθεί μέσω του σωλήνα στον ανθρώπινο οργανισμό. Έτσι λοιπόν η υδροστατική πίεση η οποία και είναι υπεύθυνη για το σχηματισμό της σταγόνας στο επάνω μέρος της μικρής αυτής δεξαμενής εξαρτάται από τη στάθμη του υγρού στο δοχείο του φυσιολογικού ορού. Καθώς η στάθμη μειώνεται με την πάροδο του χρόνου, μειώνεται η υδροστατική πίεση με αποτέλεσμα τη δημιουργία σταγόνας μικρότερου όγκου και τη μείωση της παροχής.

#### **6.4 In vitro μοντέλο χορήγησης ενδοφλέβιου υγρού**

Η ταχεία χορήγηση ρευστού αποτελεί τον ακρογωνιαίο λίθο της επιτυχημένης αναζωογόνησης των ασθενών σε κατάσταση σοκ. Η ενδοφλέβια χορήγηση υγρού (IV) είναι μια φυσική διεύθυνση σε μια φλέβα η οποία έχει ως αποτέλεσμα μια πολύπλοκη αλληλεπίδραση μεταξύ του άκαμπτου καθετήρα και της συμμορφούμενης φλέβας. Παρουσιάστηκε ένα πειραματικό μοντέλο ενδοφλέβιας έγχυσης σε σωλήνα που συνδέεται με τη φλέβα που (α) καταδεικνύει την αλληλεξάρτηση μεταξύ της χορήγησης υγρών και της ροής αίματος σε έναν συνδεδεμένο σωλήνα και (β) επιτρέπει τη διερεύνηση της συμβολής του κεντρικού φλεβικού συστήματος (μεταξύ της θέσης έγχυσης και της καρδιάς) με τη συνολική αντίσταση στην παροχή έγχυσης. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι σε περιπτώσεις με πολύ υψηλή αντίσταση στο κεντρικό φλεβικό σύστημα μια σημαντική αύξηση του ρυθμού ροής έγχυσης και δεν μπορεί να επιτευχθεί απλώς αυξάνοντας την πίεση έγχυσης. Ομοίως, σε περιπτώσεις μικρών φλεβών, όταν μπορούν να χρησιμοποιηθούν μόνο μικροί καθετήρες, ο ρυθμός ροής εγχύματος μπορεί να αυξηθεί μόνο με τη χρήση δύο ανεξάρτητων θυρίδων έγχυσης. Σε περιπτώσεις αυξημένης πίεσης ιστού λόγω οιδήματος, η έγχυση με βαρύτητα μπορεί να μην παράγει επαρκή αιμάτωση των αγγειακών διαμερισμάτων. Έχει επίσης δειχθεί ότι οι βαλβίδες φλέβας δεν κλείνουν πάντοτε και ότι η ροή του περιφερικού αίματος μπορεί να συνεχιστεί μαζί με το υγρό έγχυσης (π.χ. όταν υπάρχει μικρή ανάντη αντίσταση και έγχυση με ένα μικρό καθετήρα).

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 - Υλοποίηση

### 7.1 Αφιέρωμα στους αισθητήρες που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα πτυχιακή εργασία

Στην συγκεκριμένη πτυχιακή εργασία χρησιμοποιήθηκαν δύο ειδών αισθητήρων για την καλύτερη προσέγγιση των αποτελεσμάτων κατά την διαδικασία των πειραμάτων, όπως περιγράφεται στην επόμενη ενότητα. Οι αισθητήρες αυτοί είναι ένας αισθητήρας πίεσης και ένας αισθητήρας δύναμης.

Αρχικά, στην πρώτη περίπτωση, επιλέχθηκε ο αισθητήρας πίεσης από την εταιρία digi-key με όνομα D6F-W, ο οποίος έχει εύρος ανίχνευσης 0 ~ 1 m / s, τάση εισόδου 10,8 V ~ 26,4 V, μέγεθος θύρας 0,10" x 0,20" (2,6 mm x 5 mm) και λειτουργεί από - 10 ° C ~ 60 ° C (TA).

**Ο αισθητήρας πίεσης που επιλέχθηκε:**

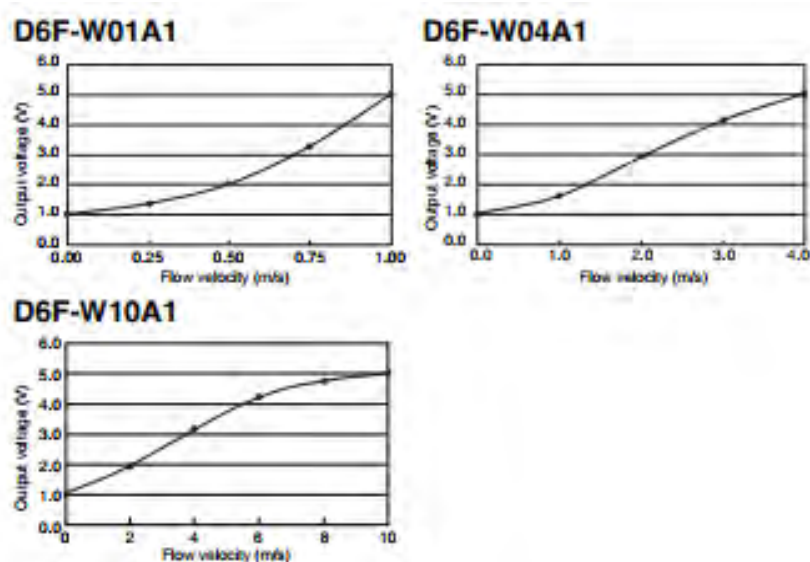


Εικόνα 17: Αισθητήρας πίεσης της πτυχιακής εργασίας.

Κάποια επιπλέον χαρακτηριστικά του συγκεκριμένου αισθητήρα είναι τα εξής:

- Ακρίβεια μονοκατευθυντικής ανίχνευσης με ταχύτητας αέρα  $\pm 5\%$  επαναληπτική ακρίβεια πλήρους κλίμακας
- Το ενσωματωμένο παθητικό σύστημα διαχωρισμού σκόνης (DSS) αποτρέπει τη μόλυνση του στοιχείου αισθητήρα
- Συμπαγές μέγεθος: 39 (W) x 20 (W) x 9 (H) mm
- Ενισχυμένη έξοδος σήματος με αντιστάθμιση θερμοκρασίας
- Φιλικό προς το χρήστη

Χαρακτηριστικά τάσης εξόδου:



Εικόνα 18: Διαγράμματα τάσης εξόδου του αισθητήρα πίεσης.

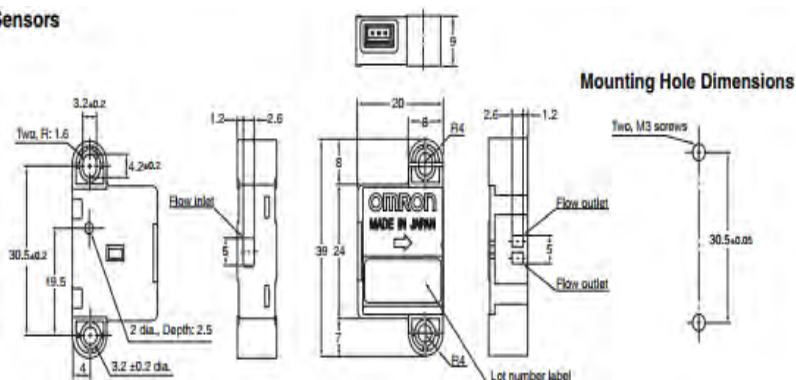
Διαστάσεις:

● MEMS Flow Sensors

D6F-W01A1

D6F-W04A1

D6F-W10A1



Εικόνα 19: Διαστάσεις του αισθητήρα πίεσης.

