

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΔΥΤΙΚΗΣ ΕΛΛΑΔΑΣ  
ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Τ.Ε.

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Πειραματική μελέτη ροής μαγνητικού ρευστού σε  
διάταξη-κύκλωμα κλειστών αγωγών.**



**ΓΚΟΤΣΟΠΟΥΛΟΣ ΙΩΑΝΝΗΣ**

**ΘΕΟΧΑΡΗΣ ΧΡΗΣΤΟΣ**

**ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΒΟΥΡΟΣ ΑΝΔΡΕΑΣ**

**ΠΑΤΡΑ - ΑΠΡΙΛΙΟΣ 2019**



## Περιεχόμενα

ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....	5
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	6
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	7
1.1 Βασικές έννοιες και Ιδιότητες των ρευστών .....	7
1.1.1. Ιδιότητες.....	8
1.2 Ταξινόμηση των ροών.....	11
1.3 Αριθμός Reynoldsκαι ιξώδες ρευστού.....	12
1.4 Σιδηρορευστό (Ferrofluid) .....	13
1.5 Μετάδοση θερμότητας με συναγωγή .....	14
1.5.1 Νόμος μεταφοράς θερμότητας με συναγωγή - Είδη.....	14
1.5.2 Συντελεστής αντίστασης συναγωγής.....	15
1.6 Μεταβολή του ιξώδους με τη θερμοκρασία .....	15
1.7 Μεταφορά Θερμότητας σε σιδηρορευστό .....	16
1.8 Μεταφορά Θερμότητας σε αγωγούς .....	16
1.9 Μεταφορά Θερμότητας σε αγωγούς και μαγνητιζόμενα ρευστά.....	17
1.10 Μαγνητικά Υλικά. ....	18
1.11 Αίμα και ιδιότητες .....	23
1.11.1. Νευτόνεια και μη-νευτόνεια ρευστά.....	23
1.11.2. Η σύσταση του αίματος .....	23
1.11.3. Ο ρόλος του σιδήρου στους οργανισμούς .....	24
1.12 Φερρίτης.....	25
1.13 Μαγνητική συμπεριφορά των οξειδίων του σιδήρου .....	27
1.14 Εφαρμογές .....	27
1.15 Μαγνητική στοχευμένη παράδοση φαρμάκων.....	29
1.15 Hyperthermia.....	30
2. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ .....	31
2.1 Βιομαγνητικό ρευστό .....	31
2.2 Βιομαγνητική ροή υγρού σε κανάλι με μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο.....	32
2.3 Ανάλυση ροής του αίματος .....	33
2.4 Ιατρικές Εφαρμογές .....	35

3.ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΕΓΚΑΤΑΣΤΑΣΗ .....	38
3.1 Εισαγωγή .....	38
3.2 Πειραματική διάταξη.....	39
3.3 Παρασκευή εργαζόμενου ρευστού (υγρό κυκλώματος).....	47
3.4 Πειραματική διαδικασία .....	48
4.ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ .....	50
4.1 Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας .....	50
4.2 Κατανομές Μέσου Πεδίου Διαφοράς Πίεσης .....	55
4.3 Κατανομές Διακυμάνσεων Διαφοράς Πίεσης.....	56
4.4 Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας .....	58
5.ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	64
5.1 Προτάσεις για μελλοντική έρευνα.....	65
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....	67

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα πτυχιακή εργασία εκπονήθηκε στο Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε. του Τεχνολογικού Εκπαιδευτικού Ιδρύματος Δυτικής Ελλάδας και αναφέρεται στην πειραματική διερεύνηση της ροής σιδηρορευστού σε μαγνητικό πεδίο.

Στα πλαίσια της πτυχιακής μελετήθηκε η ροή σιδηρορευστού (ferrofluid) σε ένα κλειστό κύκλωμα, του οποίου εφαρμόζοντας μαγνητικό πεδίο σε ένα συγκεκριμένο σημείο, παρατηρούμε την πτώση πίεσης και την ταχύτητα συσσώρευσης των σωματιδίων σιδήρου στο σημείο αυτό. Αλλάζοντας έτσι τις συγκεντρώσεις στο σιδηρορευστό προσπαθούμε να προσομοιάσουμε την συμπεριφορά του ανθρώπινου αίματος ώστε να βγάλουμε σαφή συμπεράσματα για τις ιατρικές εφαρμογές που θα μπορούσαν να είχαν τα μαγνητικά ρευστά.

Θα θέλαμε να εκφράσουμε τις θερμότερες ευχαριστίες μας στον επιβλέπον καθηγητή κ. Ανδρέα Βούρο, υπεύθυνο για τις πολύτιμες συμβουλές του, καθώς και τον κ. Τζιρτζιλάκη για την αμέριστη συμπαράστασή του κατά την διεξαγωγή της παρούσας εργασίας. Τους ευχαριστούμε για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση που προσέφεραν για την υλοποίηση της πτυχιακής εργασίας.

Επίσης, θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε τις οικογένειές μας για την υπομονή και στήριξη που μας παρείχαν κατά τη διάρκεια των σπουδών μας, αλλά και κατά τη διάρκεια εκπόνησης της πτυχιακής εργασίας.

**Υπεύθυνη Δήλωση Σπουδαστή:** Ο κάτωθι υπογεγραμμένος σπουδαστής έχω επίγνωση των συνεπειών του Νόμου περί λογοκλοπής και δηλώνω υπεύθυνα ότι είμαι συγγραφέας αυτής της Πτυχιακής Εργασίας, έχω δε αναφέρει στην Βιβλιογραφία μου όλες τις πηγές τις οποίες χρησιμοποίησα και έλαβα ιδέες ή δεδομένα. Δηλώνω επίσης ότι, οποιοδήποτε στοιχείο ή κείμενο το οποίο έχω ενσωματώσει στην εργασία μου προερχόμενο από Βιβλία ή άλλες εργασίες ή το διαδίκτυο, γραμμένο ακριβώς ή παραφρασμένο, το έχω πλήρως αναγνωρίσει ως πνευματικό έργο άλλου συγγραφέα και έχω αναφέρει ανελλιπώς το όνομά του και την πηγή προέλευσης

Οι σπουδαστές

Θεοχάρης Χρήστος

Γκοτσόπουλος Ιωάννης

.....  
(Υπογραφή)

.....  
(Υπογραφή)

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Την τελευταία δεκαετία γίνονται πολλές προσπάθειες στον τομέα της ιατρικής-φαρμακευτικής με σκοπό τη βελτίωση αλλά και την εύρεση νέων μεθόδων και τεχνικών για τη στόχευση των φαρμάκων σε συγκεκριμένα σημεία του ανθρώπινου σώματος. Για την επίτευξη αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως μαγνητιζόμενο ρευστό το ίδιο το αίμα. Στην παρούσα πτυχιακή εργασία κατασκευάστηκε μια διάταξη κλειστού αγωγού η οποία διαρρέεται από ένα είδος μαγνητιζόμενου ρευστού της τάξης των νανοδομημάτων(nm) ώστε να συμπεριφερθεί όπως ακριβώς και το αίμα στον άνθρωπο. Το μαγνητιζόμενο ρευστό αποτελείται από σίδηρο(Fe) (σιδηρορευστό)και έχει την τάση να μαγνητίζεται από μαγνήτες, όπως ο μαγνήτης νεοδυμίου που χρησιμοποιήθηκε στο συγκεκριμένο πείραμα. Στόχος είναι η προσομοίωση του ανθρώπινου κυκλοφοριακού συστήματος καθώς και του αίματος σαν ρευστό μέσω της πειραματικής διάταξης. Όπως στην πειραματική διάταξη έτσι και στο ανθρώπινο κυκλοφοριακό σύστημα θα μπορούσαν να μαγνητιστούν τα σωματίδια σιδήρου τα οποία θα συγκεντρώνονταν στο εσωτερικό του αγωγού (αρτηρία), θα δημιουργούσαν στένωση και κατ' επέκταση αύξηση της ταχύτητας ροής του ρευστού και μεταβολές στη θερμοκρασία. Όλα τα δεδομένα και οι μετρήσεις λήφθηκαν από ειδικούς αισθητήρες ενσωματωμένους στην πειραματική διάταξη.

Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται μια εισαγωγή στα ρευστά και στις ιδιότητές τους. Πιο συγκεκριμένα, αναλύονται τα σιδηρορευστά ή μαγνητιζόμενα ρευστά σε συνδυασμό με το αίμα που υπάρχει στους ανθρώπινους οργανισμούς. Μέσω αυτής της ιδιότητας του, το αίμα μπορεί να λειτουργήσει ως το μέσο για τη συγκεκριμένη στόχευση φαρμάκων.

Στο δεύτερο κεφάλαιο, αναφέρονται εκτενέστερα αρκετές μελέτες που έχουν λάβει χώρα στον τομέα της στόχευσης φαρμάκων στους ανθρώπινους οργανισμούς καθώς και μελέτες που έχουν γίνει για τα βιομαγνητικά ρευστά. Οι περισσότερες μελέτες βασίζονται στη λειτουργία μαγνητών όπου στην ουσία μαγνητίζουν τα ρευστά(αίμα).

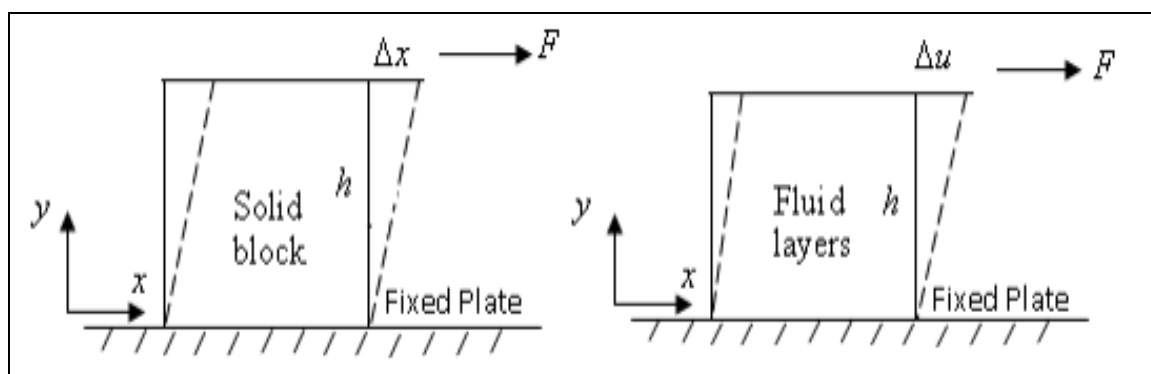
Το τρίτο κεφάλαιο αναπτύσσεται σχετικά με την κατασκευή της πειραματικής εγκατάστασης προκειμένου να προσομοιωθούν συνθήκες μαγνήτισης σε μαγνητιζόμενο ρευστό και ταύτισή του με το αίμα. Πιο συγκεκριμένα γίνεται λεπτομερής αναφορά στην πλήρη λειτουργία της εγκατάστασης καθώς και στην Παρασκευή του εργαζόμενου ρευστού στο πείραμα.

Τέλος στο τέταρτο και πέμπτο κεφάλαιο παρουσιάζονται όλα τα πειραματικά αποτελέσματα και συμπεράσματα σχετικά με το πείραμα. Επιπλέον παρουσιάζονται προτάσεις για τη βελτίωση της πειραματικής διαδικασίας και της διάταξης προκειμένου να υπάρξουν πιο ρεαλιστικές συνθήκες με στόχο τις πιο εύστοχες μετρήσεις.

# ΕΙΣΑΓΩΓΗ

## 1.1 Βασικές έννοιες και Ιδιότητες των ρευστών

Η μηχανική είναι η παλαιότερη φυσική επιστήμη που ασχολείται τόσο με τα σταθερά όσο και με τα κινούμενα όρια υπό την επίδραση των δυνάμεων. Ο κλάδος της μηχανικής που ασχολείται με τα σώματα σε κατάσταση ηρεμίας ονομάζεται στατική ενώ αυτός που ασχολείται με τα αντικείμενα όπου κινούνται ονομάζεται δυναμική. Η μηχανική των υγρών είναι η επιστήμη που ασχολείται με τη συμπεριφορά των υγρών σε κατάσταση ηρεμίας (ρευστό-στατική), ή σε κίνηση (δυναμική ρευστού) και με την αλληλεπίδραση των υγρών με τα στερεά ή με άλλα υγρά. Μια ουσία η οποία βρίσκεται σε φάση υγρού ή αερίου αναφέρεται ως «ρευστό». Η διάκριση μεταξύ ενός στερεού και ενός υγρού γίνεται με βάση την ικανότητα της ουσίας να αντιστέκεται σε ένα εφαρμοζόμενο διατμητικό(εφαπτομενικό) στρες που τείνει να αλλάξει το σχήμα της. Ένα στερεό μπορεί να αντισταθεί σε μια εφαρμοσμένη σε αυτό διάτμηση με παραμόρφωση του σχήματος ενώ ένα υγρό παραμορφώνεται συνεχώς κάτω από την επιρροή της διατμητικής πίεσης, ανεξάρτητα από το πόσο μικρό είναι το σχήμα του. Στα στερεά, αυτό το στρες είναι ανάλογο με την καταπόνηση, ενώ στα υγρά, το «στρες» είναι ανάλογο του «ρυθμού καταπόνησης»(Assael M., et al, 1996)..



Εικόνα 1: Αναπαράσταση εμφάνισης διάτμησης.

Όπως απεικονίζεται στην Εικ.1ο συντελεστής διάτμησης του στερεού (S) και ο συντελεστής από το ιξώδες ( $\mu$ ) για το ρευστό μπορούν να οριστούν με τον ακόλουθο τρόπο:

$$S = \frac{\text{Διατμητική\_πίεση}}{\text{Διατμητική\_paramóρj wsh}} = \frac{\left(\frac{F}{A}\right)}{(\Delta x / h)} \quad (1.1)$$

$$m = \frac{\text{Διατμητική\_πίεση}}{\text{ρυκνότητα\_διατμητικήV\_paramóρj wshV}} = \frac{\left(\frac{F}{A}\right)}{(\Delta u / h)} \quad (1.2)$$

Εδώ, η δύναμη διατμήσεως (F) επενεργεί επί της ορισμένης περιοχής διατομής (A), h είναι το ύψος του στερεού μπλοκ / ύψους μεταξύ δύο γειτονικών στρωμάτων του ρευστού, Δx είναι η επιμήκυνση του συμπαγούς μπλοκ και Δu είναι η κλίση της ταχύτητας μεταξύ δύο γειτονικών στρωμάτων του ρευστού.

Αν και τα υγρά και τα αέρια έχουν μερικά κοινά χαρακτηριστικά, έχουν πολλά διακριτά χαρακτηριστικά από μόνα τους. Είναι εύκολο να συμπιεστεί ένα αέριο ενώ τα υγρά είναι ασυμπίεστα. Μία δεδομένη μάζα ενός υγρού καταλαμβάνει σταθερό όγκο, ανεξάρτητα από το μέγεθος και το σχήμα του δοχείου. Ένα αέριο δεν έχει καθορισμένο όγκο και θα επεκτείνεται συνεχώς, εκτός εάν συγκρατηθεί από το δοχείο που το περιέχει. Για τα υγρά η ελεύθερη επιφάνεια που σχηματίζεται στον όγκο του δοχείου είναι μεγαλύτερη από αυτή του δοχείου του υγρού. Ένα αέριο θα γεμίσει εντελώς οποιοδήποτε πλαίσιο στο οποίο τοποθετείται και επομένως, δεν έχει ελεύθερη επιφάνεια.

Μια διάσταση είναι το μέτρο με το οποίο μια φυσική μεταβλητή εκφράζεται ποσοτικά και η μονάδα είναι ένας ιδιαίτερος τρόπος για την προσάρτηση ενός αριθμού στις ποσότητες των διαστάσεων. Όλες οι ιδιότητες του υγρού αποδίδονται με συγκεκριμένη μονάδα και διάσταση. Κάποιες βασικές διαστάσεις όπως η μάζα (M), το μήκος (L), ο χρόνος (T) και η θερμοκρασία (θ) επιλέγονται ως πρωτογενείς και θεμελιώδεις διαστάσεις. Άλλες, όπως η ταχύτητα και ο όγκος είναι ονομάζονται δευτερεύουσες ή προερχόμενες διαστάσεις.

Τα ρευστά είναι συσσωματώματα μορίων, περισσότερο διασκορπισμένα για ένα αέριο και πιο κοντά σε απόσταση για ένα υγρό. Η απόσταση μεταξύ των μορίων είναι πολύ μεγάλη σε σύγκριση με τη μοριακή διάμετρο. Ο αριθμός των μορίων που εμπλέκονται είναι τεράστιος και ο διαχωρισμός μεταξύ τους είναι συνήθως αμελητέος. Υπό αυτές τις συνθήκες, το υγρό μπορεί να αντιμετωπιστεί ως συνεχές και οι ιδιότητες σε οποιοδήποτε σημείο του μπορούν να αντιμετωπίζονται ως μαζική συμπεριφορά των υγρών. Για να είναι έγκυρο το μοντέλο του «συνεχούς», το μικρότερο δείγμα της ύλης είναι ενδιαφέρον να περιέχει μεγάλο αριθμό μορίων, έτσι ώστε να μπορούν να υπάρχουν σημαντικοί μέσοι όροι όταν γίνονται υπολογισμοί.

### 1.1.1. Ιδιότητες

Οποιοδήποτε χαρακτηριστικό ενός συστήματος ονομάζεται ιδιότητα. Μπορεί να είναι είτε εντατική (ανεξάρτητη της μάζας) ή εκτεταμένη (που εξαρτάται από το μέγεθος του συστήματος). Η κατάσταση ενός συστήματος περιγράφεται από τις ιδιότητές του. Ο αριθμός των ιδιοτήτων που απαιτούνται για τον καθορισμό της κατάστασης του συστήματος δίνεται από κάποια αξιώματα. Οι πιο κοινές ιδιότητες των ρευστών είναι:

1. Πίεση (p): Είναι η κανονική δύναμη που ασκείται σε ένα υγρό ανά μονάδα επιφάνειας. Στο σύστημα SI η μονάδα και η διάσταση της πίεσης μπορεί να γραφεί ως N / m<sup>2</sup>.