Όσο αφορά τον αισθητήρα δύναμης, αυτός είναι ένας μικρός αισθητήρας πίεσης. Έχει 4 mm ενεργή περιοχή ανιχνεύσεως. Αυτός ο FSR μεταβάλλει την αντίσταση του ανάλογα με το πόση πίεση εφαρμόζεται στην αισθητήρια περιοχή. Όσο περισσότερη είναι η δύναμη, τόσο χαμηλότερη είναι η αντίσταση. Όταν δεν ασκείται πίεση στο FSR, η αντίσταση του θα είναι μεγαλύτερη από 1MΩ και με πλήρη πίεση η αντίσταση θα είναι 2,5 KΩ. Δύο pins εκτείνονται από τη βάση του αισθητήρα με 0.1" διάκενο το οποίο τον καθιστά bread board friendly. Αυτοί οι αισθητήρες είναι απλοί στην εγκατάσταση και ιδανικοί για την ανίχνευση πίεσης, αλλά δεν έχουν μεγάλη ακρίβεια. Είναι χρήσιμοι για την ανίχνευση πίεσης, αλλά μπορεί να μην θέλετε να το χρησιμοποιήσετε ζυγαριά. Επιπλέον, είναι αρκετά οικονομικός, είναι επαναχρησιμοποιήσιμος, δεν έχει μεγάλη αξιοπιστία και ακρίβεια στα αποτελέσματά του, διαθέτει μικρό εύρος τιμών και χρειάζεται μια μικρή διάταξη ενίσχυσης σήματος.

**Ο αισθητήρας δύναμης:**



**Εικόνα 20: Αισθητήρας δύναμης της πτυχιακής εργασίας**

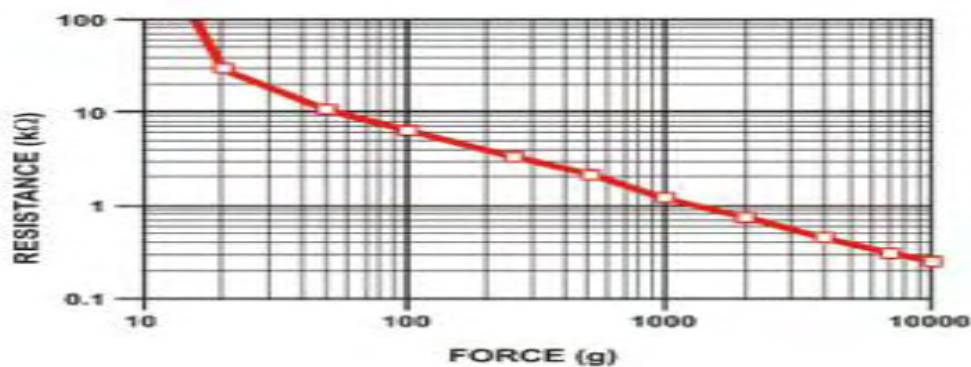
#### Διαστάσεις:

- Συνολικό μήκος: 1,75 "
- Συνολικό πλάτος: 0,28 "
- Περιοχή αισθητήρα: 0,3 "

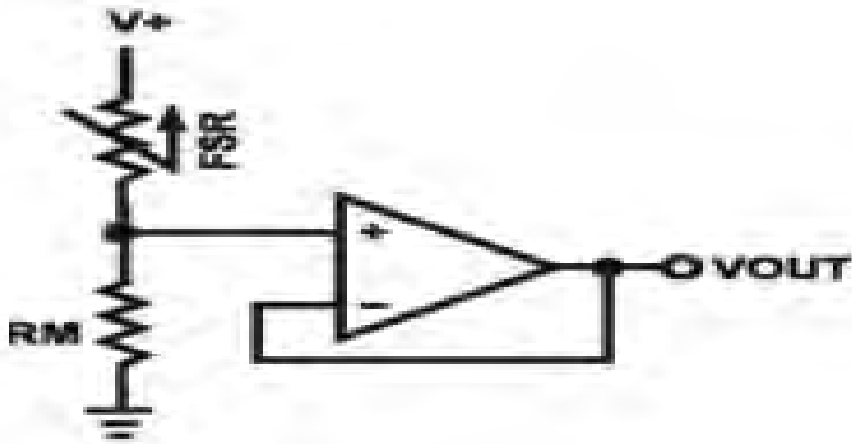
#### Περιγραφή:

Η ηλεκτρονική Interlink FSRTM 400 σειρά είναι μέρος της οικογένειας αντιστάθμισης ενιαίας ζώνης Force Sensing ResistorTM. Οι αντιστάσεις ανίχνευσης δυνάμεως, ή αλλιώς FSRs, είναι ένα εύρωστες πολυμερές παχέως φιλμ (PTF) συσκευές που παρουσιάζουν μείωση της αντίστασης με αύξηση της δύναμης που εφαρμόζεται στην επιφάνεια του αισθητήρα. Αυτή η δύναμη είναι βελτιστοποιημένη για τον ανθρώπινο έλεγχο της αφής των ηλεκτρονικών συσκευών όπως η αυτοκινητοβιομηχανία ηλεκτρονικά, ιατρικά συστήματα και μέσα βιομηχανικές και ρομποτικές εφαρμογές. Ο τυπικός αισθητήρας 400 έχει διάμετρο της περιφέρειας 7.62 mm. Οι πρότυποι αισθητήρες μπορούν να κατασκευαστούν σε μεγέθη που κυμαίνονται από 5mm έως πάνω από 600mm. Έχουν θηλυκό βύσμα και κοντή ουρά.

Ένα τυπικό διάγραμμα δύναμης:

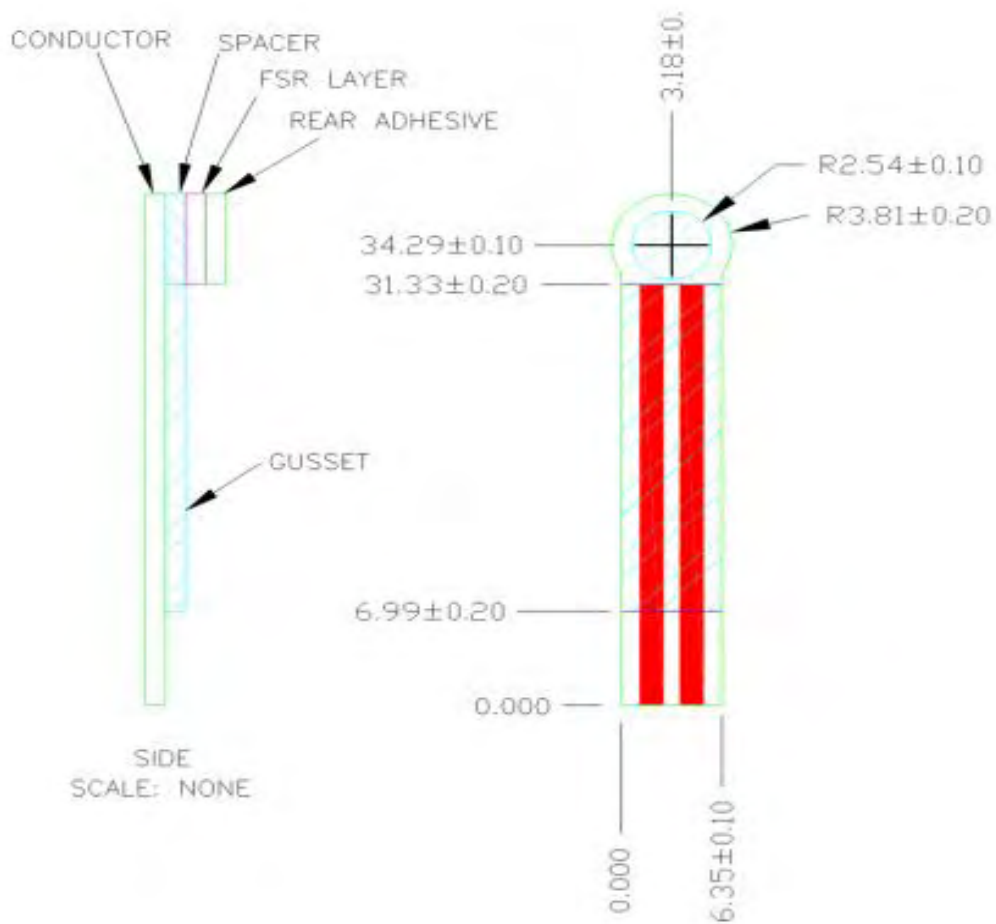


Εικόνα 21: Τυπικό διάγραμμα δύναμης.



Εικόνα 22: Ένα τυπικό σχήμα αισθητήρα δύναμης

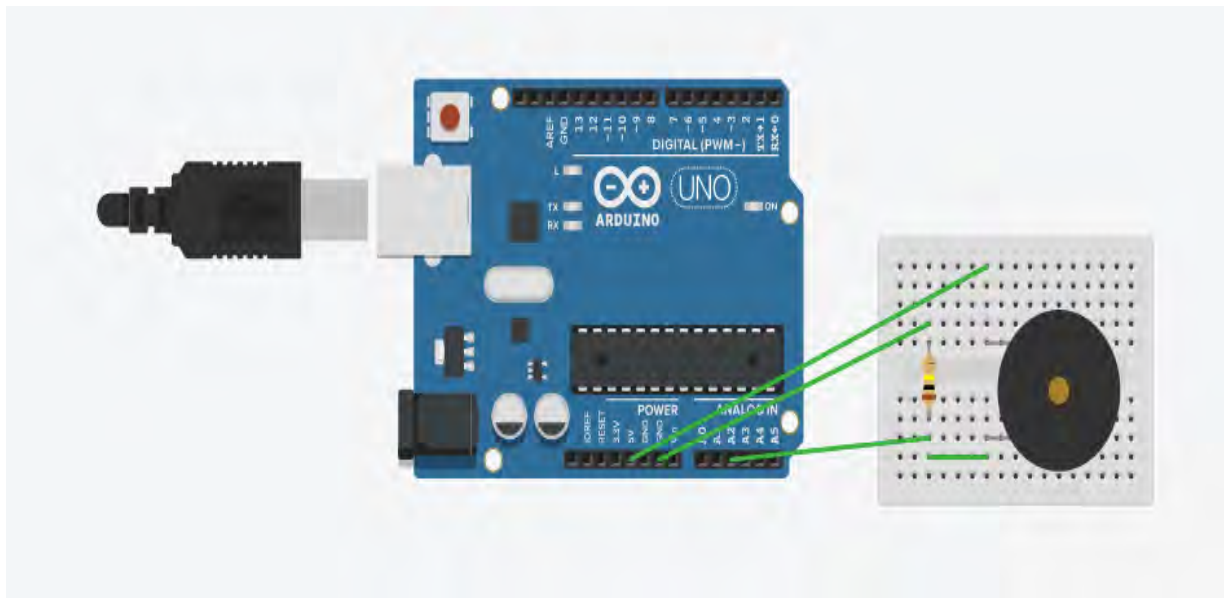
Μηχανικά δεδομένα :



Εικόνα 23: Μηχανικά δεδομένα του αισθητήρα πίεσης.



Στην παρακάτω εικόνα απεικονίζεται ο τρόπος σύνδεσης των αισθητήρων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα πτυχιακή εργασία:



**Εικόνα 24: Συνδεσμολογία αισθητήρα.**

Όπως παρουσιάζεται στην φωτογραφία χρησιμοποιήθηκε μια πλακέτα ανάπτυξης arduino, πάνω στην οποία συνδέθηκε ο αισθητήρας πίεσης και μία αντίσταση 100 Ω. Το ένα άκρο της αντίστασης συνδέεται με την γείωση (GRD), ενώ το άλλο άκρο συνδέεται με το αναλογικό pin A2. Κατόπιν, με ένα καλώδιο συνδέεται το ένα άκρο της αντίστασης με το ένα άκρο του αισθητήρα. Με την βοήθεια ενός καλωδίου συνδέεται το ένα άκρο του αισθητήρα με την τάση +5 Volt. Τέλος, με ένα καλώδιο USB συνδέεται ο μικροεπεξεργαστής με τον υπολογιστή.

Φωτογραφία κατά την διάρκεια των πειραμάτων (ημέρα 2):



**Εικόνα 25: Απλοποιημένο σύστημα αισθητήρα**



Φωτογραφία κατά την διάρκεια των πειραμάτων (ημέρα 3), βελτιωμένο σύστημα αισθητήρων:



Εικόνα 26: Φωτογραφίες κατά την διάρκεια των πειραμάτων.

## 7.2 Αλγόριθμος εξομάλυνσης των απότομων μεταβολών

Στα στατιστικά στοιχεία, ένας κινητός μέσος όρος (κυλιόμενος μέσος όρος ή μέσος όρος) είναι ένας υπολογισμός για την ανάλυση σημείων δεδομένων με τη δημιουργία σειρών μέσων όρων διαφορετικών υποσυνόλων του πλήρους συνόλου δεδομένων. Ονομάζεται επίσης κινητός μέσος ή κυλιόμενος μέσος όρος και είναι ένας τύπος φίλτρου πεπερασμένης απόκρισης παλμών. Οι παραλλαγές περιλαμβάνουν: απλές και σωρευτικές ή σταθμισμένες φόρμες (που περιγράφονται παρακάτω). Δεδομένης μιας σειράς αριθμών και ενός σταθερού μεγέθους υποσυνόλου, το πρώτο στοιχείο του κινητού μέσου αποκτάται λαμβάνοντας τον μέσο όρο του αρχικού σταθερού υποσυνόλου των σειρών αριθμών. Στη συνέχεια, το υποσύνολο τροποποιείται με "μετατόπιση προς τα εμπρός". δηλαδή, εξαιρώντας τον πρώτο αριθμό της σειράς και συμπεριλαμβάνοντας την επόμενη τιμή στο υποσύνολο. Ένας κινητός μέσος όρος χρησιμοποιείται συνήθως με δεδομένα χρονοσειρών για την εξομάλυνση των βραχυπρόθεσμων διακυμάνσεων και την επισήμανση μακροπρόθεσμων τάσεων ή κύκλων. Το όριο μεταξύ βραχυπρόθεσμης και μακροπρόθεσμης διάρκειας εξαρτάται από την εφαρμογή και οι παράμετροι του κινητού μέσου όρου θα καθοριστούν αναλόγως. Μαθηματικά, ένας κινητός μέσος είναι ένας τύπος συνέλιξης και έτσι μπορεί να θεωρηθεί ως ένα παράδειγμα φίλτρου χαμηλής διέλευσης που χρησιμοποιείται στην επεξεργασία σήματος. Όταν χρησιμοποιείται με δεδομένα μη χρονοσειρών, ένας κινητός μέσος όρος φιλτράρει συστατικά υψηλότερης συχνότητας χωρίς συγκεκριμένη σύνδεση με το χρόνο, αν και συνήθως υποδηλώνεται κάποιο είδος παραγγελίας. Θεωρείται απλοϊκά ότι μπορεί να θεωρηθεί ως εξομάλυνση των δεδομένων.