2. Πυκνότητα: Η πυκνότητα μιας ουσίας είναι η ποσότητα της ύλης που περιέχεται στη μονάδα του όγκου της ουσίας. Εκφράζεται με τρεις διαφορετικούς τρόπους. πυκνότητα μάζας ρ =  $\frac{\text{μάζα}}{\text{όγκος}}$ , ειδικό βάρος (ρg) και σχετική πυκνότητα / ειδικό βάρος SG =  $\frac{\rho}{\rho_{\text{νερού}}}$ . Οι μονάδες και οι διαστάσεις δίδονται ως:

- για την πυκνότητα μάζας kg / m<sup>3</sup>
- για ειδικό βάρος N / m<sup>3</sup>

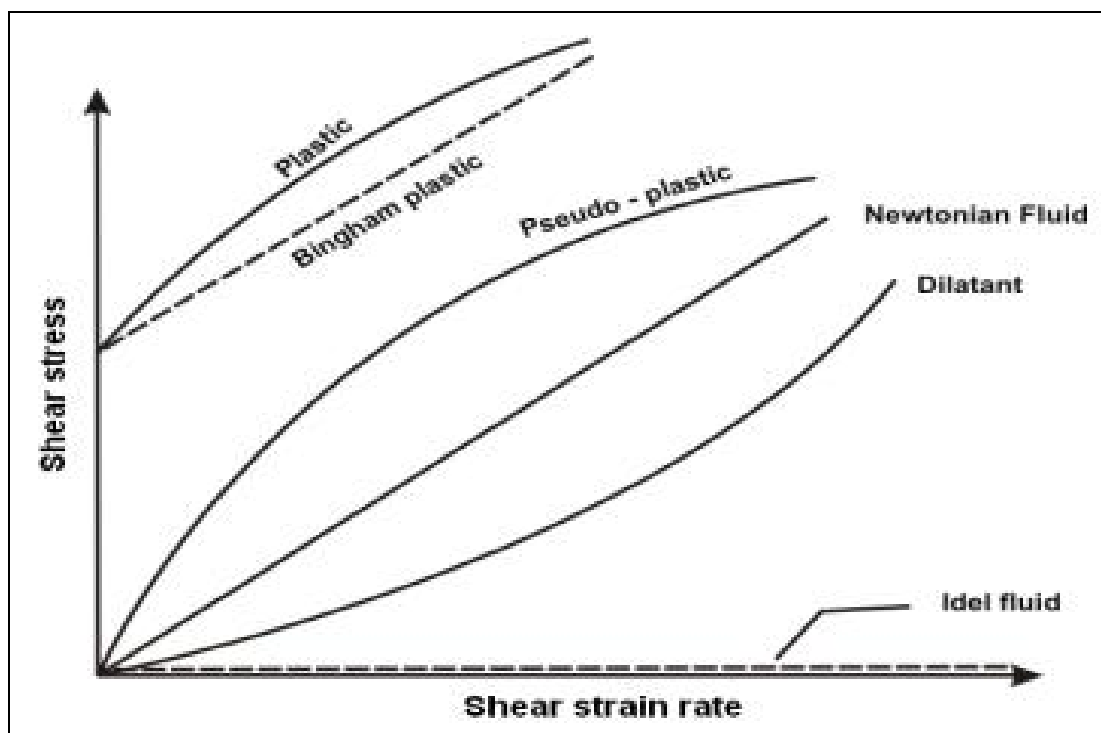


Οι τυποποιημένες τιμές για την πυκνότητα νερού και αέρα δίδονται ως  $1000\text{kg} / \text{m}^3$  και  $1.2\text{kg} / \text{m}^3$ , αντίστοιχα.

3. Θερμοκρασία (T): Είναι το μέτρο της θερμότητας και της ψυχρότητας ενός συστήματος. Σαν Θερμοδυναμική έννοια, είναι το μέτρο της εσωτερικής ενέργειας ενός συστήματος. Πολλές φορές, η θερμοκρασία εκφράζεται σε κλίμακα  $^{\circ}\text{C}$  όπου το σημείο της ψύξης και του βρασμού του νερού λαμβάνεται ως  $0^{\circ}\text{C}$  και  $100^{\circ}\text{C}$ , αντίστοιχα. Στο σύστημα SI, η θερμοκρασία εκφράζεται σε απόλυτη τιμή σε κλίμακα Kelvin ( $\text{K} = ^{\circ}\text{C} + 273$ ).

4. Ιξώδες ( $\mu$ ): Όταν δύο στερεά σώματα βρίσκονται σε επαφή, κινούνται σε σχέση το ένα με το άλλο. Μια δύναμη τριβής αναπτύσσεται στην επιφάνεια επαφής προς την αντίθετη από τη διεύθυνση της κίνησης. Η κατάσταση είναι παρόμοια όταν ένα ρευστό κινείται σε σχέση με ένα στερεό ή όταν δύο ρευστά κινούνται το ένα σε σχέση με το άλλο. Η ιδιότητα που αντιπροσωπεύει την εσωτερική αντίσταση ενός υγρού σε κίνηση (δηλαδή ρευστότητα) καλείται ως ιξώδες. Τα υγρά για τα οποία ο ρυθμός παραμόρφωσης είναι ανάλογος προς τη διατμητική πίεση ονομάζεται Νευτώνεια ρευστά. Η γραμμική αυτή σχέση για ένα μονοδιάστατο σύστημα φαίνεται στο σχήμα 2. Η τάση διάτμησης ( $\tau$ ) εκφράζεται στη συνέχεια ως.

— (5), όπου  $du/dy$  είναι ο ρυθμός της διατμητικής παραμόρφωσης και το  $\mu$  είναι το δυναμικό (ή απόλυτο) ιξώδες του υγρού. Μετράται σε  $\text{kg}/\text{m}\cdot\text{s}$ . Μία κοινή μονάδα δυναμικού ιξώδους είναι ισοδύναμη με  $0,1 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ . Πολλές φορές εμφανίζεται η αναλογία του δυναμικού ιξώδους ως προς την πυκνότητα και δίνεται από το κινηματικό ιξώδες — (6). Ως μονάδα του έχει το stoke ( $1 \text{ stoke} = 0,0001 \text{ m}^2/\text{s}$ ). Τυπικές τιμές του κινηματικού ιξώδους του αέρα και του νερού σε ατμοσφαιρική θερμοκρασία είναι οι  $1,46 \times 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}$  και  $1,14 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$  αντίστοιχα.



Εικόνα 2: Κατανομή διατμητικών τάσεων υλικών ως προς το ρυθμό παραμόρφωσης.

Γενικά, το ιξώδες ενός υγρού εξαρτάται κυρίως από τη θερμοκρασία. Για τα υγρά, το ιξώδες μειώνεται με τη θερμοκρασία και για τα αέρια, αυξάνεται με τη θερμοκρασία. Ο συσχετισμός του Sutherland χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό του ιξώδους των αερίων ως συνάρτηση της θερμοκρασίας.

$$\frac{m}{m_0} = \left(\frac{T}{T_0}\right)^{3/2} \left(\frac{T_0 + S}{T + S}\right) \quad (1.3)$$

Για τον αέρα, η τιμή αναφοράς του ιξώδους  $\mu_0 = 1,789 \times 10^{-5}$  kg/m.s στα  $T_0=288\text{K}$  και  $S = 110$  K. Στην περίπτωση υγρών, το ιξώδες προσεγγίζεται όπως :

$$\ln\left(\frac{m}{m_0}\right) = a + b\left(\frac{T_0}{T}\right) + c\left(\frac{T_0}{T}\right)^2 \quad (1.4)$$

Για το νερό, στα  $T_0=273\text{K}$  και  $\mu_0 = 0,001792\text{kg/m.s}$ ,  $a = -1,94$ ,  $b = -4,8$ ,  $c = 6,74$ .

Το ιξώδες ενός ρευστού(στη Φυσικοχημεία) είναι ένα μέτρο της αντίστασης όπου παρουσιάζει μία σταδιακή παραμόρφωσή του μετά από διατμητική ή εντατική τάση. Εκφράζεται επίσης και με την αντίσταση που προβάλλει κατά τη ροή του. Για υγρά, ειδικότερα, αντιστοιχεί στην ιδιότητα της «πηκτότητας». Το ιξώδες είναι μια ιδιότητα ενός ρευστού που προκύπτει από τις συγκρούσεις μεταξύ γειτονικών σωματιδίων (δηλαδή μορίων, με την ευρεία έννοια), καθώς τμήματα του ρευστού αυτού κινούνται με διαφορετικές ταχύτητες. Επιπλέον προκύπτει και από την εφαρμογή των δυνάμεων συνοχής μεταξύ των μορίων αυτών. Όταν ένα ρευστό υποχρεώνεται να ρεύσει μέσα από ένα σωλήνα, τα σωματίδια από τα οποία αποτελείται το ρευστό, κινούνται ταχύτερα κατά μήκος του άξονα του σωλήνα στο εσωτερικό του και βραδύτερα κοντά στα τοιχώματα του σωλήνα. Γι' αυτό χρειάζεται να ασκηθεί κάποια τάση, όπως μια διαφορά πίεσης ανάμεσα στα δυο άκρα του σωλήνα, για να υπερπηδηθεί η τριβή ανάμεσα στα στρώματα του ρευστού που κινούνται με διαφορετικές ταχύτητες και να συνεχιστεί η ροή του ρευστού. Η τάση που απαιτείται για ένα δεδομένο μοτίβο κίνησης αντιστοιχεί στο ιξώδες του ρευστού αυτού.

Ένα ρευστό που δεν αντιστέκεται καθόλου στην τάση διάτμησής του ονομάζεται «ιδανικό» ή «ιδεατό» υγρό. Το μηδενικό ιξώδες, όμως, παρατηρείται μόνο σε πολύ χαμηλές θερμοκρασίες στα υπερρευστά. Διαφορετικά, σε τεχνική βάση, όλα τα ρευστά έχουν θετικό ιξώδες. Στην καθομιλουμένη, η έννοια του «ιξώδους», δηλαδή της πηκτότητας, αναφέρεται ειδικότερα σε υγρά και συνήθως σε σύγκριση με την αντίστοιχη ιδιότητα του νερού. Ένα ρευστό με σχετικά υψηλό ιξώδες, όπως η πίσσα, μπορεί να παρουσιάζεται σαν στερεό, και τότε συχνά χαρακτηρίζεται ως «ημίρευστο».

Η ιδιότητα του ιξώδους για τα υγρά εξετάζεται ιδιαίτερα από τη Ρευστοδυναμική. Το μέτρο του ιξώδους είναι ο συντελεστής συνεκτικότητας ή συντελεστής εσωτερικής τριβής ή συντελεστής ιξώδους του υγρού. Όσο πιο παχύρρευστο είναι ένα υγρό, τόσο μεγαλύτερο ιξώδες λέμε ότι έχει (π.χ. το μέλι έχει μεγαλύτερο ιξώδες από το λάδι). Το ιξώδες μετριέται με ειδικό όργανο που λέγεται **ιξωδόμετρο**. Η μέτρηση γίνεται σε βαθμούς. Σήμερα σε χρήση είναι οι "βαθμοί Engler", οι "βαθμοί Redwood", ή οι "βαθμοί Saybolt", κ.λπ, που παρέχονται από το εγχειρίδιο του, κατά την περίπτωση χρήσης του ομώνυμου οργάνου.



**Εικόνα 3: Όργανο μέτρησης ιξώδους**

Θερμική αγωγιμότητα: Αναφέρεται στο ρυθμό ροής της θερμότητας ανά μονάδα επιφάνειας ( $\dot{q}$ ) στην κλίση της θερμοκρασίας ( $\frac{dT}{dx}$ ) και διέπεται από το νόμο Fourier περί διοχέτευσης θερμότητας, δηλαδή:

$$q = -k \frac{dT}{dx} \quad \text{Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.}$$

Στο σύστημα SI η μονάδα και της μπορούν να γραφτούν ως, W / m.K. Η θερμική αγωγιμότητα ποικίλλει ανάλογα με τη θερμοκρασία για τα υγρά όπως καθώς και στα αέρια και εξαρτάται από το ιξώδες. Η τιμή αναφοράς της θερμικής η αγωγιμότητας ( $k_0$ ) για το νερό και τον αέρα σε θερμοκρασία αναφοράς λαμβάνεται ως 0,6 W / m.K και 0,025 W / m.K, αντίστοιχα.

## 1.2 Ταξινόμηση των ροών

Ορισμένες από τις γενικές κατηγορίες προβλημάτων ροής ρευστού έχουν ως εξής:

1. Ροή ιξώδους : Η ροή ρευστού στην οποία τα αποτελέσματα της τριβής έχουν σημασία, αντιμετωπίζονται ως ιξώδους ροής. Όταν δύο στρώματα υγρού κινούνται σχετικά το ένα με το άλλο, αναπτύσσεται μεταξύ τους η δύναμη τριβής η οποία ποσοτικοποιείται μέσω του ιξώδους. Οι ροές των στρωμάτων είναι παράδειγμα παχύρρευστης ροής.

Παραμελίζοντας τους όρους του ιξώδους από την εξίσωση, η ροή μπορεί να αντιμετωπιστεί ως ογκώδης ροή.

2. Εσωτερική και εξωτερική ροή: Η ροή ενός απεριόριστου υγρού πάνω από μια επιφάνεια αντιμετωπίζεται ως «εξωτερική ροή» και εάν το υγρό είναι πλήρως οριοθετημένο από την επιφάνεια, τότε καλείται "εσωτερική ροή". Για παράδειγμα, η ροή πάνω από μια επίπεδη πλάκα θεωρείται ως εξωτερική ροή και η ροή μέσω ενός σωλήνα ή αγωγού ως εσωτερική ροή. Ωστόσο, σε ειδικές περιπτώσεις, εάν ο αγωγός είναι μερικώς γεμάτος και υπάρχει ελεύθερη επιφάνεια, τότε η ροή ονομάζεται ροή σε ανοιχτό κανάλι. Οι εσωτερικές ροές κυριαρχούνται από το ιξώδες, ενώ τα ιξώδη αποτελέσματα περιορίζονται σε οριακά στρώματα στην επιφάνεια στερεών για εξωτερικές ροές.

3. Συμπιεζόμενη και μη συμπιεσμένη ροή: Η ροή λέγεται ότι είναι «ασυμπιέστη» εάν η πυκνότητα παραμένει σχεδόν σταθερή καθ' όλη τη διάρκεια. Όταν η μεταβολή της πυκνότητας κατά τη διάρκεια μιας ροής είναι περισσότερο από 5%, τότε αντιμετωπίζεται ως «συμπιεσμένη».

4. Τυρβώδης και στρωτή ροή: Η εξαιρετικά διαταγμένη κίνηση ενός ρευστού όπου χαρακτηρίζεται από απώλεια στρωμάτων υγρού ονομάζονται "Στρωτή ροή", (π.χ. ροή υψηλού ιξώδους υγρών σε χαμηλές ταχύτητες). Η κίνηση ενός ρευστού που συνήθως κινείται σε υψηλές ταχύτητες είναι αυτή που χαρακτηρίζεται από αρκετές διακυμάνσεις της ταχύτητας και ονομάζεται «τυρβοειδής». Οι εναλλαγές ανάμεσα στη στρωτή και στην τυρβώδη ροή τη χαρακτηρίζουν ως «μεταβατική». Ο αριθμός Reynolds είναι η βασική παράμετρος που καθορίζει αν η ροή είναι στρωτή ή τυρβώδης.

5. Ροή σταθερής και ασταθούς ροής: Όταν δεν υπάρχει αλλαγή στην ιδιότητα του υγρού σε σχέση με το χρόνο, τότε συνεπάγεται σταθερή ροή. Ωστόσο, η ιδιότητα ενός υγρού σε ένα σημείο μπορεί επίσης να ποικίλλει ανάλογα με το χρόνο, πράγμα που σημαίνει ότι η ροή είναι ασταθής ή παροδική. Ο όρος «περιοδική ροή» αναφέρεται στο είδος των ασταθών ροών στις οποίες η ροή ταλαντώνεται γύρω από ένα σταθερό μέσο.

6. Φυσική και εξαναγκασμένη ροή: Σε μια αναγκαστική ροή, το υγρό αναγκάζεται να ρευσσει πάνω από μια επιφάνεια με εξωτερικά μέσα όπως αντλία ή ανεμιστήρα. Σε κάθε άλλη περίπτωση (φυσική ροή), η διαφορά της πυκνότητας είναι ο συντελεστής κίνησης της ροής του ρευστού. Εδώ, η πλευστότητα παίζει ένα σημαντικό ρόλο. Για παράδειγμα, σε ένα θερμότερο υγρό αυξάνεται η στάθμη του σε ένα δοχείο λόγω της διαφοράς της πυκνότητας.

7. Μονο / Δύο / Τρισδιάστατη ροή: Ένα πεδίο ροής χαρακτηρίζεται καλύτερα από την κατανομή της ταχύτητας, και έτσι μπορεί να αντιμετωπιστεί ως μονο / δύο / τρισδιάστατη ροή εάν η ταχύτητα ποικίλλει στις αντίστοιχες κατευθύνσεις(Nakayama Y., 1999).

### 1.3 Αριθμός Reynolds και ιξώδες ρευστού.

Στη μηχανική ρευστών, ο αριθμός Reynolds (Re) είναι μια αδιάστατη ποσότητα, η οποία χρησιμοποιείται για να προσδιορίσουμε όμοια πρότυπα ροής σε διαφορετικές καταστάσεις ροής ρευστών. Η έννοια του αριθμού Reynolds εισήχθη από τον Stokes G. το 1851, αλλά πήρε το όνομά του από τον Reynolds O. (1842–1912), ο οποίος καθιέρωσε τη χρήση του το 1883.

Ο αριθμός Reynolds ορίζεται ως ο λόγος των δυνάμεων αδράνειας προς τις δυνάμεις ιξώδους και συνεπώς ποσοτικοποιεί τη μεταξύ τους σημαντικότητα για μια συγκεκριμένη κατάσταση ροής. Συχνά χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια πειραμάτων μοντελοποίησης, προκειμένου να προσδιορίσουμε τη σχέση μεταξύ δύο διαφορετικών περιπτώσεων ροής ρευστού. Επίσης χρησιμοποιείται για το χαρακτηρισμό του είδους μια ροής, όπως είναι η στρωτή και η τυρβώδης ροή.

Πιο συγκεκριμένα:

- η στρωτή ροή προκύπτει για χαμηλούς αριθμούς Reynolds, όπου κυρίαρχες είναι οι δυνάμεις ιξώδους και χαρακτηρίζεται από ομαλή, σταθερή κίνηση του ρευστού.
- η τυρβώδης ροή προκύπτει για υψηλούς αριθμούς Reynolds, όπου κυρίαρχες είναι οι δυνάμεις αδράνειας, οι οποίες παράγουν χαοτικές δίνες και άλλες αστάθειες στην ροή.

Η σχέση που προσδιορίζει τον αριθμό Reynold είναι:

$$Re = \frac{u \cdot d}{\nu} \quad (1.5)$$

Όπου  $u$ : ταχύτητα ροής ρευστού,  $\nu$ : κινηματικό ιξώδες ρευστού,  $d$ : διάμετρος σωλήνα  
Γενικά για τον αριθμό Reynolds σε σωληνογραμμή ισχύει ότι οι τιμές της στρωτής ροής κυμαίνονται έως 2000 ( $Re < 2000$ ), ενώ για τιμές άνω των 5000 εμφανίζεται ασταθής μετάπτωση της ροής σε τυρβώδη ( $Re > 5000$ ).

## 1.4 Σιδηρορευστό (Ferrofluid)

Σιδηρορευστό είναι μια σύνθετη λέξη η οποία αποτελείται από την λέξη σιδηρομαγνητισμός και ρευστό, είναι δηλαδή ένα υγρό που γίνεται ισχυρά μαγνητισμένο παρουσία μαγνητικού πεδίου (Papell S. 1965). Τα σιδηρορευστά είναι υγρά κολλοειδής μορφής κατασκευασμένα από σιδηρομαγνητικά σωματίδια μεγέθους νανοκλίμακας που αιωρούνται σε έναν φορέα ρευστού, συνήθως οργανικό διαλύτη ή νερό. Κάθε μικροσκοπικό σωματίδιο καλύπτεται πλήρως με ένα επιφανειοδραστικό για να παρεμποδίζει την συσσώρευση. Μεγάλα σιδηρομαγνητικά σωματίδια μπορούν να αφαιρεθούν από το ομογενές κολλοειδές μίγμα, σχηματίζοντας μια ξεχωριστή ομάδα από μαγνητική σκόνη όταν εκτίθενται σε ισχυρά μαγνητικά πεδία. Η μαγνητική έλξη των νανοσωματιδίων είναι αρκετά έτσι ώστε οι Δυνάμεις vanderWaals του επιφανειοδραστικού να είναι αρκετές για να αποτρέψουν τη μαγνητική συσσώρευση. Τα σιδηρορευστά δεν διατηρούν συνήθως (Albrechtetal., 1997) τη μαγνήτιση απουσία εξωτερικά εφαρμοζόμενου πεδίου και συνεπώς ταξινομούνται συχνά ως «υπερπαραμαγνήτες» παρά ως σιδηρομαγνήτες (Voitetal., 2011).

Τα σιδηρορευστά αποτελούνται από σωματίδια της νανοκλίμακας (η διάμετρος είναι συνήθως 10 νανόμετρα ή λιγότερο) του μαγνητίτη, αιματίτη κάποιας άλλης ένωσης που περιέχει σίδηρο και ένα ρευστό. Αυτό είναι αρκετά μικρό έτσι ώστε η θερμική κίνηση να τα διασκορπίζει ομοιόμορφα μέσα σε ένα φέρον ρευστό και αυτά τα σωματίδια να συνεισφέρουν στη γενική μαγνητική απάντηση του ρευστού. Αυτό είναι παρόμοιο με τον τρόπο που τα ιόντα σε ένα υδατικό παραμαγνητικό διάλυμα άλατος (όπως ένα υδατικό διάλυμα του θεικού χαλκού ή του χλωριούχου μαγνησίου (II)) καθιστούν το διάλυμα παραμαγνητικό. Η σύσταση ενός τυπικού σιδηρορευστού είναι κατ' όγκο περίπου: 5% μαγνητικά στερεά, 10% επιφανειοδραστικό και 85% φορέας.

Τα σωματίδια στα σιδηρορρευστά διασκορπίζονται σε ένα υγρό, χρησιμοποιώντας συχνά μια επιφανειοδραστική ουσία, συνεπώς τα σιδηρορρευστά είναι κολλοειδή αιωρήματα– υλικά με ιδιότητες περισσότερες από μία κατάσταση της ύλης. Σε αυτήν την περίπτωση, οι δύο καταστάσεις της ύλης είναι το στερεό μέταλλο και το υγρό σε αυτό.

## 1.5 Μετάδοση θερμότητας με συναγωγή

### 1.5.1 Νόμος μεταφοράς θερμότητας με συναγωγή - Είδη

Όταν ένα ρευστό έρθει σε επαφή με μια επιφάνεια η οποία έχει διαφορετική θερμοκρασία τότε το αποτέλεσμα είναι η μετάδοση θερμότητας με συναγωγή (convection). Η μεταφορά θερμότητας με συναγωγή συνδέεται πάντα με την κίνηση ενός ρευστού, το οποίο έρχεται σε επαφή με μια θερμότερη ή ψυχρότερη επιφάνεια. Γενικότερα, όσο μεγαλύτερη είναι η ταχύτητα του ρευστού, τόσο μεγαλύτερος είναι και ο ρυθμός μεταφοράς θερμότητας με συναγωγή.

Ο τρόπος μεταφοράς της θερμότητας με συναγωγή συνίσταται στην πραγματικότητα από δύο μηχανισμούς που λειτουργούν ταυτόχρονα. Ο πρώτος έχει να κάνει με τη μεταφορά ενέργειας λόγω της μοριακής κίνησης (αγωγή κατάσταση). Έχοντας λοιπόν αυτή την κατάσταση, έχουμε τη μεταφορά ενέργειας από τη μακροσκοπική κίνηση μεγάλων τμημάτων μάζας του ρευστού. Η κίνηση του ρευστού είναι αποτέλεσμα της μετακίνησης τμημάτων της μάζας του ρευστού, που το καθένα αποτελείται από ένα μεγάλο αριθμό μορίων και κινείται εξαιτίας μιας εξωγενούς δύναμης. Αυτή η εξωγενής δύναμη μπορεί να οφείλεται είτε σε μεταβολές της πυκνότητας, που οφείλονται κυρίως σε διαφορές θερμοκρασιών (φυσική συναγωγή), είτε σε διαφορά πίεσεως, που δημιουργείται από μία αντλία, έναν ανεμιστήρα ή ακόμα και τον άνεμο (εξαναγκασμένη συναγωγή) ή ενδεχομένως από το συνδυασμό των δύο.

Χαρακτηρίζουμε επομένως δύο είδη συναγωγής τη φυσική (ή ελεύθερη) συναγωγή και την εξαναγκασμένη. Η ελεύθερη συναγωγή είναι αποτέλεσμα των διαφορών πυκνότητας που δημιουργούνται στο ρευστό, λόγω της επαφής του με μια επιφάνεια από την οποία παίρνει ή αποδίδει θερμότητα.

Εξαναγκασμένη συναγωγή δημιουργείται όταν μια εξωτερική δύναμη (εκτός από τη βαρύτητα) μεταφέρει το ρευστό πάνω από μια θερμότερη ή ψυχρότερη επιφάνεια. Συνήθως τόσο οι ταχύτητες του ρευστού, όσο και ο ρυθμός μεταφοράς θερμότητας στην εξαναγκασμένη συναγωγή είναι σημαντικά μεγαλύτερες από εκείνες που συναντάμε στην ελεύθερη συναγωγή. Η βελτιωμένη μεταφορά θερμότητας που επιτυγχάνεται με την εξαναγκασμένη συναγωγή συνοδεύεται και από μεγαλύτερη κατανάλωση μηχανικής ενέργειας. Η μεταφορά θερμότητας από θερμές ή ψυχρές δέσμες σωληνώσεων (π.χ. στους εναλλάκτες θερμότητας) οφείλεται κατά κύριο λόγο σε εξαναγκασμένη συναγωγή.

Ο νόμος του Νεύτωνα για την ψύξη αποτελεί μια απλοποιημένη προσέγγιση, χρήσιμη και στη συναγωγή, δηλαδή τόσο για την ελεύθερη, όσο και για την εξαναγκασμένη. Στην ουσία, ο ρυθμός με τον οποίο η θερμότητα μεταφέρεται με συναγωγή είναι ανάλογος με τη διαφορά θερμοκρασίας και το εμβαδόν της επιφάνειας μεταφοράς θερμότητας. Η σχέση είναι η εξής:

$$q = h_c A (q_s - q_f) \quad (1.6)$$

$$\frac{q}{A} = h_c (q_s - q_f) \quad (1.7)$$

$q$ : θερμική ισχύς (W)  
 $h_c$ : συντελεστής συναγωγής (W/m<sup>2</sup>K)  
 $A$ : εμβαδόν επιφάνειας συναγωγής (m<sup>2</sup>)  
 $\theta_s$ : θερμοκρασία της επιφάνειας συναγωγής  
 $\theta_f$ : θερμοκρασία του ρευστού  
 $(\theta_s - \theta_f)$ : θερμοκρασιακή διαφορά συναγωγής

Το  $h_c$  έχει διαφορετικές τιμές στα διάφορα σημεία μιας επιφάνειας, οι οποίες εξαρτώνται από τη γεωμετρία, την ομαλότητα της επιφάνειας, από την ταχύτητα, από το είδος της ροής (στρωτή ή τυρβώδης) και από άλλες φυσικές ιδιότητες του ρευστού, όπως η πίεση, η θερμοκρασία το ιξώδες κλπ.

### 1.5.2 Συντελεστής αντίστασης συναγωγής

Η σχέση (1) μπορεί να ξαναγραφτεί ως:

$$q = h_c A (\theta_s - \theta_f) = \frac{(\theta_s - \theta_f)}{\frac{1}{h_c A}} = \frac{\Delta \theta}{R_{cq}} \quad (1.8)$$

$$R_{cq} = \frac{1}{h_c A} \quad (1.9)$$

Με μονάδα K/W

Από τη σχέση (3) προκύπτει η αντίσταση συναγωγής  $R_{c\theta}$  όπου έχουμε:

Ο συντελεστής αντίστασης συναγωγής είναι με μονάδα m<sup>2</sup>K/W

$$R_c = \frac{1}{h_c} \quad (1.10)$$

## 1.6 Μεταβολή του ιξώδους με τη θερμοκρασία

Το ιξώδες των υγρών εξαρτάται σε μικρό βαθμό από την πίεση και παρουσιάζει έντονες μεταβολές ανάλογα τη θερμοκρασία. Γενικότερα, ισχύει ότι το ιξώδες ελαττώνεται όταν αυξάνεται η θερμοκρασία. Ένα παράδειγμα είναι τα λάδια των μηχανών όπου παρουσιάζουν αυξημένη ιξωδική αντίσταση όταν ο καιρός είναι κρύος και απαιτείται μεγαλύτερη ισχύς ώστε να τεθεί σε λειτουργία η μηχανή. Στα υγρά είναι πολύ πιο δύσκολη η θεωρητική ανάλυση σε σχέση με τα αέρια και αυτό επειδή το φαινόμενο της μετάδοσης της ορμής με σκεδάσεις αλληλοκαλύπτεται από τις συνεχείς αλληλεπιδράσεις μεταξύ των πυκνοδομημένων μορίων του υγρού. Επομένως, η σκέδαση ανά ζεύγη μορίων δεν έχει νόημα. Η αύξηση της θερμοκρασίας αυξάνει τις διακυμάνσεις των μορίων σε κάθε συσσωμάτωμα, έτσι ώστε η ολίσθηση μμεταξύ τους να είναι πιο εύκολη. Ως αποτέλεσμα, παρουσιάζεται μια ελάττωση

της μεταδιδόμενης ορμής μεταξύ των γειτονικών σημείων του υγρού και άρα, την ελάττωση του ιξώδους.

## **1.7 Μεταφορά Θερμότητας σε σιδηρορευστό**

Όταν ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο εφαρμόζεται σε ένα σιδηρορευστό με μεταβαλλόμενη επιδεκτικότητα (π.χ., λόγω μιας βαθμίδας θερμοκρασίας) έχει ως αποτέλεσμα μια μη ομοιόμορφη μαγνητική δύναμη στο σώμα, η οποία οδηγεί σε μια μορφή μεταφοράς θερμότητας η οποία ονομάζεται θερμομαγνητική μεταφορά (thermomagnetic convection). Αυτή η μορφή μεταφοράς θερμότητας είναι χρήσιμη όταν η συμβατική μεταφορά θερμότητας είναι ανεπαρκής.

Σιδηρορευστά με κατάλληλη σύσταση μπορούν να εμφανίσουν πολύ μεγάλη βελτίωση στη θερμική αγωγιμότητα ( $k \sim 300\%$  της θερμικής αγωγιμότητας του ρευστού βάσης). Η μεγάλη βελτίωση στο  $k$  οφείλεται στην αποτελεσματική μεταφορά θερμότητας μέσω των διεσδυτικών διαδρομών του νανοσωματιδίου. Ειδικά μαγνητικά νανορευστά με ρυθμισμένη αναλογία θερμικής αγωγιμότητας ως προς το ιξώδες μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως πολυλειτουργικά 'έξυπνα υλικά' που μπορούν να αφαιρούν θερμότητα και να εμποδίζουν επίσης τις δονήσεις (απόσβεση). Τέτοια ρευστά τελικά, μπορούν να βρουν εφαρμογές σε συσκευές μικροροής και σε μικροηλεκτρομηχανικά συστήματα (MEMS).

## **1.8 Μεταφορά Θερμότητας σε αγωγούς**

Η Rosa et al (2009), εξέτασαν τη μονοφασική μεταφορά θερμότητας σε μικροκάναλα και παρατήρησαν ότι τα πειραματικά δεδομένα στα ενιαία κυκλικά μικροκάναλα ήταν συνήθως πιο ακριβή και πιο σύμφωνα με τις συμβατικές συσχετίσεις. Για τους απλούς σωλήνες του εμπορίου, η επίδραση της αξονικής αγωγής ήταν πολύ μικρότερη από την περιοχή μεταφοράς θερμότητας σε σχέση με την αξονική αγωγιμότητα των μικροκαναλιών από υπόστρωμα πυριτίου. Η επίδραση της αξονικής αγωγιμότητας στη μεταφορά θερμότητας διερευνήθηκε επιπλέον και από τους Davis και Gill (1969). Κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η αξονική αγωγιμότητα μειώνει την τιμή  $Nu$ . Η σημασία της αξονικής αγωγιμότητας αυξήθηκε με την αύξηση του λόγου του πάχους του αγωγού ως προς το μήκος του.

Ακόμη μία εργασία προσομοίωσης πραγματοποιήθηκε από την Maranzana et al(2003) όπου ερεύνησαν την επίδραση της αξονικής αγωγιμότητας της θερμότητας κατά τη ροή του νερού σε έναν αγωγό μήκους 100  $\mu\text{m}$ . Ο αγωγός θερμάνθηκε από μια ομοιόμορφη ροή θερμότητας 30  $\text{kW} / \text{m}^2$ . Φυσικά αποκαλύφθηκε μια κανονικοποιημένη θερμοκρασία του υγρού κατά μήκος όλου του αγωγού για αρκετούς βαθμούς  $Re$ . Για τα  $Re$  τα οποία ήταν μεγαλύτερα από το 500, η θερμοκρασία του ρευστού αυξήθηκε γραμμικά, ενώ για χαμηλές τιμές του  $Re$  η θερμοκρασία ήταν υψηλότερη από τη γραμμική μεταβολή και η απόκλιση αυξανόταν με τη σταδιακή μείωση του  $Re$ . Τελικά κατέληξαν ότι η δράση της αξονικής αγωγιμότητας ήταν αμελητέα, αν ο λόγος της αξονικής θερμότητας ως προς τη είσοδο θερμότητα της εισόδου ήταν μικρότερη από 0,01. Για τους αγωγούς που ερευνήθηκαν, λήφθηκαν χαμηλότερες τιμές  $Nu$ , η οποίες μειώθηκαν με τη μείωση των βαθμών  $Re$ .



Ο Tiselj et al. (2004) διεξήγαγε μια συστηματική πειραματική και αριθμητική έρευνα για τη μελέτη της επίδρασης της αξονικής αγωγής μέσω ενός αγωγού πυριτίου στην περιοχή του  $Re$  που κυμαινόταν από 3,2 έως 84. Τόσο τα αριθμητικά όσο και τα πειραματικά αποτελέσματα έδειξαν ότι οι θερμοκρασίες του τοιχώματος καθώς και του ρευστού δεν μεταβλήθηκαν γραμμικά κατά μήκος της ροής.

Τα ευρήματα λοιπόν της βιβλιογραφίας σαφώς αποκαλύπτουν το αποτέλεσμα της αξονικής αγωγής στην μεταφορά θερμότητας. Εκτενείς αριθμητικές μελέτες επιβεβαιώνουν αυτό το αποτέλεσμα. Αν και το αποτέλεσμα της αξονικής αγωγιμότητας είναι αμελητέο στην πλήρως ανεπτυγμένη περιοχή, πειραματικά δεδομένα από διάφορους ερευνητές υποδεικνύουν σημαντικά χαμηλότερες τιμές των αριθμών Nusselt σε μικροκάναλλα.