Υπάρχουν πολλά προβλήματα με αυτόν τον αλγόριθμο:

- Μέχρι να φορτωθεί πλήρως η συστοιχία δειγμάτων, ο Average υπολογισμός περιλαμβάνει τιμές δείγματος χωρίς φόρτωση (και μηδέν). Αυτό οδηγεί σε λάθος μέσο όρο
- Ο αλγόριθμος είναι ανεπαρκής για τα μεγάλα μεγέθη δειγμάτων, έχοντας ως σύνολο τα δείγματα κάθε φορά που λαμβάνεται ο μέσος όρος
- Δεν υπάρχει καλός τρόπος να αντικατασταθεί ο απλός τρέχων μέσος όρος με κάποιο άλλο μέγεθος.

Προκειμένου να βελτιωθεί περισσότερο το αποτέλεσμα, το πρώτο βήμα θα ήταν να ξεχωρίσουμε τη λογική επανάληψης. Πρέπει να είμαστε προσεκτικοί εδώ, διότι ο βρόχος που υλοποιείται δεν είναι απλά ένας iterator - πρέπει πραγματικά να ορίσουμε τις τιμές και στη λίστα. Μελετώντας μια οδηγία που βρήκα στο MSDN: *Ένας απεριθμητής παραμένει έγκυρος όσο η συλλογή παραμένει αμετάβλητη. Αν οι αλλαγές που έγιναν για τη συλλογή, όπως η προσθήκη, τροποποίηση ή διαγραφή στοιχείων, η απεριθμητή είναι αμετάκλητα άκυρη και η επόμενη κλήση προς MoveNext ή Επαναφορά δίνει μια InvalidOperationExcepcion.* Η αλλαγή της διαχείρισης της λίστας δειγμάτων σε μια κυκλική λίστα εξαλείφει δύο προβλήματα

- Η διαχείριση λίστας αποσυνδέεται από τον αλγόριθμο
- Μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τη Count μέθοδο της κυκλικής λίστας για να λάβουμε τον αριθμό των φορτωμένων αντικειμένων και όχι μόνο τον συνολικό αριθμό των στοιχείων της λίστας

Επιπλέον, αξιολογεί την επαναχρησιμοποίηση κώδικα και βοηθά στην αποστολή σφαλμάτων - μπορούμε να απομονώσουμε τον έλεγχο της εγκυκλίου από προβλήματα στην τρέχουσα μέση τάξη. Με άλλα λόγια, θα ήταν εύκολο να γράψετε δοκιμές μονάδων για τον κυκλικό κατάλογο, να επικυρώσετε τη λειτουργία του και, στη συνέχεια, να γράψετε δοκιμές μονάδων για να βεβαιωθείτε ότι ο μέσος όρος λειτουργεί σωστά.



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8 – Πειραματικό μέρος

### 8.1 Περιγραφή πειράματος πρώτης ημέρας

Με σκοπό την λήψη των απαραίτητων μετρήσεων, κρίνεται αναγκαία η χρήση κουνελιών ως πειραματικά ζώα. Τα κουνέλια ενδείκνυνται σαν πειραματόζωα διότι είναι αρκετά μικρόσωμα ζώα και είναι εύκολη η διαδικασία εύρεσης φλεβών που θα μας βοηθήσουν να χορηγήσουμε τον ορό και να πάρουμε τις μετρήσεις των ροών. Επίσης, είναι μια οικονομική λύση σε σχέση με άλλα πειραματόζωα όπως οι χοίροι, οι οποίοι είναι πιο μεγαλόσωμοι και δυσκολότερα στην εύρεσή τους. Τέλος, οι ιστοί των κουνελιών παρουσιάζουν αρκετές ομοιότητες με τους ιστούς του ανθρώπου καθώς αυτό το γεγονός έχει αποδειχθεί από την ύπαρξη ενός κοινού εξελικτικού προγόνου σύμφωνα με τον Έρνστ Χαίκελ, ο οποίος ήταν διαπρεπής βιολόγος και καθηγητής ανατομίας και ένθερμος υποστηρικτής της θεωρίας του Δαρβίνου περί εξέλιξης των ειδών, αλλά και γενικότερα της υλιστικής θεώρησης του κόσμου.

Τα πειράματα, τα οποία είχαν σχεδιαστεί με απόλυτη ασφάλεια και λεπτομέρεια, πραγματοποιήθηκαν στο εργαστήριο πειραμάτων του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Πατρών, το οποίο επάγεται στο τμήμα της Ιατρικής. Αρχικά, πριν την εκτέλεση του πειράματος, συζητήσαμε και συμβουλευτήκαμε τους υπεύθυνους του εργαστηρίου των πειραμάτων οι οποίοι βοήθησαν με τις σημαντικές παρατηρήσεις τους και σημείωσαν κάποιες καίριες λεπτομέρειες που αποτέλεσαν αρωγό στην εκτέλεση των εφαρμογών.

Την πρώτη μέρα του πειράματος παρατηρήθηκε ο χώρος και πάρθηκαν κάποιες γενικές εξωτερικές μετρήσεις. Στις γενικές μετρήσεις κατατάσσεται η θερμοκρασία χώρου, η οποία βρισκόταν σταθερά στους  $20,9^{\circ}\text{C}$  και η ατμοσφαιρική πίεση στους  $100\text{kPa}$ . Επιπρόσθετα, έγιναν μετρήσεις του βάρους των δυο κουνελιών που χρησιμοποιήθηκαν τα οποία ζύγιζαν, το πρώτο (θηλυκό) ζύγιζε  $3,200\text{ kg}$ , ενώ το δεύτερο (αρσενικό) ζύγιζε  $4,650\text{ kg}$ . Για την εκτέλεση του πειράματος ήταν αναγκαίο να αναισθητοποιηθούν και τα δύο κουνέλια με σκοπό να εκχωρηθεί ενδοφλεβίως ο ορός διότι αν τα κουνέλια δεν ήταν ναρκωμένα δεν θα ήταν δυνατόν να πραγματοποιηθούν τα πειράματα. Για αυτό τον λόγο, ο γιατρός εκχώρησε αναισθησία σε κάθε κουνέλι, με την βοήθεια μίας σύριγγας, η οποία περιείχε  $2\text{cc}$  από sedoxylan (ξυλαξίνη), το οποίο είναι αναλγητικό φάρμακο με σκοπό την αποφυγή του πόνου και  $2\text{cc}$  ketamine (κεταμίνη), το οποίο είναι αναισθητικό φάρμακο και έχει ως αποτέλεσμα την νάρκωση του κουνελιού. Από την στιγμή που κάνουμε την έγχυση της σύριγγας, χρειάζονται(περίπου),  $5$  λεπτά μέχρι να εκτελεστεί η νάρκωση. Μόνο στο αρσενικό κουνέλι εκχωρήθηκε μετά από μία ώρα ακόμη  $1\text{cc}$  φάρμακο από την σύριγγα, καθώς η ποσότητα αναισθησίας ποικίλει αναλόγως με το βάρος του κάθε κουνελιού. Στο θηλυκό κουνέλι το οποίο ζύγιζε λιγότερο από το αρσενικό εκχωρήθηκε λιγότερη ποσότητα αναισθησίας σε αντίθεση με το αρσενικό, στο οποίο

προστέθηκε μετά από ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, όπως υπέδειξαν αυστηρά οι γιατροί, επιπλέον 1cc αναισθησίας.