## 1.9 Μεταφορά Θερμότητας σε αγωγούς και μαγνητιζόμενα ρευστά

Τα μαγνητιζόμενα ρευστά αποτελούνται από μαγνητικά νανοσωματίδια. Όπως τονίζουν και οι Neuringer και Rosenweig (1964), τα συγκεκριμένα ρευστά έχουν μεγάλες δυνατότητες για εφαρμογές μεταφοράς θερμότητας αφού μπορούν να τροποποιηθούν χρησιμοποιώντας εξωτερικές μαγνητικές πηγές. Ολοένα και περισσότερο γίνεται αναγκαία η χρήση εναλλακτών θερμότητας σε μικροσκοπικές διαμορφώσεις (LinT.&KandlikarS., 2012). Πολλές πειραματικές μελέτες αναφέρονται στη βιβλιογραφία σε σχέση με τη μικροκλίμακα χρήσης συσκευών “MEMS”(μικρο-ηλεκτρο-μηχανικά συστήματα) όπου αποκαλύπτουν μια σημαντικά χαμηλότερη τιμή του αριθμού Nusselt για τη στρωτή ροή, με μία ακόμα μεγαλύτερη μείωση σε πιο χαμηλούς βαθμούς Reynolds. Κάποιοι από τους λόγους όπου προτείνονται στη βιβλιογραφία για να εξηγηθεί αυτό το φαινόμενο οφείλονται στην κλίμακα, στην αναλογία των διαστάσεων, στην τραχύτητα και στην αξονική αγωγιμότητα (Lange, 2002).

Η θερμομαγνητική μεταφορά είναι ένα υποκατάστατο της ελεύθερης βαρύτητας. Εύκολα δημιουργείται με ροή ένα μαγνητιζόμενο ρευστό υπό την επίδραση ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Αυτή η μορφή μεταφοράς μπορεί να εφαρμοστεί είτε σε κανονική βαρύτητα για την αύξηση ή επιβράδυνση της ελεύθερης μεταφοράς με τη μεταβολή της φύσης του μαγνητικού πεδίου. Η πλήρης κατανόηση της σχέσης μεταξύ ενός επιβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου, της προκύπτουσας ροής ενός μαγνητιζόμενου ρευστού και της θερμοκρασίας αποτελούν την προϋπόθεση για το σωστό σχεδιασμό και την εφαρμογή των εφαρμογών που συνεπάγονται θερμομαγνητική μεταφορά.

Η μεταφορά θερμότητας σε μαγνητικά υγρά δεν έχει μελετηθεί αρκετά στη βιβλιογραφία μέχρι σήμερα. Λίγες είναι οι έρευνες που χρησιμοποίησαν ένα σταθερό μαγνητικό πεδίο όπως αυτή των Krakov και Nikiforov (2002). Παρόλο που ένα τέτοιο πεδίο μπορεί να εγκατασταθεί σε ένα εργαστήριο, οι πρακτικές συσκευές περιλαμβάνουν γενικά χωρικές διακυμάνσεις στο πεδίο λόγω του πεπερασμένου μεγέθους των αντίστοιχων μαγνητικών πόλων. Λίγοι είναι οι ερευνητές που έχουν εξετάσει χωρικά μη ομοιόμορφα μαγνητικά πεδία. Αυτές οι εργασίες όμως είτε δεν ήταν ολοκληρωμένες απόλυτα, είτε οι περιγραφές ήταν ανακριβείς, δεδομένου ότι τα πεδία δεν συμμορφώνονταν με τις εξισώσεις του Maxwell για τον ηλεκτρομαγνητισμό. Επομένως, δεν θα ήταν απολύτως σωστό να γίνεται ο συσχετισμός μεταξύ των χαρακτηριστικών του μαγνητικού πεδίου και της προκύπτουσας μεταφοράς θερμότητας για το σχεδιασμό πρακτικών εφαρμογών.

Οι Ganguly R., et al. (2005) προσομοίωσαν μία δισδιάστατη ροή με πίεση ενός μαγνητιζόμενου ρευστού σε έναν αγωγό ώστε να ερευνηθούν τη συναγωγή υπό την επήρεια ενός επιβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου. Η ροή επηρεάζεται από ένα δισδιάστατο μαγνητικό πεδίο που συμμορφώνεται με τις εξισώσεις του Maxwell. Κατέληξαν ότι η ροή είναι σχετικά

ανεπιρέαστη από το μαγνητικό πεδίο έως ότου η δύναμή του να είναι αρκετά μεγάλη ώστε η δύναμη του σώματος Kelvin να ξεπεράσει την ιξώδη δύναμη. Επιπλέον η θερμική ασυμμετρία γύρω από την αξονική θέση του διπόλου και της κλίσης του μαγνητικού πεδίου προκάλεσε την παραγωγή ενός τοπικού στροβίλου κοντά στο δίπολο και κοντά στο ψυχρό τοίχωμα καθώς το ψυχρότερο ρευστό προσπαθούσε να κινηθεί στο προς την κατεύθυνση της αύξησης της ισχύος του μαγνητικού πεδίου. Αυτή η ανακυκλοφορία κοντά στο κρύο τοίχωμα μετέβαλε τη μεταφορά ενέργειας ως προς την αύξηση της μεταφοράς θερμότητας. Η αύξηση της μεταφοράς θερμότητας αντανακλάται σε όρους αυξημένων τιμών του Nu καθώς η εξωτερική ισχύς του πεδίου αυξανόταν. Η προσθήκη διπόλων είναι επωφελής για τη μεταφορά θερμότητας. Η αλλαγή των σχετικών θέσεων των διπόλων μεταβάλλουν επίσης το συνολικό μοτίβο μεταφοράς της θερμότητας. Η ενίσχυση της συνολικής μεταφοράς της θερμότητας εξαρτάται κυρίως από τον «καθαρό» μαγνητισμό.

## 1.10 Μαγνητικά Υλικά.

Ένας μαγνήτης νεοδυμίου (neodymium magnet, γνωστός επίσης ως μαγνήτης NdFeB, NIB ή Neo), είναι ο πιο ευρέως διαδεδομένος τύπος μαγνήτη σπάνιων γαιών. Είναι ένας μόνιμος μαγνήτης κατασκευασμένος από ένα κράμα νεοδυμίου, σιδήρου και βορίου για να σχηματίσει την Nd<sub>2</sub>Fe<sub>14</sub>B τετραγωνική κρυσταλλική δομή (Fraden J., 2010). Αναπτύχθηκε το 1982 από τη General Motors και τη Sumitomo Metal Industries. Οι μαγνήτες νεοδυμίου είναι ο πιο ισχυρός τύπος ενός εμπορικά διαθέσιμου μαγνήτη. Οι μαγνήτες νεοδυμίου, έχουν αντικαταστήσει άλλους τύπους μαγνητών σε πολλές εφαρμογές σε σύγχρονα προϊόντα που απαιτούν ισχυρούς μόνιμους μαγνήτες, όπως σε κινητήρες ασύρματων εργαλείων, σε σκληρούς δίσκους και σε μαγνητικούς σφινγκτήρες.

Η τετραγωνική κρυσταλλική δομή του «Nd<sub>2</sub>Fe<sub>14</sub>B» έχει εξαιρετικά υψηλή μονοαξονική μαγνητοκρυσταλλική ανισοτροπία. Αυτό δίνει στην ένωση τη δυνατότητα να έχει υψηλή μαγνητική αντίσταση (δηλαδή, αντίσταση στην απομαγνήτιση). Η ένωση έχει επίσης μία υψηλή μαγνήτιση κορεσμού (saturation magnetization  $J_s \sim 1,6$  T ή 16 kG) και συνήθως 1,3 T. Συνεπώς, επειδή η μέγιστη ενεργειακή πυκνότητα είναι ανάλογη με το  $J_s^2$ , αυτή η μαγνητική φάση έχει τη δυνατότητα αποθήκευσης μεγάλων ποσοτήτων μαγνητικής ενέργειας. Αυτή η ιδιότητα είναι σημαντικά πιο μεγάλη σε κράματα του NdFeB παρά σε μαγνήτες σαμάριο-κοβαλτίου (SmCo), που ήταν ο πρώτος τύπος μαγνήτη σπάνιων γαιών που έγινε εμπορικός. Στην πράξη, οι μαγνητικές ιδιότητες των μαγνητών νεοδυμίου εξαρτώνται από τη σύνθεση του κράματος, τη μικροδομή και τη χρησιμοποιούμενη τεχνική κατασκευής. Υπάρχουν δύο κύριες μέθοδοι παρασκευής μαγνητών νεοδυμίου:

- Η μεταλλουργία κλασσικής σκόνης ή διεργασία συντετηγμένου μαγνήτη
- Η γρήγορη στερεοποίηση ή διεργασία δεσμευμένου μαγνήτη

Οι συντετηγμένοι μαγνήτες νεοδυμίου παρασκευάζονται με τη σύντηξη των πρώτων υλών σε φούρνο, στη συνέχεια γίνεται χύτευση σε μια μήτρα και ψύχεται για τον σχηματισμό πλινθωμάτων (ingots). Τα πλινθώματα κονιοποιούνται, αλέθονται και στη συνέχεια η σκόνη τήκεται έπειτα σε πυκνές ομάδες. Οι ομάδες επεξεργάζονται έπειτα θερμικά, μορφοποιούνται, επεξεργάζονται επιφανειακά και τέλος μαγνητίζονται.

Το 2015, η ιαπωνική NittoDenko ανακοίνωσε την ανάπτυξη μιας νέας μεθόδου τήξης υλικών για μαγνήτες νεοδυμίου. Η μέθοδος αυτή εκμεταλλεύεται μια "υβριδική τεχνολογία οργανικής/ανόργανης ένωσης" για να σχηματίσει ένα αργιλώδες μείγμα που μπορεί να πάρει διάφορες μορφές για χύτευση. Το πιο σημαντικό είναι, ότι μπορεί να ελεγχθεί ο μη

ομοιόμορφος προσανατολισμός του μαγνητικού πεδίου στο τετηγμένο υλικό ώστε να συγκεντρώσει τοπικά το πεδίο, π.χ. να βελτιώσει την απόδοση των ηλεκτρικών κινητήρων.

Από το 2012, 50.000 τόνοι μαγνητών νεοδυμίου παρασκευάζονται επισήμως κάθε χρόνο μόνο στην Κίνα και συνολικά περίπου 130.000 σε παγκόσμιο επίπεδο (Walter T. και Benecki., 2013). Η Κίνα παράγει περισσότερο από το 95% των σπανίων γαιών και επιπλέον παράγει περίπου το 76% των συνολικών παγκοσμίως μαγνητών σπανίων γαιών(Chu S., 2011).

Οι δεσμευμένοι μαγνήτες νεοδυμίου παρασκευάζονται με τη κλώση υπό τήξη μιας λεπτής ταινίας του κράματος NdFeB. Η ταινία περιέχει τυχαία προσανατολισμένους κόκκους Nd<sub>2</sub>Fe<sub>14</sub>B στη νανοκλίμακα. Αυτή η ταινία κονιοποιείται έπειτα σε σωματίδια, αναμειγνύεται με ένα πολυμερές και είτε χυτεύεται με συμπίεση ή με έγχυση. Οι δεσμευμένοι μαγνήτες προσφέρουν μικρότερη ένταση ροής από τους συντετηγμένους μαγνήτες, αλλά μπορούν να μορφοποιηθούν στην τελική μορφή σε περίτεχνα μορφοποιημένα σχήματα, όπως συμβαίνει συνήθως με τις διατάξεις Χάλμπαχ (Halbacharrays) ή τόξα, τραπεζοειδή και άλλα σχήματα και διατάξεις.

**Typical Magnetic Properties of Sintered NdFeB Materials**

Grade	Remanence		Coercivity				Energy Density		Max
	Br		Hcb		Hcj		BHmax		Op. Temp
	mT	kGs	KA/m	kOe	KA/m	kOe	KJ/m <sup>3</sup>	MGOe	°C
N35	1170-1220	11.7-12.2	≥868	≥10.9	≥955	≥12	33-36	263-287	80
N38	1220-1250	12.2-12.5	≥899	≥11.3	≥955	≥12	36-39	287-310	80
N40	1250-1280	12.5-12.8	≥923	≥11.6	≥955	≥12	38-41	302-326	80
N42	1280-1320	12.8-13.2	≥923	≥11.6	≥955	≥12	40-43	318-342	80
N45	1320-1370	13.2-13.7	≥876	≥11	≥955	≥12	43-46	342-366	80
N48	1360-1420	13.6-14.2	≥835	≥10.5	≥955	≥12	46-49	366-390	80
N50	1390-1440	13.9-14.4	≥835	≥10	≥876	≥11	48-51	382-406	60
N52	1420-1470	14.2-14.7	≥796	≥10	≥876	≥11	50-53	398-422	60
N55	1460-1520	14.6-15.2	≥796	≥10	≥876	≥11	53-55	422-438	60
N35M	1170-1220	11.7-12.2	≥868	≥10.9	≥1120	≥14	33-36	263-287	100
N38M	1220-1250	12.2-12.5	≥899	≥11.3	≥1120	≥14	36-39	287-310	100
N40M	1250-1280	12.5-12.8	≥923	≥11.6	≥1120	≥14	38-41	302-326	100
N42M	1280-1320	12.8-13.2	≥955	≥12	≥1120	≥14	40-43	318-342	100
N45M	1320-1370	13.2-13.7	≥995	≥12.5	≥1120	≥14	43-46	342-366	100
N48M	1360-1420	13.6-14.2	≥1033	≥13	≥1120	≥14	46-49	366-390	100
N50M	1390-1440	13.9-14.4	≥1033	≥13	≥1114	≥14	48-51	382-406	100
N52M	1420-1470	14.2-14.7	≥1033	≥13	≥1114	≥14	50-53	398-422	100
N35H	1170-1220	11.7-12.2	≥868	≥10.9	≥1353	≥17	33-36	263-287	120
N38H	1220-1250	12.2-12.5	≥899	≥11.3	≥1353	≥17	36-39	287-310	120
N40H	1250-1280	12.5-12.8	≥923	≥11.6	≥1353	≥17	38-41	302-326	120
N42H	1280-1320	12.8-13.2	≥955	≥12	≥1353	≥17	40-43	318-342	120
N45H	1320-1370	13.2-13.7	≥955	≥12	≥1353	≥17	43-46	342-366	120
N48H	1360-1420	13.6-14.2	≥995	≥12.5	≥1273	≥16	46-49	366-390	120
N50H	1390-1440	13.9-14.4	≥1027	≥12.9	≥1273	≥16	48-51	382-406	120
N33SH	1130-1170	11.3-11.7	≥844	≥10.6	≥1592	≥20	31-34	247-271	150
N35SH	1170-1220	11.7-12.2	≥876	≥11	≥1592	≥20	33-36	263-287	150
N38SH	1220-1250	12.2-12.5	≥907	≥11.4	≥1592	≥20	36-39	287-310	150
N40SH	1250-1280	12.5-12.8	≥939	≥11.8	≥1600	≥20	38-41	302-326	150
N42SH	1280-1320	12.8-13.2	≥963	≥12	≥1592	≥20	40-43	318-342	150
N45SH	1320-1370	13.2-13.7	≥1003	≥12.6	≥1592	≥20	43-46	342-366	150
N48SH	1360-1420	13.6-14.2	≥1003	≥12.6	≥1512	≥19	45-49	358-390	150
N30UH	1080-1130	10.8-11.3	≥812	≥10.2	≥1990	≥25	28-31	223-247	180
N33UH	1130-1170	11.3-11.7	≥852	≥10.7	≥1990	≥25	31-34	247-271	180
N35UH	1170-1220	11.7-12.2	≥860	≥10.8	≥1990	≥25	33-36	263-287	180
N38UH	1220-1250	12.2-12.5	≥876	≥11	≥1990	≥25	36-39	287-310	180
N40UH	1250-1280	12.5-12.8	≥899	≥11.3	≥1990	≥25	38-41	302-326	180
N42UH	1270-1320	12.7-13.2	≥899	≥11.3	≥1990	≥25	40-43	318-342	180
N30EH	1080-1130	10.8-11.3	≥812	≥10.2	≥2380	≥30	28-31	223-247	200
N33EH	1130-1170	11.3-11.7	≥836	≥10.5	≥2380	≥30	31-34	247-271	200
N35EH	1170-1220	11.7-12.2	≥876	≥11	≥2380	≥30	33-36	263-287	200
N38EH	1200-1250	12-12.5	≥899	≥11.3	≥2380	≥30	36-39	287-310	200
N28AH	1020-1090	10.2-10.9	≥772	≥9.7	≥2786	≥35	26-29	207-231	220
N30AH	1070-1130	10.7-11.3	≥812	≥10.2	≥2786	≥35	28-31	223-247	220
N33AH	1110-1170	11.1-11.7	≥851	≥10.7	≥2786	≥35	31-34	247-271	220



Μερικές σημαντικές ιδιότητες που χρησιμοποιούνται για τη σύγκριση μόνιμων μαγνητών είναι:

- Η παραμένουσα μαγνήτιση (remanence -  $B_r$ , που μετρά την ένταση του μαγνητικού πεδίου
- Η μαγνητική αντίσταση (coercivity -  $H_{ci}$ , η αντίσταση του υλικού στην απομαγνήτιση
- Το ενεργειακό περιεχόμενο (energyproduct -  $BH_{max}$ , η πυκνότητα της μαγνητικής ενέργειας
- Η θερμοκρασία Κιουρί- $T_C$ , η θερμοκρασία στην οποία το υλικό χάνει τον μαγνητισμό του.

Οι μαγνήτες νεοδυμίου έχουν πιο μεγάλη παραμένουσα μαγνήτιση, πολύ πιο μεγάλη μαγνητική αντίσταση και ενεργειακό περιεχόμενο, αλλά έχουν επίσης συχνά πιο χαμηλή θερμοκρασία Κιουρί από άλλους τύπους. Το νεοδύμιο για να διατηρήσει τις μαγνητικές του ιδιότητες σε υψηλές θερμοκρασίες αναμειγνύεται με τέρβιο και δυσπρόσιο. Ο παρακάτω πίνακας συγκρίνει τη μαγνητική συμπεριφορά μαγνητών νεοδυμίου με κάποιους άλλους τύπους μόνιμων μαγνητών.