Σκοπός της πρώτης μέρας ήταν η εκτέλεση του πειράματος αναφοράς .Πιο αναλυτικά, να καταγραφθεί οπτικά η στάθμη του ορού ανά 10 λεπτά πάνω στον φυσιολογικό ορό, (όπως πραγματοποιείται σε πραγματικές συνθήκες σε μια κλινική), έτσι ώστε οι μετρήσεις αυτές να είναι συγκρίσιμες με τις μετρήσεις των συστημάτων των αισθητήρων που θα εκτελέστηκαν τις επόμενες ημέρες, όπως περιγράφονται παρακάτω. Αποφασίστηκε οι μετρήσεις που θα γίνουν σε κάθε κουνέλι να έχουν χρονική διάρκεια μίας ώρας. Οι οπτικές μετρήσεις που λήφθηκαν είναι οι ακόλουθες:

**Πίνακας 5: Οπτικές μετρήσεις του πειράματος**

<b>T (min)</b>	<b>K1 (ml)</b>	<b>K2 (ml)</b>
0	0	0
10	40	30
20	70	55
30	90	80
40	110	120
50	130	150
60	150	180



**Εικόνα 27: Φωτογραφία απεικόνισης της στάθμης του φυσιολογικού ορού κατα την διάρκεια του πειράματος.**

## 8.2 Περιγραφή πειράματος δεύτερης ημέρας

Στην δεύτερη ημέρα των πειραμάτων πραγματοποιήθηκε η συνδεσμολογία των αισθητήρων με τον φυσιολογικό ορό και στη συνέχεια ο φυσιολογικός ορός συνδέθηκε ενδοφλεβίως με το κάθε κουνέλι ξεχωριστά, αφού βέβαια είχαν προηγηθεί οι διαδικασίες αναισθησίας και των δύο κουνελιών, όπως περιγράφηκαν παραπάνω. Αρχικά, έπρεπε να ανοιχτεί ένα πολύ μικρό άνοιγμα στο πλαστικό μπουκάλι του φυσιολογικού ορού, μέσα στο οποίο περνάει ένας πλαστικός σωλήνας, που φτάνει μέχρι τον πυθμένα του μπουκαλιού. Με αυτόν τον πλαστικό σωλήνα συνδέεται το ένα άκρο του αισθητήρα πίεσης, ο οποίος είναι συνδεδεμένος με τον μικροεπεξεργαστή arduino. Παράλληλα μία βελόνα τοποθετείται δίπλα από το σύστημα, η οποία πρέπει να είναι αυστηρά στο ίδιο ύψος με το σύστημα για να μετρηθεί σωστά η πίεση, έτσι ώστε να μπορεί να μπορεί το νερό από τον ορό να κυλάει... Επίσης, παρατηρήθηκε ότι επειδή οι δύο οπές, η μία της βελόνας και η άλλη του συστήματος των αισθητήρων, είναι πολύ κοντά μεταξύ επιτυγχανόταν εναλλαγή στον αέρα και αυτό το γεγονός δεν έδινε ακριβείς μετρήσεις. Γι αυτό το λόγο εφαρμόστηκε ένα μεγαλύτερο σωληνάκι στο σύστημα των αισθητήρων, το οποίο βυθιζόταν στον πυθμένα του ορού. Όσον αφορά τον αισθητήρα δύναμης, γινόταν αντιληπτό ότι και αυτός δουλεύει ορθά διότι αντιλαμβάνεται την αλλαγή της ροής, καθώς όταν αλλάξαμε την ροή απότομα μεταβλήθηκαν και οι τιμές του απότομα. Ο αισθητήρας δύναμης είναι αρκετά αξιόπιστος και αυτό αντικατοπτρίζεται στις τιμές που μας δίνει στο πρόγραμμα, καθώς όσο το βάρος του ορού μειώνεται μειώνονται παράλληλα και οι τιμές που βγάζει. Κατόπιν, είναι πολύ ευαίσθητος διότι έχει ένα σημείο, στο οποίο μεγιστοποιείται η δύναμη και έχει την απόλυτη τιμή της μέτρησης. Αν οι τιμές του βρίσκονται σε αυτό το σημείο τότε συμπεραίνουμε ότι η μέτρηση διεξάγεται σωστά. Διαφορετικά δεν επιτυγχάνεται ορθή τιμή, αλλά πιο υποβαθμισμένη. Παρόλα αυτά, διατηρείται σωστά η σχετική διαφορά των λανθασμένων μετρήσεων στα συγκεκριμένα χρονικά διαστήματα που έχουμε ορίσει. Όσο ο όγκος του υγρού μειώνεται, τόσο μικραίνει και η πίεση και έτσι γίνεται αντιληπτό ότι υπάρχει ροή. Σύμφωνα με την θεωρία του Bernoulli, το ύψος παίζει καθοριστικό ρόλο στην μέτρηση της ροής. Μάλιστα, το θεώρημα του Bernoulli, καλούμενο και Θεμελιώδες θεώρημα της Υδροδυναμικής, ταυτίζεται με την αρχή διατήρησης της ενέργειας και αφορά την περίπτωση των υγρών. Αν για παράδειγμα ονομασθεί  $P_e$  η πίεση ενός υγρού,  $\gamma$  το ειδικό βάρος του,  $v$  η ταχύτητα αυτού και  $h$  το στατικό ύψος ενός θεωρούμενου σημείου, τότε ο Νόμος του Bernoulli αναπαρίσταται από τον ακόλουθο μαθηματικό τύπο :

$$P_e + \frac{\gamma \cdot v^2}{2 \cdot g} + \gamma \cdot h = C \text{ σταθερό} \quad (22)$$

Στον μαθηματικό αυτό τύπο, το  $p_e$  παριστάνει την υπό των εξωτερικών δυνάμεων δημιουργούμενη πίεση που αποτελεί ακριβώς το μέτρο της ενέργειας θέσεως. Η δε παράσταση  $(\gamma v^2) / 2g$  εκφράζει την δυναμική πίεση και αποτελεί το μέτρο της κινητικής ενέργειας του υγρού. Τέλος η παράσταση  $(\gamma h)$  είναι αυτή που εκφράζει την

υδροστατική πίεση που είναι και το μέτρο της δυναμικής ενέργειας. Το δε άθροισμα αυτών C είναι σταθερό.

Αρχικά στο πείραμα που εκτελέστηκε δοκιμαστικά, πριν την εφαρμογή του στα κουνέλια, παρατηρήθηκε μεταβολή στις τιμές που δίνει το πρόγραμμα όταν αυξανόταν ή μειωνόταν η ροή του ορού. Αυτή η διαδικασία ήταν ένα καλό σημάδι για την εξέλιξη του πειράματος. Στην συνέχεια, αφού έγινε βέβαιο ότι το σύστημα των αισθητήρων δουλεύει ορθά και δίνει αξιόπιστα αποτελέσματα, εφαρμόστηκε το πείραμα πάνω στα κουνέλια. Τα κουνέλια ναρκώθηκαν με την αναισθησία που εκχώρησε ο γιατρός και έπειτα αφού ήταν σίγουρο ότι κοιμόντουσαν βρέθηκε φλέβα από το αυτί τους, με την βοήθεια πάντα των υπεύθυνων του εργαστηρίου. Καθώς αφήνεται το νερό από τον φυσιολογικό ορό να κυλίσει στις φλέβες των κουνελιών, το σύστημα αισθητήρων δίνει τις απαραίτητες μετρήσεις στο πρόγραμμα Realterm που είναι εγκατεστημένο στον υπολογιστή.

Οι απαραίτητες μετρήσεις πραγματοποιούνταν ανά 10 λεπτά, τις οποίες τις σημειωνόντουσαν με ειδικό μαρκαδόρο πάνω στον ορό, με σκοπό να επιτευχθεί η σύγκριση των οπτικών μετρήσεων με τις μετρήσεις που έβγαζε το πρόγραμμα του συστήματος. Οι απαραίτητες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και στα δύο κουνέλια που είχαμε διαθέσιμα από το εργαστήριο. Τα διαγράμματα από τις μετρήσεις της δεύτερης ημέρας παρουσιάζονται στο επόμενο κεφάλαιο.