**ΠΙΝΑΚΑΣ 1: ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΜΑΓΝΗΤΩΝ ΝΕΟΔΥΜΙΟΥ**

Μαγνήτης	$B_r$ (T)	$H_{ci}$ (kA/m)	$BH_{max}$ (kJ/m <sup>3</sup> )	$T_C$ (°C)	$T_C$ (F)
Nd <sub>2</sub> Fe <sub>14</sub> B (συντετηγμένο)	1,0–1,4	750–2000	200–440	310–400	590–752
Nd <sub>2</sub> Fe <sub>14</sub> B (δεσμευμένο)	0,6–0,7	600–1200	60–100	310–400	590–752
SmCo <sub>5</sub> (συντετηγμένο)	0,8–1,1	600–2000	120–200	720	1328
Sm(Co, Fe, Cu, Zr) <sub>7</sub> (συντετηγμένο)	0,9–1,15	450–1300	150–240	800	1472
Alnico (συντετηγμένο)	0,6–1,4	275	10–88	700–860	1292–1580
Sr-ferrite (συντετηγμένο)	0,2–0,78	100–300	10–40	450	842

**ΠΙΝΑΚΑΣ 2: ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΩΝ ΜΑΓΝΗΤΩΝ**

<b>Ιδιότητα</b>	<b>Νεοδύμιο</b>	<b>Sm-Co</b>
Παραμένουσα μαγνήτιση (T)	1–1,3	0,82–1,16
<u>Απομαγνητότητα</u> (MA/m)	0,875–1,99	0,493–1,59
<u>Σχετική διαπερατότητα</u>	1,05	1,05
Συντελεστής θερμοκρασίας της παραμένουσας μαγνήτισης (%/K)	–0,12	–0,03
Συντελεστής θερμοκρασίας της απομαγνητότητας (%/K)	–0,55..–0,65	–0,15..–0,30
<u>Θερμοκρασία Κιρί</u> (°C)	320	800
Πυκνότητα (g/cm <sup>3</sup> )	7,3–7,5	8,2–8,4
Συντελεστής <u>θερμικής διαστολής</u> , κατεύθυνση μαγνήτισης (1/K)	$5,2 \times 10^{-6}$	$5,2 \times 10^{-6}$
Συντελεστής <u>θερμικής διαστολής</u> , κανονικός στην κατεύθυνση μαγνήτισης (1/K)	$-0,8 \times 10^{-6}$	$11 \times 10^{-6}$
Αντοχή στην κάμψη (flexural strength) (N/mm <sup>2</sup> )	250	150
Αντοχή σε θλίψη (Compressive strength) (N/mm <sup>2</sup> )	1100	800
Αντοχή σε εφελκυσμό (Tensile strength) (N/mm <sup>2</sup> )	75	35
Σκληρότητα Βίκερς (HV)	550–650	500–650
Ηλεκτρική ειδική αντίσταση (electrical resistivity) (Ω·cm)	$(110–170) \times 10^{-6}$	$86 \times 10^{-6}$

## 1.11 Αίμα και ιδιότητες

### 1.11.1. Νευτόνεια και μη-νευτόνεια ρευστά

Τα ρευστά διακρίνονται στις τρεις ακόλουθες κατηγορίες:

Ιδανικά ρευστά ή τέλεια ρευστά ή και ιδεώδη ή ιδεατά: Χαρακτηρίζονται υποθετικά ρευστά (συνήθως υγρά) τα οποία είναι τελείως ασυμπίεστα και καμία εσωτερική τριβή των μορίων τους δεν αναπτύσσεται κατά τη ροή τους. Όπως επίσης και καμία δύναμη συνάφειας μεταξύ αυτών και των τοιχωμάτων των δοχείων ή αγωγών που περιέχονται. Είναι προφανές ότι αυτά αποτελούν υποθετική θεωρητική κατάσταση και μόνο, που λαμβάνεται υπόψη στις έρευνες και μελέτες των Νόμων των ρευστών διευκολύνοντας έτσι κατά πολύ την εξαγωγή συμπερασμάτων με αντίστοιχους υπολογισμούς. Παρά ταύτα ορισμένα φυσικά ρευστά με πολύ χαμηλό ιξώδες και μικρή θερμική αγωγιμότητα είναι δυνατόν ν' αντιμετωπιστούν, βέβαια κατά προσέγγιση, ως ιδανικά ρευστά.

Φυσικά ρευστά καλούμενα και Νευτόνεια ρευστά: Χαρακτηρίζονται όσα εμφανίζουν τις αποτρεπτικές ιδιότητες των προηγούμενων π.χ. το νερό, υδατικά διαλύματα, ορισμένοι υδατικοί διαλύτες, τα αραιά αιωρήματα και γαλακτώματα, καθώς και όλα τα αέρια.

Θιξότροπα ρευστά ή μη νευτόνεια ρευστά: Τέτοια χαρακτηρίζονται συνήθως υγρά που παρουσιάζουν μικρότερης κλίμακας ιδιότητες των φυσικών ρευστών, δηλαδή χαμηλό ιξώδες ιδιαίτερα όταν υποβάλλονται σε ανάδευση και γίνονται περισσότερο λεπτόρρευστα, όπως, για παράδειγμα, το τυπογραφικό μελάνι, οι διάφορες βαφές (ελαιοχρώματα κ.λπ.). Επίσης σ' αυτή τη κατηγορία υπάγονται τα πυκνά αιωρήματα καθώς και τα διάφορα πυκνά γαλακτώματα. Σε αυτήν την κατηγορία συμπεριλαμβάνεται και το αίμα.

Κύρια στοιχεία της διαφορετικότητας των παραπάνω διακρίσεων των ρευστών είναι οι τρεις χαρακτηριστικές ιδιότητές τους: του συμπιεστού, της συνοχής μεταξύ των μορίων τους που ανθίσταται στη διάσπασή τους κατά τη ροή και που εκδηλώνεται ως εσωτερική τριβή καλούμενη συντελεστής τριβής ή συντελεστής ιξώδους ή πιο απλά ιξώδες, και τέλος από τη συνάφεια των υγρών που παρατηρείται μεταξύ αυτών και των τοιχωμάτων των δοχείων ή αγωγών που μεταφέρονται. Η παραπάνω διάκριση των ρευστών προτάθηκε στα τέλη του 18ου αιώνα και ακολουθείται μέχρι σήμερα.

### 1.11.2. Η σύσταση του αίματος

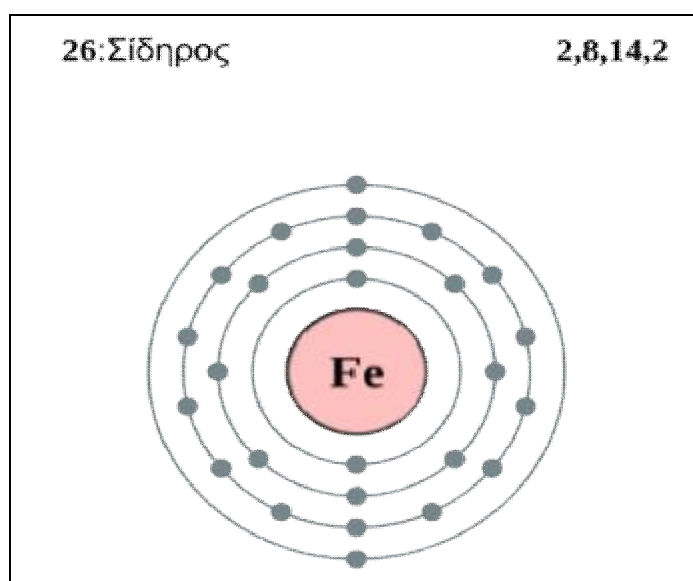
Το ανθρώπινο αίμα αποτελείται από το πλάσμα (άμορφο συστατικό), μέσα στο οποίο εναιωρούνται τα ερυθρά αιμοσφαίρια, τα λευκά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια. Το αίμα περιέχει αέρια όπως το οξυγόνο, το διοξείδιο του άνθρακα και το άζωτο και μεταφέρει επίσης σε μικρές ποσότητες μια μεγάλη ποικιλία διαλυμένων χημικών ουσιών, στις οποίες περιλαμβάνονται υδατάνθρακες (γλυκόζη), πρωτεΐνες (λευκώματα), ορμόνες, λίπη και αζωτούχες ενώσεις. Το αίμα αποτελείται κατά 22 % από στερεά και κατά 78 % από νερό.

Τα πραγματικά κύτταρα και τα διάφορα τμήματά τους (έμμορφο συστατικό) αποτελούν το 45% του όγκου του κυκλοφορούντος αίματος. Η αναλογία ερυθρών αιμοσφαιρίων προς λευκά αιμοσφαίρια είναι περίπου 500 προς 1. Σε ένα κυβικό χιλιοστό αίματος υγιούς ανθρώπου βρίσκονται 4 με 5 εκατομμύρια ερυθρά αιμοσφαίρια, 4.000 με 11.000 λευκά και 150 με 300 αιμοπετάλια. Το πιο σημαντικό από τα λευκώματα που μεταφέρει το αίμα είναι η αιμοσφαιρίνη, η οποία είναι μια είναι μεταλλοπρωτεΐνη με **σίδηρο**, που περιέχεται στα ερυθρά αιμοσφαίρια.

### 1.11.3. Ο ρόλος του σιδήρου στους οργανισμούς

Ο σίδηρος θεωρείται απαραίτητο ανόργανο στοιχείο για όλους τους οργανισμούς, καθώς έχει σημαντικό ρόλο στο μεταβολισμό και είναι απαραίτητα προσθετική ομάδα για εκατοντάδες ένζυμα και πρωτεΐνες, όπως οι πρωτεΐνες που μεταφέρουν οξυγόνο. Στον ενήλικα άνθρωπο η φυσιολογική ποσότητα σιδήρου που βρίσκεται στον οργανισμό είναι περίπου 4 γραμμάρια, από τα οποία το 75% είναι δεσμευμένο στην αιμοσφαιρίνη. Ο σίδηρος που βρίσκεται στον οργανισμό ανακυκλώνεται, όμως μικρή ποσότητα αποβάλλεται με τα ούρα, τα κόπρανα, την έμμηνο ρύση στις γυναίκες και μέσω του δέρματος. Αυτή η απώλεια αντισταθμίζεται με την απορρόφηση σιδήρου που προέρχεται από τη διατροφή στο λεπτό έντερο. Η έλλειψη σιδήρου (σιδηροπενία) είναι η πιο κοινή διατροφική έλλειψη στις Ηνωμένες Πολιτείες, ενώ το πρόβλημα είναι πολύ έντονο στις αναπτυσσόμενες χώρες. Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας, 600 με 700 εκατομμύρια άνθρωποι παγκοσμίως έχουν σιδηροπενία.

Ο σίδηρος είναι στοιχείο το οποίο είναι απαραίτητο για όλους τους οργανισμούς. Οι βασικές του λειτουργίες σχετίζονται με τις αλλαγές στην κατάσταση οξειδώσής του και στην μεταφορά ηλεκτρονίων. Ο σίδηρος είναι βασικό συστατικό της αίμης, ενός μορίου το οποίο υπάρχει σε μεγάλο αριθμό ενζύμων και πρωτεϊνών. Ο σίδηρος στην αίμη της αιμοσφαιρίνης και της μυοσφαιρίνης δρα ως μεταφορέας και αποθήκη οξυγόνου. Η αιμοσφαιρίνη δεσμεύει το μεγαλύτερο ποσοστό του σιδήρου στον οργανισμό. Ο σίδηρος επίσης βρίσκεται στα κυτοχρώματα, πρωτεΐνες που δρουν ως μεταφορέας ηλεκτρονίων στην οξειδωτική φωσφορυλίωση, την κύρια αντίδραση παραγωγής ενέργειας υπό την μορφή ATP. Ο σίδηρος επίσης είναι συνδετική ομάδα σε ένζυμα με αναγωγική δράση όπως οι καταλάσες και οι περοξειδάσες. Ο σίδηρος σχηματίζει σύμπλοκα μαζί με το θείο τα οποία ενώνονται σε πρωτεΐνες, σχηματίζοντας σιδηρο-θειο-πρωτεΐνες, και συμμετέχουν σε πολλές βιολογικές λειτουργίες, όπως η φωτοσύνθεση και η αναπνοή. Αυτά τα σύμπλοκα έχουν πολλές διαφορετικές οξειδωτικές καταστάσεις και έτσι χρησιμοποιούνται σε πολλά ένζυμα και σε πρωτεΐνες με ρυθμιστική δράση. Ο σίδηρος βρίσκεται επίσης στο βακτηριακό ένζυμο νιτρογενάση, το οποίο χρησιμοποιείται στην αζωτοδέσμευση, δηλαδή μετατρέπει το μοριακό άζωτο σε αμμωνία. Ο σίδηρος βρίσκεται και στην φερρεδοξίνη, ένα ισχυρό αναγωγικό που χρησιμοποιείται στην δέσμευση του αζώτου για να δώσει ηλεκτρόνια.



Εικόνα 4: Χημικό στοιχείο "σίδηρος"

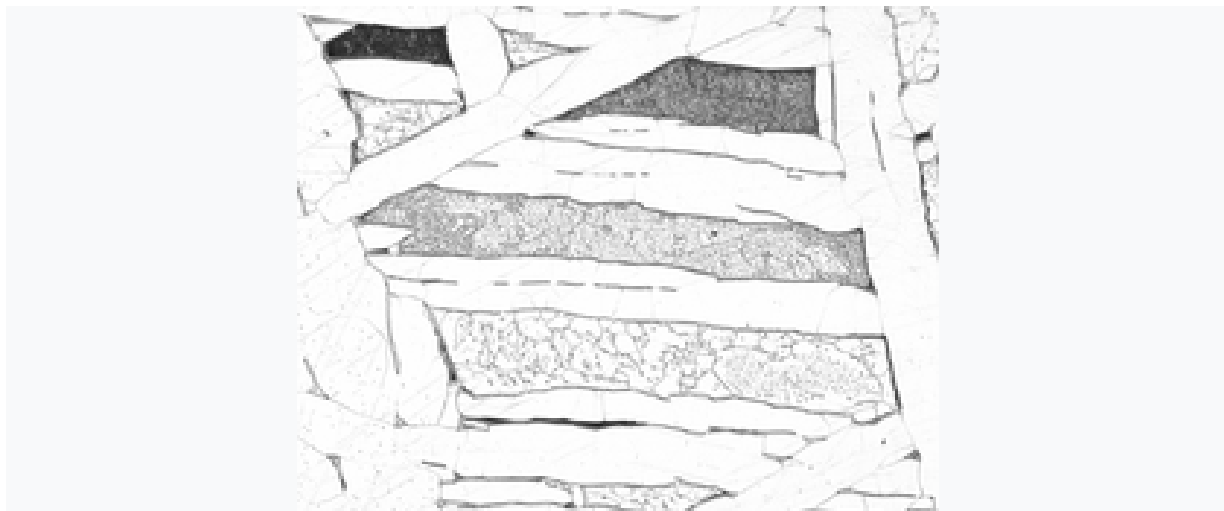


## 1.12 Φερρίτης

Ο φερρίτης αποτελείται από μία στερεά φάση καθαρού σιδήρου ή από στερεό διάλυμα με βασικό συστατικό το σίδηρο που κρυσταλλώνεται στο χωροκεντρομένο κυβικό σύστημα. Ο φερρίτης είναι η κύρια φάση στους κοινούς χάλυβες και τους χυτοσιδήρους. Οι ιδιότητες του φερρίτη είναι σχεδόν ίδιες με τις ιδιότητες του καθαρού σιδήρου. Είναι όλκιμος και η εφελκυστική του αντοχή ανέρχεται σε περίπου 280 MPa. Η σκληρότητά του κυμαίνεται από 80 έως 100 HB (Brinell). Είναι επίσης ισχυρά μαγνητικός και μπορεί να αποκτήσει μόνιμη μαγνήτιση (σιδηρομαγνητικός) για θερμοκρασία χαμηλότερη από 770°C (θερμοκρασία Curie). Ο φερρίτης ή  $\alpha$ -Fe είναι σταθερός σε θερμοκρασία έως και 910°C. Η μέγιστη περιεκτικότητά του σε άνθρακα ανέρχεται σε 0,021% κ.β. στους 723°C και μειώνεται σε 0,006% κ.β. σε θερμοκρασία δωματίου. Σε θερμοκρασίες από 910 έως 1390°C, ο χωροκεντρωμένος κυβικός φερρίτης μετασχηματίζεται σε εδροκεντρωμένο κυβικό ωστενίτη ( $\gamma$ -Fe), που είναι πιο σκληρός και λιγότερο μαγνητικός (παραμαγνητικός). Σε θερμοκρασία ανώτερη από 1390°C έως το σημείο τήξης του σιδήρου (1539°C), ο ωστενίτης μετασχηματίζεται σε χωροκεντρωμένο κυβικό φερρίτη, που αποκαλείται  $\delta$ -Fe για να ξεχωρίζει από τον φερρίτη των χαμηλών θερμοκρασιών. Η μέγιστη περιεκτικότητά του  $\delta$ -Fe σε άνθρακα φτάνει το 0,09% στους 1493°C.

Η διαλυτότητα του άνθρακα στο φερρίτη είναι πολύ περιορισμένη, γιατί στο χωροκεντρωμένο κρυσταλλικό πλέγμα τα άτομα του άνθρακα καταλαμβάνουν θέσεις παρεμβολής, δηλ. παρεμβάλλονται ανάμεσα στα διατεταγμένα άτομα του σιδήρου και, εξαιτίας του μεγάλου μεγέθους τους, προκαλούν έντονες τοπικές τάσεις. Εκτός από άνθρακα, ο φερρίτης μπορεί να περιέχει και μικρές ποσότητες από χρώμιο, νικέλιο, πυρίτιο ή και φώσφορο.

Στους κοινούς ανθρακούχους χάλυβες, ο φερρίτης αποτελεί το κύριο συστατικό. Υπό συνθήκες που πλησιάζουν την θερμοδυναμική ισορροπία (π.χ. ανοπτημένους χάλυβες), όταν η περιεκτικότητα του άνθρακα είναι μικρότερη από 0,76% κ.β. (ευτηκτοειδής σύσταση στο μετασταθές διάγραμμαφάσεων Fe-C), τότε ο φερρίτης σχηματίζει ξεχωριστούς κόκκους (κρυστάλλους) και συνυπάρχει μαζί με τον σεμεντίτη στην πλακοειδή («λαμελοειδή») δομή του περλίτη. Όταν η περιεκτικότητα του άνθρακα είναι ίση ή μεγαλύτερη από 0,76% κ.β., τότε ο φερρίτης υπάρχει μόνο στον περλίτη.



**Εικόνα 5: Φερριτική δομή Widmanstätten, όπως παρατηρείται στο μεταλλογραφικό μικροσκόπιο.**

Ο φερρίτης υπάρχει επίσης και σε μετασταθείς δομές που προκύπτουν με απότομη ψύξη («βαφή») των χάλυβων. Μία τέτοια δομή είναι και η δομή Widmanstätten που δημιουργείται όταν ο χάλυβας ψυχθεί απότομα από την θερμοκρασία ωστενιτοποίησης σε θερμοκρασία κατά λίγο χαμηλότερη. Υπό αυτές τις συνθήκες, ο δημιουργείται φερρίτης που έχει μορφή μεγάλων σφηνών που διασταυρώνονται, καθώς αναπτύσσεται κατά μήκος ορισμένων κρυσταλλογραφικών επιπέδων. Ο φερρίτης είναι επίσης το κύριο συστατικό του μετασταθούς μπαινίτη, ο οποίος δημιουργείται όταν ο ρυθμός ψύξης είναι κάπως μεγαλύτερος, ώστε να αποφευχθεί η δομή Widmanstätten. Μαρτενσίτης δεν δημιουργείται όταν η τελική θερμοκρασία ψύξης δεν είναι αρκετά χαμηλή.

Τα φερρορευστά είναι στην πραγματικότητα φερρίτης με την επιπρόσθετη προσθήκη κάποιου ελαϊκού οξέος. Τα σωματίδια αυτά είναι μαγνητικά. Τα μόρια τους έχουν ενιαία μαγνητική και για αυτό το λόγο μπορούν να μεταχειριστούν και ως μόνιμοι μαγνήτες (το οποίο συνεπάγεται και ιδιότητες μόνιμων μαγνητών ως ένα σημείο). Το κύριο χαρακτηριστικό που διαφοροποιεί τα φερρορευστά από τους υπόλοιπους μαγνήτες είναι ότι όπως αναφέρεται και στο όνομά τους είναι ρευστά. Πλέον, αναφέρεται και στη βιβλιογραφία ότι έχουν κερδίσει ένα ευρύ χώρο για τεχνικές εφαρμογές καθώς και εφαρμογές βιοϊατρικής

Ο μαγνητίτης είναι ορυκτό του σιδήρου. Από χημική άποψη είναι επιτεταρτοξειδίο του σιδήρου ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ). Το ορυκτό αυτό περιέχει περίπου 72,4% σίδηρο(Fe) και 27,6% οξυγόνο, (O), γνωστό και ως «μαγνήτης λίθος», λόγω των ιδιαίτερων ιδιοτήτων του, που και εξ αυτού ονομάζονται μαγνητικές.

Ο μαγνητίτης κρυσταλλώνεται σε ολοεδρία κατά το κυβικό σύστημα, έχει χρώμα σιδηρόμαυρο έως μαύρο και μεταλλική λάμψη, ελαφρά στεατώδη. Βρίσκεται σε κοκκώδη, φλοιώδη και στιφρά συσσωματώματα σε μορφή κόκκων με το όνομα «μαγνητίτης άμμος». Είναι πολύ διαδεδομένος κυρίως σε κοιτάσματα μεταλλευμάτων πνευματολυτικής προέλευσης, σχηματίζοντας πολλές φορές και αυτοτελή κοιτάσματα, καθώς και σε κρυσταλλοσχιστόδη πετρώματα ιδίως χλωριτικών σχιστόλιθων, ή μέσα σε άμμο σε μορφή αυτούσιων εκλύτων κόκκων, που συνοδεύεται συνήθως από σφαλερίτη, αρσενοπυρίτη, σιδηροπυρίτη, χαλκοπυρίτη, ολιβίνη, γρανάτη, απατίτη, ασβεσίτη και μαρμαρυγία. Μοιάζει πολύ με τον χρωμίτη, τον ιλμενίτη και τον νιγρίτη ή χαουζμανίτη, και εξαλλοιώνεται σε λειμωνίτη, αιματίτη ή σιδηρίτη.

Ακόμα και κάποιες μικρές μαγνητικές αλληλεπιδράσεις μπορούν να καταλήξουν σε αξιοσημείωτες μεταβολές της δομικής οργάνωσης ενός φερρορευστού. Πιο συγκεκριμένα, ένα εξωτερικό πεδίο(μαγνητικό) μπορεί να προκαλέσει ανισότροπες μικροδομές για τις οποίες θα ήταν ενδιαφέρον να ερευνηθούν περαιτέρω από διάφορους κλάδους στοχεύοντας

στην οπτική, την ηλεκτρονική μικροσκοπία των νετρονίων μέσω της τεχνικής μικρής γωνίας ή μέσω της χρήσης ακτίνων X. Όλες αυτές οι μεταβολές στη δομή εξαρτώνται από πολυάριθμες παραμέτρους και πιο συγκεκριμένα από τη μαγνητική δύναμη αλληλεπίδρασης, η ένταση του πεδίου, ο προσανατολισμός του πεδίου, η θερμοκρασία κ.τ.λ.

### 1.13 Μαγνητική συμπεριφορά των οξειδίων του σιδήρου

Όταν απουσιάζει κάποιο μαγνητικό πεδίο η κατεύθυνση των σπιν είναι εντελώς τυχαία. Όταν όμως υπάρξει κάποιο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, τότε τα σπιν ευθυγραμμίζονται με την κατεύθυνση του πεδίου. (Grave E. De etal., 2005). Σε ένα σιδηρομαγνητικό υλικό, η μαγνήτιση ισούται με το διανυσματικό ποσό όλων των μαγνητικών ροπών των ατόμων στο υλικό ανά μονάδα όγκου του υλικού

Εάν ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο έντασης  $H$ , εφαρμοστεί σε ένα φερρομαγνητικό υλικό μαγνητικής δύναμης  $M$ , τότε το  $M$  αυξάνεται ανάλογα με το  $H$  μέχρι το σημείο όπου θα υπάρξει μια μέγιστη τιμή. Η καμπύλη μαγνήτισης επιδεικνύει ένα βρόχο υστέρησης, επειδή όλες οι περιοχές δεν επιστρέφουν στους αρχικούς προσανατολισμούς τους όταν μειώνεται το  $H$  εφόσον απουσιάζει η μαγνήτιση. Ως αποτέλεσμα, όταν το  $H$  τείνει στο μηδέν, η παραμένουσα μαγνήτιση μπορεί μόνο να αφαιρεθεί με την εφαρμογή ενός καταναγκαστικού πεδίου  $H_C$  με κατεύθυνση αντίθετη σε σχέση με αυτήν του αρχικού. Ένα ενιαίο μαγνητικό υλικό περιοχών που δεν παρουσιάζει κανέναν βρόχο υστέρησης ονομάζεται υπερπαραμαγνητικό (Cornell R. M. και Schwertmann U., 2003).

Η διαταγμένη ρύθμιση των μαγνητικών διπόλων μειώνεται καθώς αυξάνεται η θερμοκρασία λόγω των θερμικών διακυμάνσεων που δημιουργούνται. Εκτός από τη θερμοκρασία Néel, το υλικό διαταράσσεται και χάνει τη μαγνήτισή του. Η θερμοκρασία μετάβασης ονομάζεται θερμοκρασία (TC) για τις σιδηρομαγνητικές και φερρομαγνητικές ουσίες και Néel θερμοκρασία (TN) για τις αντισιδηρομαγνητικές ουσίες. Τα υπερπαραμαγνητικά μόρια διατάζονται συνήθως κάτω από μια θερμοκρασία σε ένα όριο. Ο αιματίτης είναι παραμαγνητικός σε θερμοκρασίες υψηλότερες από τους 956 K. Σε θερμοκρασία δωματίου, είναι αδύναμα σιδηρομαγνητικός και υποβάλλεται σε μια μεταβολή φάσης σε 260 K. Η μαγνητική συμπεριφορά και χαρακτηριστικά του αιματίτη εξαρτώνται από την κρυσταλλικότητα και το μέγεθος μορίων όπου τον αποτελούν. Η θερμοκρασία Morin του αιματίτη μειώνεται όσο μειώνεται και το μέγεθος των μορίων και τείνει να εξαφανιστεί για μόρια μικρότερα από  $8 \times 20 \text{ Nm}$ .

### 1.14 Εφαρμογές

Τα μαγνητικά οξείδια του σιδήρου χρησιμοποιούνται συχνά σε ποικίλες εφαρμογές όπως σε μελάνια, σε μαγνητικά μέσα καταγραφής, σε καταλύτες, και σε φερρορευστά, καθώς και για τη θεραπεία του καρκίνου. Αυτές οι εφαρμογές απαιτούν τα νανουκικά να είναι συγκεκριμένου μεγέθους, σχήματος, χαρακτηριστικών επιφανείας και μαγνητικών χαρακτηριστικών. Στις εφαρμογές αποθήκευσης στοιχείων, τα μόρια πρέπει να είναι ελεγχόμενα μαγνητικά και δεν πρέπει να επηρεάζονται από τις διακυμάνσεις της θερμοκρασίας. Για την επίτευξη της βέλτιστης απόδοσης στην καταγραφή, τα μόρια πρέπει να έχουν υψηλό συνεκτικό πεδίο καθώς πρέπει επίσης να είναι ομοιόμορφα μικρά, ανθεκτικά στη διάβρωση, την τριβή και στις αλλαγές θερμοκρασίας.

Ο μαγαμίτης είναι χρήσιμος στις εφαρμογές καταγραφής και αποθήκευσης στοιχείων λόγω της χημικής αλλά και φυσικής του σταθερότητας. Επικαλύπτεται από κοβάλτιο σε

ποσοστό 1-5% προκειμένου να βελτιωθούν το συνεκτικό πεδίο και η χωρητικότητα του. Τα επικαλυπτόμενα αυτά νανοσωματίδια παρουσιάζουν μεγαλύτερη θερμική σταθερότητα. Ως αποτέλεσμα, τα επικαλυπτόμενα με κοβάλτιο μόρια του μαγαμίτη είναι το κύριο υλικό για τη χρήση στις τηλεοπτικές ταινίες, τις υψηλές κασέτες ήχου και τους μαγνητικούς δίσκους. Τα μαγνητικά σωματίδια παρουσιάζουν μία μείωση στην αντίσταση εξαιτίας ενός εφαρμοσμένου μαγνητικού πεδίου, και είναι χρήσιμα στις μαγνητικές κεφαλές καταγραφής και στα μαγνητόμετρα. Η χρήση μαγνητίτη στα φερρορευστά προτάθηκε αρχικά για διαστημικές εφαρμογές. Τα φερρορευστά περιέχουν υπερπαραμαγνητικά μόρια που διασκορπίζονται στα υδάτινα και στα οργανικά μέσα. Ένα φερρορευστό δεν έχει καμία ιδιότητα μαγνητική από μόνο του αλλά μόνο όταν επηρεάζεται από ένα εφαρμοσμένο πεδίο. Ένας εξωτερικός μαγνήτης είναι επομένως ικανός να παγιδέψει το ρευστό σε μια συγκεκριμένη θέση.

Τα φερρορευστά έχουν αρκετά πολύπλοκες αλλά και χρήσιμες για εφαρμογές ιδιότητες όπως η εξαρτώμενη οπτική ανισοτροπία των μαγνητικών πεδίων που θα μπορούσε να αποδειχθεί χρήσιμη για παράδειγμα στους οπτικούς διακόπτες και σε κιγκλιδώματα διάθλασης. Άλλες χρήσεις περιλαμβάνουν ελέγχους για την έρευνα πετρελαίου και επιπλέον έχουν προταθεί και για τη χρήση στις χειρουργικές επεμβάσεις ματιών με σκοπό την επισκευή των προβληματικών αμφιβληστροειδών. Το φερρορευστό εκθέτει έναν υψηλό βαθμό της κολλοειδούς σταθερότητας σε μια κλίση μαγνητικών πεδίων. Ένα από τα κλειδιά για τη βελτίωση της απόδοσής τους σε τέτοιου είδους εφαρμογές είναι ότι μπορούν να κατασταθούν τα μόρια μικρότερα και με περισσότερη ομοιομορφία. Άλλες εφαρμογές έχουν να κάνουν με τη στοχευμένη παράδοση φαρμάκου στο ανθρώπινο σώμα και στην μαγνητική «hyperthermia».

Αυτές οι εφαρμογές απαιτούν τα μόρια να έχουν υπερπαραμαγνητική συμπεριφορά σε θερμοκρασία δωματίου. Η υπόλοιπη μαγνήτιση θα ήταν ικανή να οδηγήσει στη συσσώρευση αυτών των μορίων, το οποίο προφανώς επιβάλλεται να αποφευχθεί μέσα στο σώμα για να αποτρέψει την παρεμπόδιση των αιμοφόρων αγγείων. Επιπλέον, οι εφαρμογές στη βιολογία και την ιατρική διάγνωση απαιτούν τα σταθερά μαγνητικά μόρια στο νερό σε ουδέτερο pH και σε φυσιολογικές συνθήκες. Η κολλοειδής σταθερότητα των μαγνητικών ρευστών εξαρτάται από τις διαστάσεις των μορίων, οι οποίες πρέπει να είναι αρκετά μικρές για να ελαχιστοποιήσουν την πτώση λόγω των δυνάμεων βαρύτητας. Ο μαγνητίτης ή αιματίτης είναι κατά πολύ τα συνηθέστερα υλικά για τις βιοϊατρικές εφαρμογές. Υπερπαραμαγνητικά μαγνητικά σωματίδια παρουσίας ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, μπορούν να επιτρέψουν την παράδοση των φαρμάκων στον επιθυμητό στόχο αφού το φάρμακο όπως συμπεραίνεται από τα παραπάνω θα μπορεί να απελευθερωθεί τοπικά.

Ο μαγνητίτης και ο αιματίτης έχουν προσελκύσει την προσοχή στις βιοϊατρικές εφαρμογές λόγω της βιοσυμβατότητας και της χαμηλής τοξικότητάς τους στο ανθρώπινο σώμα. Ένας σημαντικός τομέας της εφαρμογής αυτής είναι ο τομέας των βιολογικών αναλύσεων όπου οι μαγνητικές ιδιότητες χρησιμοποιούνται τεχνητά για να χειριστούν μαγνητικά σωματίδια με ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Επίσης, χρησιμοποιούνται σιδηρομαγνητικοί αισθητήρες ώστε να μπορεί να ανιχνευθεί η σύνδεση του DNA και των πρωτεϊνών. Τα μαγνητικά νανοσωματίδια έχουν χρησιμοποιηθεί σε ζωντανούς οργανισμούς για τη μοριακή απεικόνιση κυττάρων. Υπερπαραμαγνητικός μαγνητίτης χρησιμοποιείται ως πυρήνας για να διαφοροποιήσει τον υγιή από τον ασθενή ιστό. Τα υπερπαραμαγνητικά μόρια είναι γενικά επικαλυμμένα με ένα στρώμα για την κολλοειδή σταθερότητα. Τα μαγνητικά μόρια με ένα πολυμερές επίστρωμα έχουν χρησιμοποιηθεί στο χωρισμό κυττάρων, για τη λειτουργία πρωτεϊνικού καθαρισμού, στο περιβάλλον, σε αναλύσεις τροφίμων, σε οργανικές και βιοχημικές συνθέσεις, στη βιομηχανική κατεργασία ύδατος και στις βιοεπιστήμες. Η ενθυλάκωση των μαγνητικών σωματιδίων με τα οργανικά πολυμερή σώματα χρησιμοποιείται επιπλέον για να ενισχυθούν η χημική σταθερότητα, η πολυδιασπορά και η λειτουργία τους.

Μια ακόμη εφαρμογή των μαγνητικών σωματιδίων είναι η «hyperthermia» στη θεραπεία του καρκίνου. Τα υπερπαραμαγνητικά μαγνητικά σωματίδια όταν εκτίθενται σε ένα εναλλασσόμενο μαγνητικό πεδίο μπορούν να χρησιμοποιηθούν στα κύτταρα όγκων θερμότητας 41-45 °C, όπου η ζημία ιστού για τον κανονικό ιστό είναι αντιστρέψιμη ενώ τα κύτταρα όγκων βλάπτονται αμετάκλητα. Ο μαγνητίτης και ο αιματίτης έχουν χρησιμοποιηθεί ως καταλύτες και για διάφορες σημαντικές αντιδράσεις στη βιομηχανία. Άλλες αντιδράσεις περιλαμβάνουν «dehydrogenation» του αιθυλικού βενζολίου στο στυρόλιο, τη σύνθεση Troppsch για τους υδρογονάνθρακες, την οξείδωση των οινόπνευμάτων, και την κατασκευή μεγάλων κλιμάκων του βουταδιενίου. Ο μαγνητίτης και ο αιματίτης είναι ημιαγωγοί και μπορούν να καταλύσουν τις αντιδράσεις οξείδωσης/μείωσης. Ο αιματίτης έχει χρησιμοποιηθεί επίσης ως υλικό υποστήριξης για το χρυσό στους καταλύτες όπως και για την οξείδωση του μονοξειδίου του άνθρακα σε χαμηλή θερμοκρασία. Ο αιματίτης έχει χρησιμοποιηθεί ως φωτοκαταλύτης για την υποβάθμιση της χλωροφαινόλης και των αζωτούχων χρωστικών ουσιών. Και οι τρεις μορφές μαγνητικού οξειδίου σιδήρου χρησιμοποιούνται συνήθως στις συνθετικές χρωστικές ουσίες στα χρώματα, την κεραμική, και την πορσελάνη. Είναι επίσης εξαιρετικά σταθεροί και ιδιαίτερα ανθεκτικοί στα οξέα και τα αλκάλια. Οι χρωστικές ουσίες βασισμένες στον αιματίτη είναι κόκκινες, στο μαγαμίτη είναι χρώματος καφέ, και στον μαγνητίτη είναι μαύρες. Οι διαφανείς κίτρινες χρωστικές ουσίες βασισμένες στο γκοεθίτη μπορούν να μετασχηματιστούν σε διαφανείς κόκκινες χρωστικές ουσίες του αιματίτη στους 400-500 °C. Αυτές οι χρωστικές ουσίες χρησιμοποιούνται ευρέως στους λεκέδες για το ξύλο παρέχοντας προστασία ενάντια στα καταστρεπτικά αποτελέσματα του φωτός του ήλιου. Οι χρωστικές ουσίες που γίνονται από μαγνητίτη χρησιμοποιούνται επίσης στις μαγνητικές συσκευές αναγνώρισης χαρακτήρα μελανιού, και τα υπερπαραμαγνητικά μόρια χρησιμοποιούνται στη μεταλλογραφία για την ανίχνευση των ρωγμών στις μηχανές.