### **8.3 Περιγραφή πειράματος τρίτης ημέρας**

Στην Τρίτη και τελευταία ημέρα των πειραμάτων πραγματοποιήθηκαν τα ίδια ακριβώς πειράματα, με την διαφορά ότι αντί για φυσιολογικό ορό χρησιμοποιήσαμε ορό δεξόζης. Η δεξόζη είναι ένα υγρό φάρμακο, διαφορετικής σύστασης και πυκνότητας με τον φυσιολογικό ορό, η οποία δεν φέρει κανένα κίνδυνο για την ζωή των κουνελιών. Οι μετρήσεις έγιναν ακριβώς με τον ίδιο τρόπο με αυτές που έγιναν την δεύτερη ημέρα των πειραμάτων και με την ίδια χρονική διάρκεια. Πιο συγκεκριμένα, η διαδικασία έκχυση της δεξόζης διαρκούσε μία ώρα στο κάθε κουνέλι και η οπτική καταγραφή γινόταν ανά 10 λεπτά. Η χρήση της δεξόζης έγινε για την μέτρηση της ροής διαφορετικού υγρού με αυτό του φυσιολογικού ορού αλλά και για να παρατηρηθούν αν οι μετρήσεις της ροής που έδινε το σύστημα ήταν διαφορετικές σε σύγκριση με τα πειράματα της προηγούμενης ημέρας. Όπως αναφέρεται αναλυτικότερα στα συμπεράσματα του παρακάτω κεφαλαίου, παρατηρείται όντως διαφορά στις μετρήσεις μεταξύ φυσιολογικού ορού και δεξόζης.



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9 - Συμπεράσματα- Διαγράμματα

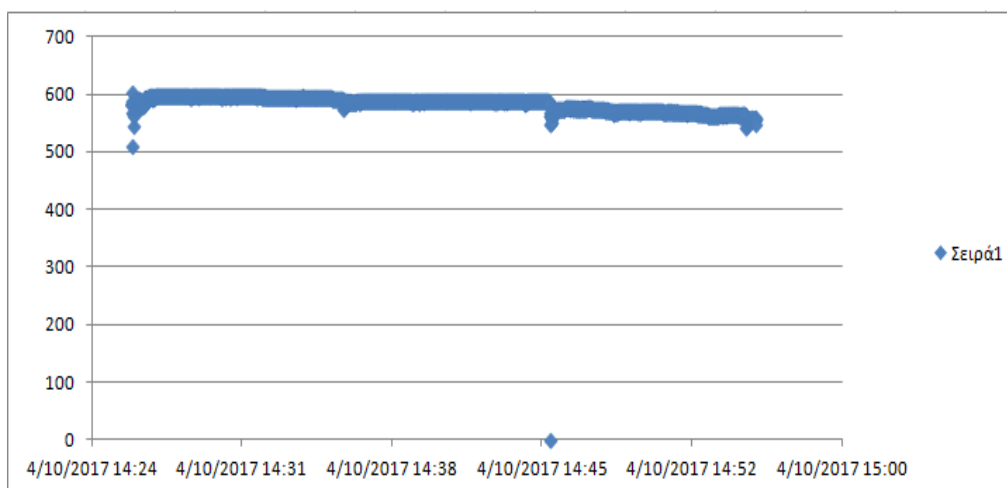
### 9.1 Συζήτηση για την πρώτη μέρα μετρήσεων

Κατά την διάρκεια της πρώτης ημέρας έγινε αξιολόγηση του εξοπλισμού που διαθέταμε με καταγραφή αρχικών μετρήσεων. Βασική παράμετρος ήταν η αναγνώριση των ροών για κάθε υποκείμενο και η καταγραφή των μετρήσεων με δύο τρόπους: 1) χειρόγραφη μέσω οπτικής παρατήρησης και 2) μέσω ηλεκτρονικής καταγραφής από τον εξοπλισμό μας. Στην συνέχεια, με αξιοποίηση της χειρόγραφης βαθμονόμησης που πραγματοποιήθηκε και λαμβάνοντας υπόψη τα χαρακτηριστικά όγκου της φιάλης βαθμονομήθηκε ο ψηφιακός μας αισθητήρας. Συνεπώς την πρώτη μέρα πραγματοποιήθηκε η διαδικασία της επιβεβαίωσης της αρχής μέτρησης στην οποία βασιστήκαμε.

### 9.2 Συμπεράσματα δεύτερης ημέρας

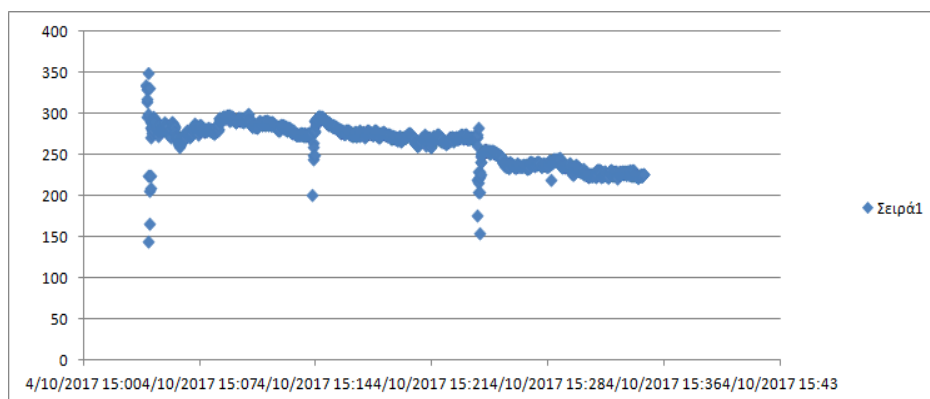
Στην δεύτερη μέρα παρατηρούμε ότι επιβεβαιώνονται οι μετρήσεις που λάβαμε κατά την διάρκεια της πρώτης μέρας και καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι το κουνέλι 1, το οποίο είναι το θηλυκό και έχει μικρότερο μέγεθος και λιγότερα κιλά από το κουνέλι 2 που είναι αρσενικό, έχει αργή αλλά σταθερή ροή σε σχέση με το αρσενικό, το οποίο έχει μεγαλύτερη και γρηγορότερη ροή. Οι μετρήσεις που φαίνονται στα παρακάτω διαγράμματα αναφέρονται στον αισθητήρα δύναμης που χρησιμοποιήσαμε στο σύστημα ροόμετρων. Πρέπει να σημειωθεί ότι οι αποκλίσεις στα διαγράμματα οφείλονται στις ταλαντώσεις όταν ο ορός κινούταν προκειμένου να σημειωθεί με τον μαρκαδόρο η ροή.

#### ΚΟΥΝΕΛΙ 1:



Εικόνα 28: Διάγραμμα ροής κουνελιού 1 ημέρας 2

**ΚΟΥΝΕΛΙ 2:**



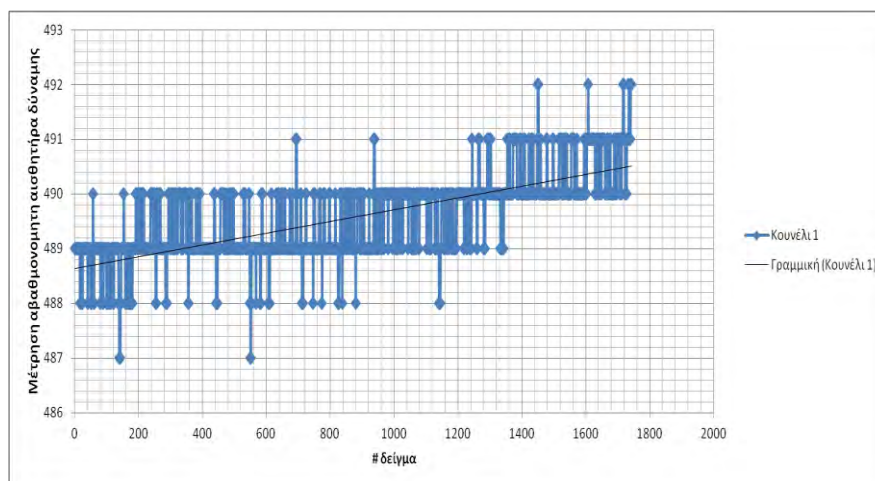
Εικόνα 29: Διάγραμμα ροής κουνελιού 2 ημέρας 2

Όσο αφορά τα διαγράμματα, στο κουνέλι 1(θηλυκό) παρατηρείται, όπως αναμενόταν, μικρότερη ροή εξαιτίας των χαρακτηριστικών του(π.χ. σωματικό βάρος, φύλλο), όπως συνέβαινε άλλωστε και στο πείραμα αναφοράς, σε αντίθεση με το κουνέλι2(αρσενικό) που το διάγραμμά του είναι πιο ξεκάθαρο. Πρέπει να σημειωθεί ότι οι αποκλίσεις στα διαγράμματα οφείλονται στις ταλαντώσεις όταν ο ορός κινούταν προκειμένου να σημειωθεί με τον μαρκαδόρο η ροή.