Όπως σημειώνεται ανωτέρω, πολλές από τις χρήσιμες ιδιότητες των οξειδίων σιδήρου εξαρτώνται από τη μέθοδο προετοιμασιών για τα νανοσωματίδια. Η μέθοδος προετοιμασιών διαδραματίζει έναν βασικό ρόλο στον καθορισμό του μεγέθους μορίων, στη διανομή μεγέθους, στη χημεία επιφάνειας και στις εφαρμογές του υλικού. Επιπλέον, η μέθοδος προετοιμασιών καθορίζει το βαθμό δομικών των ατελειών ή ακαθαρσιών στα μόρια, και τη διανομή τέτοιων ατελειών. Πολλές διαδρομές σύνθεσης έχουν αναπτυχθεί για να επιτύχουν τον κατάλληλο έλεγχο του μεγέθους των μορίων, της πολυδιασποράς, της κρυσταλλικότητας, και των μαγνητικών ιδιοτήτων.

Η εφαρμογή των μαγνητικών μορίων στον τομέα της βιοτεχνολογίας και της βιοιατρικής έχει αυξηθεί σε έναν μεγάλο βαθμό με το πέρασμα των ετών. Μπορεί να γίνει ταξινόμηση σε δύο κατηγορίες, σε τεχνητές και σε ζώντες οργανισμούς. Για τις τεχνητές εφαρμογές, η κύρια χρήση είναι διαγνωστικά για το χωρισμό των βιομορίων, όπως η πρωτεΐνη, για το κύτταρο (DNA/RNA), ενώ σε ζώντες οργανισμούς οι εφαρμογές μπορούν να διαιρεθούν περαιτέρω σε θεραπευτικές (παράδοση και «hyperthermia» φαρμάκων όπως έχει αναφερθεί) και διαγνωστικές εφαρμογές (απεικόνιση μαγνητικής αντήχησης (MRI)).

## 1.15 Μαγνητική στοχευμένη παράδοση φαρμάκων

Το σημαντικότερο μειονέκτημα των περισσότερων φαρμάκων για τη χημειοθεραπεία όγκων είναι η σχετική μη-ειδικότητα. Τα φάρμακα εισέρχονται ενδοφλεβίως στον οργανισμό για τη γενική μεταφορά με συνέπεια να υπάρχουν επιβλαβείς παρενέργειες δεδομένου ότι επιτίθενται και στα κανονικά υγιή κύτταρα εκτός από τα ασθενή κύτταρα όγκων. Κατά προτίμηση τα φάρμακα πρέπει να εντοπιστούν στην ζητούμενη-επιθυμητή περιοχή. Η σύνδεση των φαρμάκων στα μαγνητικά μόρια μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη

μείωση των δόσεων των φαρμάκων και τις πιθανές παρενέργειες τους στους υγιείς ιστούς καθώς και στις δαπάνες που μπορούν να συνδεθούν με μια τέτοια με επεξεργασία φαρμάκων. Γενικότερα, τα φάρμακα πρέπει να βρεθούν επάνω στην επιφάνεια ή σε μια μεγάλη ποσότητα μαγνητικών μορίων. Το μέγεθος των μορίων αυτών καθώς και η επιφάνεια των μαγνητικών μορίων που καλύπτουν είναι ιδιαίτερα σημαντική στην τελική επιρροή στο χρόνο κυκλοφορίας του αίματος και επιπρόσθετα στη βιολογική διαθεσιμότητα των μορίων μέσα στο σώμα. Επιπλέον, οι μαγνητικές ιδιότητες και η εσωτερικοποίηση των μορίων εξαρτώνται έντονα από το μέγεθος των μαγνητικών μορίων και της περιβάλλουσας ισχύος των υπαρχόντων μαγνητικών πεδίων. Επίσης, παίζουν σημαντικό ρόλο μερικές υδροδυναμικές παράμετροι, όπως το ποσοστό ροής του αίματος, η συγκέντρωση των μορίων και επιπλέον σημαντικός ρόλος είναι και αυτός του παιχνιδιού διαδρομών έγχυσης.

Γενικά, ο μαγνητικός πυρήνας μορίων είναι ντυμένος με ένα βιοσυμβατό πολυμερές σώμα όπως PVA ή PLA. Τα πρόσφατα ανόργανα επιστρώματα όπως το πυρίτιο και ο χρυσός έχουν αναπτυχθεί. Το επίστρωμα ενεργεί για να προστατεύσει το μαγνητικό μόριο από το περιβάλλον περιβάλλον και μπορεί επίσης να είναι με την ένωση των λειτουργικών ομάδων, π.χ., biotin, avidin και άλλων μορίων. Μέχρι τώρα οι μελέτες του μαγνητικού φαρμάκου που στοχεύει στους ανθρώπους ήταν σπάνιες. Αν και υπάρχουν ακόμα πολλοί περιορισμοί για τη μαγνητική στοχοθέτηση φαρμάκων, όπως η δυνατότητα του embolization των αιμοφόρων αγγείων λόγω της συσσώρευσης των μαγνητικών μορίων, μια δυσκολία για τη βαθιά θεραπεία του ιστού από τα μαγνητικά μόρια (Pankhurst et al., 2003), πιστεύουμε ότι αυτοί θα μπορούσαν να υπερνικηθούν κάποια ημέρα και η μαγνητική στοχοθέτηση φαρμάκων θα εφαρμοζόταν σε κλινικό ως ικανός τρόπος για τη θεραπεία καρκίνου.

## 1.15 Hyperthermia

Η Hyperthermia είναι μια από τις ελπιδοφόρες προσεγγίσεις στη θεραπεία καρκίνου. Αυτή η ιδέα βασίζεται στην αρχή ότι ένα μαγνητικό μόριο μπορεί να παραγάγει τη θερμότητα από την απώλεια υστέρησης κάτω από ένα εναλλασσόμενο μαγνητικό πεδίο (AMF). Τα μαγνητικά μόρια που ενσωματώνονται γύρω από μια περιοχή όγκων που τοποθετούνται μέσα σε ένα μαγνητικό πεδίο θα θερμάνουν μέχρι μια θερμοκρασία εξαρτώμενη από τις μαγνητικές ιδιότητες του υλικού, τη δύναμη του μαγνητικού πεδίου, τη συχνότητα της ταλάντωσης και την ικανότητα ψύξης της ροής αίματος στην περιοχή όγκων. Τα καρκινικά κύτταρα καταστρέφονται στις θερμοκρασίες υψηλότερες από 43 °C, ενώ τα κανονικά κύτταρα μπορούν να επιζήσουν στις υψηλότερες θερμοκρασίες. Όσον αφορά την «hyperthermia», οι σημαντικές ιδιότητες των μαγνητικών μορίων είναι μη τοξικότητα, βιοσυμβατότητα, ικανότητα έγχυσης υψηλού επιπέδου συσσώρευση στον όγκο στόχων, και αποτελεσματική απορρόφηση της ενέργειας AMF. Επιλέγοντας τα υψηλής ισχύος μαγνητικά μόρια που συνδυάζονται με το κατάλληλο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, τα μαγνητικά λεπτά μόρια μικρών ποσοτήτων της τάξεως του δέκατου ενός χιλιοστογράμμου μπορούν εύκολα να χρησιμοποιηθούν για να αυξήσουν τη θερμοκρασία του βιολογικού ιστού τοπικά μέχρι τη νέκρωση κυττάρων. Διάφορα μαγνητικά μόρια έχουν χρησιμοποιηθεί για «hyperthermia», όπως το πυρίτιο και το λιπόσωμα κ.λπ.

## 2.ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

### 2.1Βιομαγνητικό ρευστό

Οι Loukopoulos V. C. και Tzirtzilakis E.E (2004). μελέτησαν το θεμελιώδες πρόβλημα της ροής του βιομαγνητικού ρευστού σε ένα κανάλι υπό την επίδραση ενός εφαρμοσμένου μαγνητικού πεδίου. Θεώρησαν ότι η μαγνήτιση  $M$  του ρευστού μεταβάλλεται γραμμικά με τη θερμοκρασία  $T$  και επιπλέον είναι και ανάλογη της έντασης του μαγνητικού πεδίου  $H$ . Συμπέραναν ότι η λύση του προβλήματος επιτυγχάνεται αναπτύσσοντας μια αποτελεσματική αριθμητική τεχνική βασισμένη σε πεπερασμένες διαφορές. Τα αποτελέσματα που αφορούν το πεδίο ταχύτητας και θερμοκρασίας, την τριβή του δέρματος και το ρυθμό μεταφοράς της θερμότητας δείχνουν ότι η παρουσία ενός μαγνητικού πεδίου επηρεάζει αισθητά το πεδίο ροής. Επιπλέον, παρατήρησαν ότι εμφανίζεται μια δίνη κοντά στην κάτω πλάκα κάτω από την οποία τοποθετείται η μαγνητική πηγή. Τέλος, η θερμοκρασία, η τριβή του δέρματος καθώς και ο ρυθμός μεταφοράς της θερμότητας αυξάνονται στην ίδια περιοχή.

Η δυναμική του βιομαγνητικού ρευστού (BFD) είναι μια σχετικά νέα περιοχή στη μηχανική υγρών που διερευνά τη δυναμική της ροής των βιολογικών υγρών παρουσία μαγνητικού πεδίου. Οι εφαρμογές στη βιοτεχνολογία και την ιατρική φαίνεται να είναι πολυάριθμες και η ερευνητική εργασία έχει αναπτυχθεί ραγδαία (Carlton J. και Retal M., 2011). Τα μαθηματικά μοντέλα έχουν αναπτυχθεί προκειμένου να εξεταστεί η ροή ενός βιομαγνητικού υγρού κάτω από τη δράση ενός εφαρμοσμένου μαγνητικού πεδίου. Η εφαρμογή αυτών των μοντέλων βασίζεται στις αρχές κατά Stokes και με την παραδοχή ότι εκτός από τις τρεις θερμοδυναμικές μεταβλητές  $P$ ,  $q$  και  $T$ , η συμπεριφορά του βιομαγνητικού ρευστού είναι επίσης συνάρτηση του μαγνητισμού  $M$ . Μαγνήτιση είναι το μέτρο του κατά πόσο το μαγνητικό πεδίο επηρεάζει το μαγνητικό ρευστό και γενικότερα είναι συνάρτηση της έντασης του μαγνητικού πεδίου ή και της θερμοκρασίας  $T$ . Σε αντίθεση με τη μαγνητοϋδροδυναμική (MHD), η οποία ασχολείται με τη διεξαγωγή υγρών, τα μαθηματικά το μοντέλο του BFD αγνοεί την επίδραση της πόλωσης και της μαγνήτισης και το επαγόμενο ρεύμα είναι αμελητέα μικρό. Έτσι, στην BFD, σε αντίθεση με την MHD, η δύναμη Lorentz είναι πολύ μικρότερη σε σύγκριση με τη δύναμη μαγνητισμού. Σύμφωνα με το προαναφερθέν μαθηματικό μοντέλο, λαμβάνονται υπόψη τα βιολογικά ρευστά σε αγωγούς και η ροή επηρεάζεται μόνο από τη μαγνητισμό του ρευστού στο μαγνητικό πεδίο.

Οι παράγωγες εξισώσεις που ισχύουν για την ασυμπίεστη ροή ενός ρευστού είναι παρόμοιες με εκείνες που προκύπτουν για τη φεροϋδροδυναμική (FHD) (Fertman V.E, 1990) Το πιο χαρακτηριστικό βιομαγνητικό υγρό είναι το αίμα, το οποίο μπορεί να θεωρηθεί μαγνητικό υγρό επειδή τα ερυθρά αιμοσφαίρια περιέχουν το μόριο της αιμοσφαιρίνης, μια μορφή οξειδίων του σιδήρου που βρίσκονται σε μία μοναδικά υψηλή συγκέντρωση στα ώριμα ερυθρά αιμοσφαίρια. Βρέθηκε ότι τα ερυθροκύτταρα προσανατολίζονται με το επίπεδο παράλληλα με το μαγνητικό πεδίο (Takeuchi T., et al., 1995). Επίσης έχει βρεθεί ότι το αίμα διαθέτει την ιδιότητα του διαμαγνητικού υλικού όταν είναι οξυγονωμένο και παραμαγνητικό όταν αποξυγονώνεται (Pauling L. και Coryell C.D., 1936). Έτσι, το αίμα διαθέτει την ιδιότητα ενός μαγνητικού υλικού, και σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορεί να θεωρηθεί ως διαμαγνητικό

ή παραμαγνητικό υγρό. Η εφαρμογή ενός μαγνητικού πεδίου, στη ροή ενός βιομαγνητικού ρευστού, θα μπορούσε να είναι χρήσιμη για την ιατρική μέσα από εφαρμογές μηχανικής.

Η απλοποίηση του μαθηματικού μοντέλου BFD έχει χρησιμοποιηθεί για την επίτευξη μιας αριθμητικής λύσης των διαφορικών εξισώσεων που περιγράφουν τη ροή του ρευστού (αίμα) σε ένα ορθογώνιο δίαυλο υπό τη δράση ενός μαγνητικού πεδίου. Θεωρείται ότι η ροή είναι δισδιάστατη, στρωτή, ασυμπίεστη και η μαγνήτιση περιγράφεται με γραμμική εξίσωση που περιλαμβάνει τη μαγνητική ένταση ή και τη θερμοκρασία  $T$ . Οι δύο αδιαπέραστες πλάκες του καναλιού διατηρούνται σε διαφορετική σταθερή θερμοκρασία και όσον αφορά το μαγνητικό πεδίο θεωρείται ότι υπάρχει μια ροή ισορροπίας. Θεωρείται ως βιομαγνητικό ρευστό το αίμα και ως απλούστευση θεωρείται ότι χαρακτηρίζεται από Νευτώνεια συμπεριφορά. Στην ανάλογη έρευνα των Loukopoulos V. C. και Tzirtzilakis E.E (2004), τα αποτελέσματα που αφορούν το πεδίο ταχύτητας, θερμοκρασία, τριβή του δέρματος και ρυθμό μεταφοράς της θερμότητας, έδειξαν ότι η ροή επηρεάζεται αισθητά από το μαγνητικό πεδίο. Εμφανίζεται στην ουσία μια δίνη και η θερμοκρασία αυξάνεται κοντά στην περιοχή στην οποία βρίσκεται η πηγή. Αυτά τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η εφαρμογή ενός μαγνητικού πεδίου, στη ροή ενός βιομαγνητικού ρευστού, θα μπορούσε να είναι χρήσιμη για εφαρμογές ιατρικής και μηχανικής.

Για την αριθμητική λύση ήταν απαραίτητο να εκχωρηθούν τιμές στις αδιάστατες παραμέτρους που εισέρχονται στο υπό εξέταση πρόβλημα. Για το σκοπό αυτό θεώρησαν μια ρεαλιστική περίπτωση στην οποία το υγρό είναι το αίμα

## **2.2 Βιομαγνητική ροή υγρού σε κανάλι με μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο**

Ο Tzirtzilakis E.E. (2007) μελέτησε το πρόβλημα της ροής του βιομαγνητικού ρευστού (αίματος) σε ένα κανάλι με στένωση υπό την επίδραση ενός σταθερού μαγνητικού πεδίου. Η θεωρητική βάση ήταν πως το αίμα θεωρείται ομογενές Νευτώνειο υγρό και αντιμετωπίζεται ως ηλεκτρικά αγώγιμο μαγνητικό ρευστό το οποίο παρουσιάζει επίσης μαγνητισμό. Κατά τους Haik et al. (1996), τα βιολογικά υγρά αντιμετωπίζονται ως ηλεκτρικά μη αγώγιμα μαγνητικά υγρά (ferrofluids). Σύμφωνα με το μοντέλο (BFD) που εισήγαγαν, η ροή των βιορευστών υπό την επίδραση ενός εφαρμοσμένου μαγνητικού πεδίου είναι σύμφωνη με τις αρχές της σιδηροδυναμικής (FHD) (Bashtovoy V.G. et al., 1988) και της μαγνητοϋδροδυναμικής (MHD) (Davidson P.A., 2001). Αυτές οι αρχές υιοθετήθηκαν λόγω του γεγονότος ότι το αίμα σε ισχυρά μαγνητικά πεδία συμπεριφέρεται σαν ένα ηλεκτρικά αγώγιμο υγρό το οποίο ταυτόχρονα παρουσιάζει μαγνήτιση (Tzirtzilakis E.E., 2005).

Ένα από τα κύρια αποτελέσματα αυτών των μελετών είναι ότι η εφαρμογή του μαγνητικού πεδίου έχει ως αποτέλεσμα τη διεύρυνση του στροβιλισμού μετά από τη στένωση και τη μετατόπιση της επανασύνδεσης της ροής στην κατεύθυνση καθόδου. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι το μαγνητικό πεδίο έχει αξιοσημείωτη επίδραση ακόμα και σε χαμηλούς βαθμούς ακόμα και στην περίπτωση μιας μέτριας στένωσης του 60%. Η θερμοκρασία κάτω από τη στένωση διατηρείται ψυχρότερη στην περιοχή της εφαρμογής. Επιπλέον, η επίδραση του μαγνητικού πεδίου στην ταχύτητα, καθώς και στη θερμοκρασία είναι σημαντική ακόμα και για τις πολύ χαμηλές τιμές της έντασης του μαγνητικού πεδίου.