**9.3 Συμπεράσματα τρίτης ημέρας**

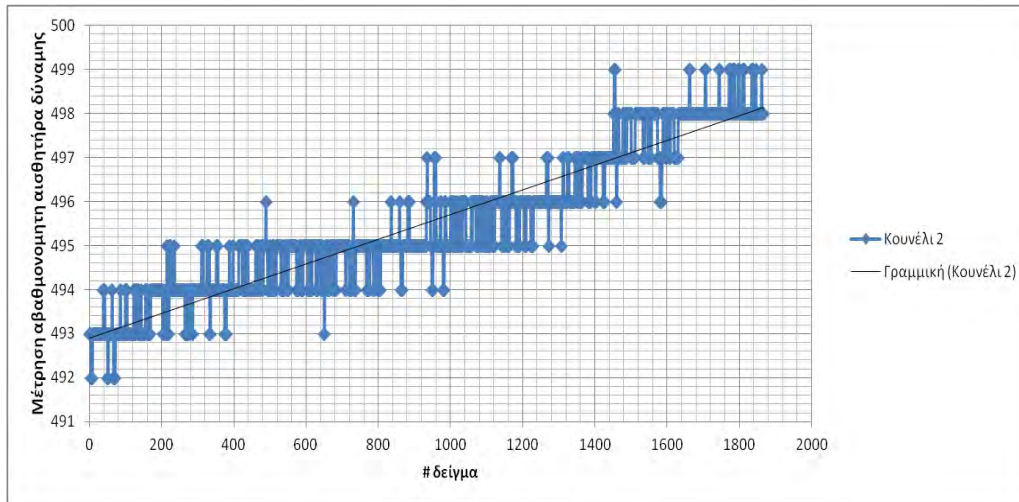
Την τρίτη ημέρα παρατηρούμε ότι επιβεβαιώνονται οι μετρήσεις που λάβαμε κατά την διάρκεια της πρώτης μέρας και καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι το κουνέλι 1, το οποίο είναι το θηλυκό και έχει μικρότερο μέγεθος και λιγότερα κιλά από το κουνέλι 2 που είναι αρσενικό, έχει αργή αλλά σταθερή ροή σε σχέση με το αρσενικό, το οποίο έχει μεγαλύτερη και γρηγορότερη ροή. Οι μετρήσεις που φαίνονται στα παρακάτω διαγράμματα αναφέρονται στον αισθητήρα δύναμης που χρησιμοποιήσαμε στο σύστημα ροόμετρων για διαφορετικό ορό (δεξόζης).

**ΚΟΥΝΕΛΙ 1:**



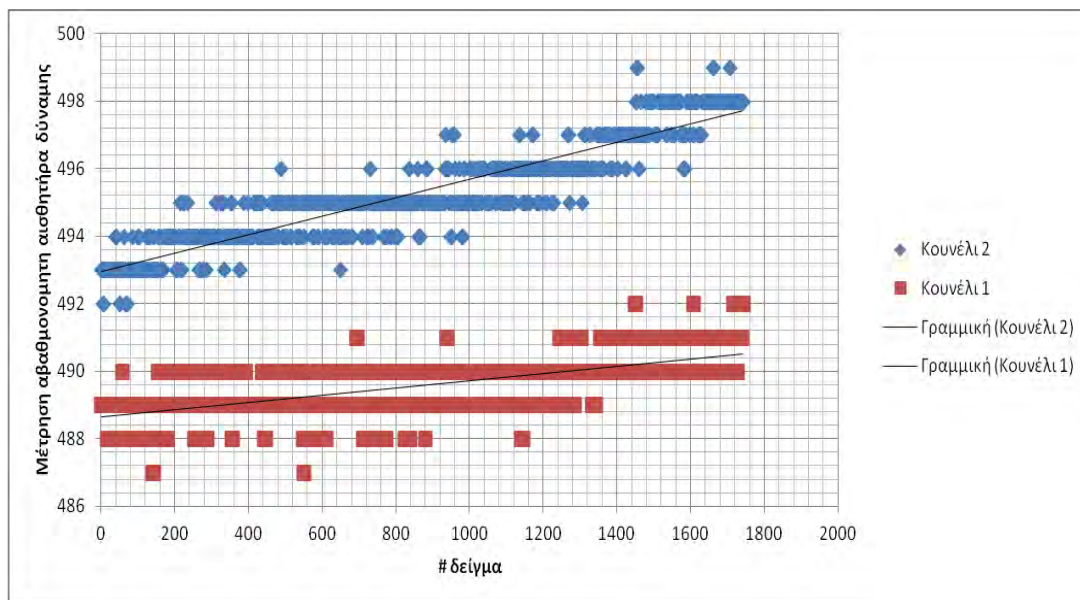
Εικόνα 30: Διάγραμμα ροής κουνελιού 1 ημέρας 3

**ΚΟΥΝΕΛΙ 2:**



Εικόνα 31: Διάγραμμα ροής κουνελιού 2 ημέρας 3

**ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΔΥΟ ΓΡΑΦΙΚΩΝ**



Εικόνα 32: Σύγκριση της ροής και των δύο κουνελιών στην ημέρα 3

Όσο κρεμάμε κάτι μειώνεται η δύναμη γιατί είναι αντίθετη με το λάστιχο, όπως φαίνεται στην φωτογραφία του πειράματος της τρίτης ημέρας. Επιπρόσθετα, όσο μειώνεται ο όγκος του νερού, μειώνεται παράλληλα και η βαρυτική δύναμη, οπότε

αυξάνει η μετρούμενη δύναμη στον αισθητήρα με αποτέλεσμα να πετυχαίνει μεγαλύτερη ακρίβεια, σε αντίθεση με τις πρώτες μετρήσεις στις οποίες δεν χρησιμοποιήθηκε αντίστροφη δύναμη και είχε ως αποτέλεσμα όσο ο ορός τελείωνε και έφτανε στο τέλος του η μέτρηση να είναι μηδενική (καθόλου καλή ακρίβεια).



## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Γ. Προύνιας, "Μελέτη της ροής υγρών σε συσκευές έγχυσης υπό την επίδραση της βαρύτητας", Διπλωματική εργασία, Πανεπιστήμιο Πατρών, Μεταπτυχιακό τμήμα Βιοιατρικής Τεχνολογίας, 2006.
- [2] S. Yaniv, P. Halpern, D. Aladgen, D. Zaretsky και D. Elad, "In vitro model of intravenous fluid administration : analysis of vein resistance to rapid fluid", USA, National Center for Biotechnology Information, 2000.
- [3] Α. Αργυρίου, Αισθητήρες ημιαγωγών, Αισθητήρες θερμικοί, μηχανικοί αισθητήρες, μαγνητικοί αισθητήρες, χημικοί αισθητήρες και αισθητήρες ακτινοβολίας., Τμήμα Φυσικής, Πανεπιστήμιο Πατρών, 2004.
- [4] Α. Νασσιοπούλου, "Gas flow meter for application in medical equipment for respiratory control", Institute of Nanoscience and Nanotechnology, 2004.
- [5] Α. Παγανή, "Εφαρμογές των ασαφών γνωστικών δικτύων στην Ιατρική", Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών, Πανεπιστήμιο Πατρών, 2012.
- [6] M. Clifton, "A simple moving average algorithm-Codeproject", 2007.
- [7] Α. Κολλέτας, "Αρχές λειτουργίας συσκευών monitoring και τεχνολογικές εφαρμογές.", 2009.
- [8] Ε. Ασκητοπούλου και Α. Παπαϊωάννου, "Εξοπλισμός για χορήγηση αναισθησίας", Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Κρήτης, 2015.
- [9] D. Jennings, A. Flint, B. Turton και L. Nokes, "Intoduction to medical electronics applications", School of Engineering, University of Wales, College of Cardiff , 1995.
- [10] A. Svete, J. Kutin, G. Bobovnik και I. Bajsić, "Theoretical and experimental investigations of flow pulsation effects in Coriolis mass flowmeters.", Laboratory of Measurements in Process Engineering, Faculty of Mechanical Engineering, University of Ljubljana, University of Slovenia, 2015.
- [11] C. Li, F. Cordovilla και J. L. Ocaña, " Design optimization and fabrication of a novel structural piezoresistive pressure sensor for micro-pressure measurement. ", China, Ιανουάριος, 2018.
- [12] C. Hoera, A. Kiontke, M. Pahl και D. Belder, " A Chip-integrated optical microfluidic pressure sensor. ", Institut für Analytische Chemie, Universität Leipzig, Linnéstr, Germany, Σεπτέμβριος 2017.

- [13] X. Chen, C. K. Wong, C. A. Yuan και G. Zhang, "Nanowired-based gas sensor.", The Netherlands, Νοέμβριος, 2012.
- [14] «"BMP085 Barometric Pressure Sensor Quickstart",» σε *Sparkfun*, 21/1/2011.
- [15] <http://roometra.blogspot.gr/>, «Μέτρηση παροχής όγκου.,» σε *Μετρητές Ροής*, Νοέμβριος 2010. [τελευταία πρόσβαση 19/1/2017]
- [16] <https://www.first-sensor.com/en/applications/medical/>, «FIRST SENSOR,» 20/3/2016. [τελευταία πρόσβαση 20/11/2017]
- [17] [http://meleththrio.teicm.gr/xmlui/bitstream/handle/123456789/26/Kef2\\_Sensors\\_Petal\\_Kalom.pdf?sequence=2](http://meleththrio.teicm.gr/xmlui/bitstream/handle/123456789/26/Kef2_Sensors_Petal_Kalom.pdf?sequence=2), «Αισθητήρες Μετρήσεων.» [τελευταία πρόσβαση 10/10/2017]
- [18] <http://www.newagepublishers.com/samplechapter/000967.pdf>, FLOW. [τελευταία πρόσβαση 13/7/2017]
- [19] Π. Θ. Χριστοπούλου, Φωτονικοί βιοαισθητήρες πυριτίου για lab-on-a-chip εφαρμογές, Διπλωματική εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, Αθήνα, 2012.
- [20] <https://www.omega.com/subsection/flowmeters-with-analog-output.html>, «Flow Meters with Analog Output». [τελευταία πρόσβαση 5/11/2017]
- [21] A. Sanjeev, «How to Interface an Arduino With a Flow Rate Sensor to Measure Liquid». *MakerPro*.
- [22] <http://www1.lsbu.ac.uk/water/enztech/biosensors.html>, «What are biosensors?». *Enzyme Technology*. [τελευταία πρόσβαση 1/9/2017]
- [23] J. Ali, J. Najeeb και A. Raza, Biosensors: Their Fundamentals, Designs, Types and Most Recent Impactful Applications: A Review, Institute of Chemistry, University of the Punjab, Lahore (PU), Pakistan.
- [24] <https://ccollins.wordpress.com/2013/12/11/how-to-measure-air-pressure-with-arduino/>, «"How To Measure Air Pressure with Arduino",» Δεκεμβριος 2013. [τελευταία πρόσβαση 20/11/2017]
- [25] <https://www.nap.edu/read/4782/chapter/1>, Expanding the vision of sensor material.[τελευταία πρόσβαση 15/10/2017]
- [26] <http://www.flowmeters.com/differential-pressure-technology>, «Differential Pressure Flowmeter Technology,» Universal flow monitors, UFM.[τελευταία πρόσβαση 19/1/2017]
- [27] Δ. Ν. Παγώνης, Ολοκληρωμένοι αισθητήρες αερίων με τεχνολογία πορώδους πυριτίου, Διδακτορική Διατριβή.





## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

### Κώδικας arduino των αισθητήρων

```
int pressurePin = A0; // select the input pin for the potentiometer
int ledPin = 13; // select the pin for the LED
int pressureValue = 0; // variable to store the value coming from the sensor

int pressurePin_minus = A1; // select the input pin for the potentiometer
int pressureLED = 12; // select the pin for the LED
int pressureValue_minus = 0; // variable to store the value coming from the sensor

int forcePin = A2; // select the input pin for the potentiometer
int forceLED = 11; // select the pin for the LED
int forceValue = 0; // variable to store the value coming from the sensor

float pressure = 0.0;

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
  //pinMode(ledPin, OUTPUT);
  //pinMode(pressureLED, OUTPUT);
}

void loop() {
  // read the value from the sensor:

  pressureValue = analogRead(pressurePin);
  pressureValue_minus = analogRead(pressurePin_minus);
  forceValue = analogRead(forcePin);

  // pressure = temp_kelvin = sensorValue *0.004882812 * 100;
  // temp_celcius = temp_kelvin - 270.65;

  //Serial.println(sensorValue);
  Serial.print(pressureValue);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(pressureValue_minus);
  Serial.print(" ");
  Serial.println(forceValue);
  delay(1000); // wait for a second

}
```

## Κώδικας Εξομάλυνσης:

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.Text;

namespace AveragerTest
{
    public class BruteForce
    {
        protected float[] samples;
        protected int idx;

        public float Average
        {
            get
            {
                float total=0;

                for (int i=0; i<samples.Length; i++)
                {
                    total+=samples[i];
                }

                return total/samples.Length;
            }
        }

        public BruteForce(int numSamples)
        {
            if (numSamples <= 0)
            {
                throw new ArgumentOutOfRangeException(
                    "numSamples can't be negative or 0.");
            }

            samples = new float[numSamples];
            idx = 0;
        }

        public void AddSample(float val)
        {
            samples[idx] = val;

            if (++idx == samples.Length)
            {
                idx = 0;
            }
        }
    }
}
```

Βελτιωμένος κώδικας εξομάλυνσης:

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.Text;

using Clifton.Collections.Generic;

namespace AveragerTest
{
    public class BruteForce
    {
        CircularList<float> samples;

        public float Average
        {
            get
            {
                float total=0;

                foreach(float v in samples)
                {
                    total+=v;
                }

                return total/samples.Count;
            }
        }

        public BruteForce(int numSamples)
        {
            if (numSamples <= 0)
            {
                throw new ArgumentOutOfRangeException(
                    "numSamples can't be negative or 0.");
            }

            samples = new CircularList<float>(numSamples);
        }

        public void AddSample(float val)
        {
            samples.Value = val;
            samples.Next();
        }
    }
}
```