Οι Ichioka et al. (2000) διερεύνησαν την οξεία επίδραση των στατικών μαγνητικών πεδίων έως 8T στη ροή αίματος του δέρματος και τη θερμοκρασία του σώματος σε αναισθητοποιημένους αρουραίους. Αυτές οι μεταβλητές μετρήθηκαν πριν και, κατά τη



διάρκεια της έκθεσής τους σε μαγνητικό πεδίο από έναν υπεραγωγίμο μαγνήτη με οριζόντια οπή. Τοποθετήθηκαν αισθητήρες στο μέσο της κοιλότητας για να μετρήσουν τη ροή του αίματος και τη θερμοκρασία του δέρματος. Ένας άλλος ανιχνευτής τοποθετήθηκε. Μετά τη μέτρηση των παραμέτρων έξω από το μαγνήτη, ο αουραίος εισήχθη μέσα στην οπή για 20 λεπτά και τοποθετήθηκε ακριβώς στο κέντρο, όπου το μαγνητικό πεδίο ήταν σχεδόν ομοιογενές. Οι μεταβολές καταγράφηκαν στη συνέχεια για 20 λεπτά έξω από την οπή. Τα ζώα που είχαν εκτεθεί σε ψευδαισθήσεις υποβλήθηκαν σε ακριβώς τις ίδιες συνθήκες, εκτός από το ότι ο υπεραγωγικός μαγνήτης δεν ενεργοποιήθηκε. Η ροή αίματος και η θερμοκρασία του δέρματος μειώθηκαν σημαντικά κατά τη διάρκεια της έκθεσης του μαγνητικού πεδίου και ανακτήθηκαν μετά την αφαίρεση του ζώου από τον μαγνήτη. Η θερμοκρασία του ορθού έδειξε μια τάση να μειώνεται ενώ το ζώο βρισκόταν στον μαγνήτη. Οι μικροκυκλοφορικές και θερμικές αντιδράσεις στην παρούσα μελέτη ήταν συνεπείς και συμφώνησαν με μερικές από τις προβλέψεις που βασίστηκαν σε μαθηματικές προσομοιώσεις και πειράματα μοντέλων.

## 2.3 Ανάλυση ροής του αίματος

Την τελευταία δεκαετία έχει γίνει μεγάλη πρόοδος στον τομέα της ιατρικής ανάλυσης μέσω προσομοιώσεων και αισθητήρων κατάλληλων να ανιχνεύουν και να μετρούν τις περισσότερες διεργασίες στο ανθρώπινο σώμα. Η μελέτη των Friman O. et al. (2011) αναφέρεται στη χρήση ενός τρόπου μαγνητικής τομογραφίας (Phase-Contrast -PC) μέσω του οποίου χρησιμοποιούνται μετατοπίσεις φάσης σήματος που προκύπτουν από μετακινήσεις περιστροφών για τη μέτρηση της κίνησης της ροής του αίματος στους ιστούς. Χρονικά επιλυμένα πεδία διανυσμάτων 4D που αντιπροσωπεύουν την κίνηση ή τη ροή μπορούν να εξαχθούν από τις εικόνες μαγνητοσκοπημένης μαγνητικής τομογραφίας. Στις εφαρμογές μαγνητικής τομογραφίας του καρδιαγγειακού συστήματος με υπολογιστή μπορούν να χρησιμοποιηθούν τέτοιες τεχνικές απεικόνισης και τα ίχνη των σωματιδίων μπορούν να χρησιμοποιηθούν συνήθως για την απεικόνιση της ροής του αίματος. Επιπλέον στην έρευνά τους εξάγουν στατιστικά αποτελέσματα για την πιθανότητα λάθους της συγκεκριμένης μεθόδου και τα ποσοστά επιτυχίας. Τέτοιου είδους τεχνικές θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν μελλοντικά σε συνδυασμό με πειράματα που αφορούν το αντικείμενο της τρέχουσας πτυχιακής εργασίας για την επίτευξη άμεσης μελέτης, ελέγχου και ορθότερων αποτελεσμάτων. Πιο συγκεκριμένα, θα μπορούσε μέσω της χρήσης πειραματόζωων να γίνει άμεση ανίχνευση της ροής του αίματος κατά τη χρήση μαγνήτη για τη μαγνήτιση του σιδήρου του αίματος.

Σχεδόν όλα τα αγγεία του σώματος όπως οι αρτηρίες και οι φλέβες είναι «ευέλικτα» το οποίο σημαίνει ότι όταν υπάρχει διαφορά μεταξύ της εξωτερικής και της εσωτερικής πίεσης, η περιοχή της διατομής τους μπορεί να επηρεαστεί σημαντικά και να αλλάξει. Αυτό το περίπλοκο και μη γραμμικό φαινόμενο προέρχεται από μια προσαρμογή με ταλαντευόμενη πίεση της καρδιάς, πράγμα που σημαίνει ότι η αύξηση της πίεσης του αίματος κάνει αυτές τις φλέβες και αρτηρίες να επεκτείνονται και η απελευθέρωση της πίεσης τις κάνει να συστέλλονται και να συμπιέζονται στο αρχικό τους μέγεθος. Υπάρχουν αρκετές δημοσιεύσεις που ερευνάται η ελαστική συμπεριφορά των σωλήνων ως μοντέλο των αιμοφόρων αγγείων. Οι Lou X.Y. και Pedeley T.J. (1993) ερεύνησαν τη σταθερή ροή σε ένα κανάλι με ένα άκαμπτο τοίχωμα και με ένα τμήμα του άλλου τοιχώματος να αντικαθίσταται από ένα ελαστικό μεμβράνης. Χρησιμοποίησαν ως παραμέτρους,  $T_m$ , τη διαμήκη τάση του ελαστικού τμήματος για την εξέταση της ευελιξίας. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ότι για μια δεδομένη

παράμετρο του συστήματος υπάρχει μια τιμή  $T_m$ , η οποία προς το πάνω τμήμα της μεμβράνης διογκώνεται και προς τα έξω παραμένει σταθερή. Επίσης, έδειξαν λεπτομέρειες για την ταλάντωση στην περίπτωση που το σύστημα είναι ασταθές. Στόχος των αναλύσεων αυτών ήταν η μελέτη της ασταθής ροής χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (Lou X.Y. και Peddeley T.J., 1996). Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ξανά ότι για τις τιμές κάτω από ένα ορισμένο σταθερό διάλυμα οι συνθήκες γίνονται ασταθείς και η σταθερή ροή δείχνει συμπεριφορές αυτοσυγκρατημένων ταλαντώσεων. Επίσης, σε πολλά δημοσιεύματα μελετάται αυτό το φαινόμενο των ελαστικών σωλήνων όπως στις μελέτες των Lou X. Y. (2001) ή Armitstead J.P. και Bertram C.D. (1996). Όπως έχει ήδη αναφερθεί, μία από τις διάφορες δυνατότητες στόχευσης φαρμάκων είναι η μαγνητικώς ελεγχόμενη στόχευση φαρμάκων. Σε αυτή τη μέθοδο κατάλληλα αντικαρκινικά φάρμακα δεσμεύονται με σιδηρούχα ρευστά που συγκεντρώνουν το φάρμακο σε μια συγκεκριμένη περιοχή (περιοχή όγκου) με την εφαρμογή μαγνητικών πεδίων. Την ίδια στιγμή τα φάρμακα αποσυνδέονται από το φερρορευστό και απορροφώνται για παράδειγμα από τον όγκο των κυττάρων. Το φερρορευστό είναι ένα μαγνητικό κολλοειδές εναιώρημα αποτελούμενο από βασικά υγρά και μαγνητικά νανοσωματίδια (συνήθως αποτελούνται από σίδηρο στην περίπτωση της στόχευσης φαρμάκων (Alexiou C. Et al., 2006) με εύρος διαμέτρου 5-15 nm. Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι η αποφυγή τυχόν παρενεργειών σε σχέση με τη συμβατική χημειοθεραπεία (Lubbe A. S. et al., 2001). Πολλές μελέτες έχουν βασιστεί σε αυτή τη μέθοδο και τα μέσα της όπου τελικά μπορεί να είναι και αποτελεσματικότερη (Ruenraroengsak P. Et al., 2009). Επίσης, το ίδιο το αίμα μπορεί να θεωρείται ως μαγνητικό σιδηρορευστό λόγω της ύπαρξης μορίων αιμοσφαιρίνης που περιέχουν οξείδιο του σιδήρου. Η διάμετρος των μορίων της αιμοσφαιρίνης είναι περίπου 55 Å (5,5 nm). Επίσης, σε πολλές άλλες δημοσιεύσεις έχει μελετηθεί η επίδραση των μαγνητικών πεδίων με τα χαρακτηριστικά του αίματος στα αγγεία (Habibi M.R. και Ghasemi M., 2011), αλλά η ελαστικότητα του αιμοφόρου αγγείου δεν έχει ληφθεί υπόψη.

Οι Aminfar H. et al. (2013) μελέτησαν τη συμπεριφορά ενός δισδιάστατου σωλήνα με ένα ελαστικό τμήμα που περιέχει φερρορευστό όπως το αίμα στην παρουσία και μη ομοιόμορφου μαγνητικού πεδίου. Έλαβαν υπόψη τους δύο περιπτώσεις μαγνητικών πεδίων, συμπεριλαμβανόμενης σταθερής κλίσης (τόσο θετικής όσο και αρνητικής) αλλά και ενός πεδίου μέσω της χρήσης ενός καλωδίου που μετέφερε ηλεκτρικό ρεύμα. Η επιφανειακή τάση της μεμβράνης θεωρείται σταθερή κατά μήκος του τοιχώματος. Η αριθμητική λύση των κατευθυντικών εξισώσεων του πεδίου ροής λήφθηκε χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο με δύο φάσεις ελέγχου. Αν και το μαγνητικό πεδίο επηρεάζει το ιξώδες και τη θερμική αγωγιμότητα του φερρορευστού, αυτά τα αποτελέσματα τα θεώρησαν ως αμελητέα. Στη μελέτη τους, θεώρησαν το μαγνητισμό ισορροπίας και αγνόησαν το διασκεδασμό της ενέργειας, την πίεση και την ηλεκτρική αγωγιμότητα του ρευστού. Επιπλέον, θεώρησαν το φερρορευστό τους ως Νευτώνιο υγρό. Χρησιμοποιήθηκε μίγμα δύο φάσεων για τη μοντελοποίηση της ροής που περιέχει νανοσωματίδια. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ότι τα αρνητικά και τα θετικά μαγνητικά πεδία με κλίση κάνουν το σωλήνα να είναι ευρύτερος και στενότερος, αντίστοιχα. Σε κάποια περίπτωση αρνητικής κλίσης, το πάνω μέρος της μεμβράνης διογκώνεται προς τα έξω. Αν το μέγεθος της κλίσης αυξηθεί περισσότερο, τα αποτελέσματα του μαγνητικού πεδίου στο σχήμα του τοίχου θα αυξηθεί. Το μαγνητικό πεδίο ενός καλωδίου με ηλεκτρικό ρεύμα τοποθετημένο κατακόρυφα στο επίπεδο του καναλιού, μπορεί να ανοίξει το κανάλι λόγω της αύξησης της πίεσης που παράγεται.

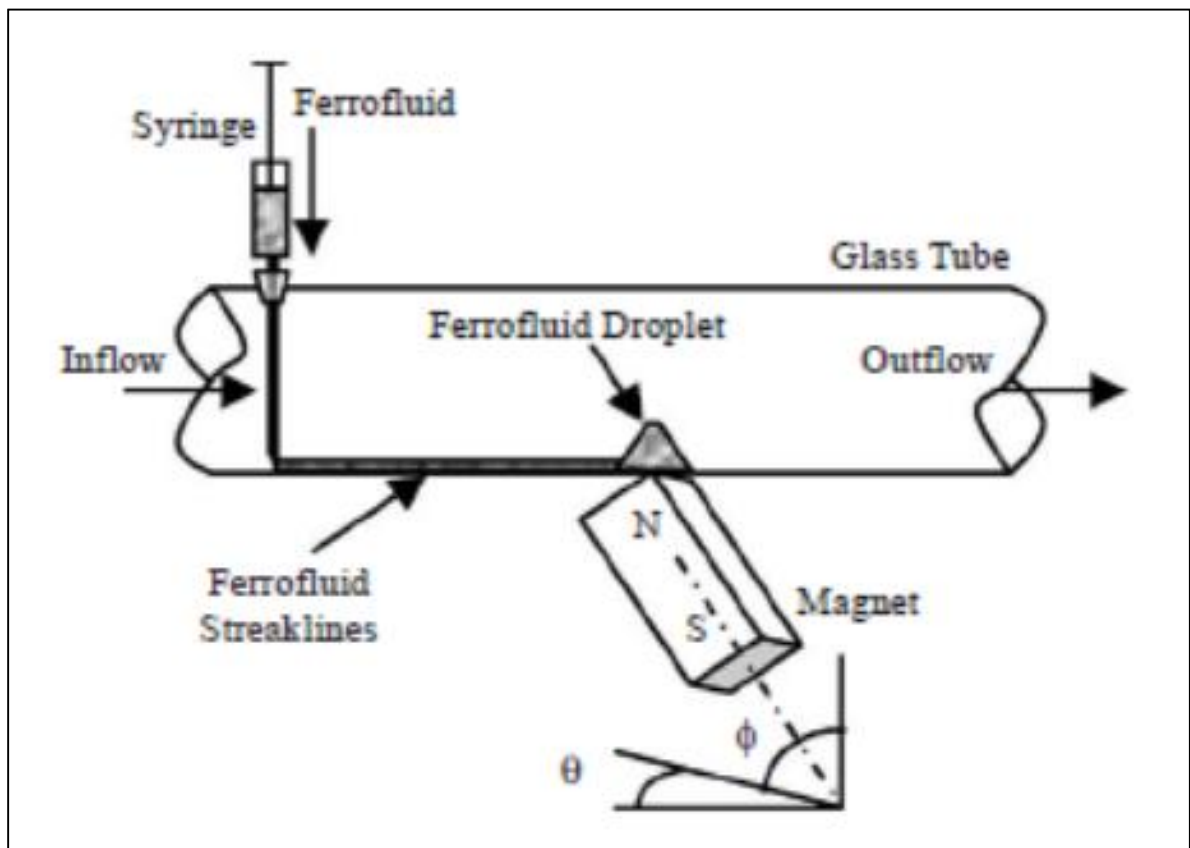
Οι Abdallah D. Abi. et al. (2009) στη μελέτη τους εξέτασαν τα σταθερά μαγνητοϋδροδυναμικά διαλύματα σε ένα άκαμπτο δοχείο. Ανέλυσαν μια ακριβή λύση για την οποία παρουσίασαν νέες εικονογραφήσεις, ερμηνείες και στη συνέχεια ανέπτυξαν περαιτέρω τα αποτελέσματά τους για να μπορέσουν να δείξουν το διαχωρισμό των φορτίων στα τοιχώματα των αγγείων. Στη συνέχεια, εξέτασαν την κατά προσέγγιση λύση του Vardanyan

μέσω επαγωγικών υπολογισμών. Στη συνέχεια ολοκλήρωσαν μια σύγκριση των αποτελεσμάτων τους με αυτά των Kinouchi et al προκειμένου να δείξουν την επιρροή της απλοποίησης των υποθέσεων σχετικά με τους υπολογισμούς. Κατέληξαν ότι η εφαρμογή ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B0 στη ροή του αίματος παράγει ηλεκτρομαγνητικές επαγωγές στο υγρό το οποίο μειώνει το ρυθμό ροής. Αυτά τα αποτελέσματα αυξάνουν όταν το B0 αυξάνεται. τα επαγόμενα μαγνητικά πεδία παραμένουν πάντως πολύ αδύναμα. Κατά προσέγγιση των αποτελεσμάτων, παρέμειναν στην παραδοχή της συμμετρίας του προφίλ της ταχύτητας, υπερεκτιμώντας τις μειώσεις της ροής. Ακόμα κι αν τα προκαλούμενα μαγνητικά πεδία είναι ασήμαντα, επιλύοντας το πρόβλημα η παραμέλησή τους είναι ανακριβής. Παρά την ανακρίβεια της προσέγγισης του Vardanyan, για χαμηλά μαγνητικά πεδία όπως αυτά που χρησιμοποιούνται για τη μαγνητική τομογραφία, παρέχεται μια καλή προσέγγιση για τα αποτελέσματα χρησιμοποιώντας σχετικά απλούς υπολογισμούς. Από την άλλη πλευρά, κάνοντας την παραδοχή των μη-αγώγιμων τοιχωμάτων, παράγεται μια τρέχουσα ανακυκλοφορία εντός του δοχείου, η οποία παρουσιάζει αντίστροφη επίδραση στη μείωση της ροής. Ο ρυθμός που υπολογίζεται είναι μεγαλύτερος από αυτών που λαμβάνεται από τους Kinouchi et al. χρησιμοποιώντας αγωγή τοιχώματα. Συνοπτικά, αυτή η μελέτη έδειξε ότι, για μικρούς Hartmann αριθμούς, το αποτέλεσμα της αγωγιμότητας δεν είναι σημαντική και ότι η παραμέληση των επαγόμενων πεδίων δημιουργεί μια πολύ στενή προσέγγιση της ακριβούς λύσης. Ως εκ τούτου, συμπεράναν ότι σε περιπτώσεις όπως η έκθεση σε μαγνητική τομογραφία, παραμένουν οι παραπάνω απλουστευτικές υποθέσεις αρκετά λογικές.

## 2.4 Ιατρικές Εφαρμογές

Οι περισσότερες εφαρμογές στην ιατρική χρησιμοποιούν την ακραία διαφορά σχετικού μεγέθους μεταξύ μαγνητικών νανοσωματιδίων και ζωντανών κυττάρων. Οι εφαρμογές που παρουσιάζονται σε αυτήν την ενότητα χρησιμοποιούν σιδηρορρευστά που αποτελούνται από νανοσωματίδια οξειδίου του σιδήρου που ονομάζονται SPION, συντόμηση για το superparamagnetic-iron-oxide-nanoparticles (υπερπαραμαγνητικά νανοσωματίδια οξειδίου του σιδήρου).

Η πρώτη εφαρμογή είναι η μαγνητική στόχευση φαρμάκων (Magnetic drug targeting). Σε αυτήν τη διεργασία τα φάρμακα εγκλείονται από μια στρώση σιδηρορρευστού με κάποιον τρόπο. Ο συνδυασμός αυτός εγχέεται σε μια περιοχή του σώματος του ασθενούς που απαιτεί τη θεραπεία με το φάρμακο. Το φάρμακο μπορεί τότε να διατηρηθεί στην επιθυμητή θέση με ένα μαγνητικό πεδίο και να του επιτραπεί να δράσει για μια χρονική περίοδο (περίπου 1 ώρα). Το πεδίο θα μπορούσε τότε να απενεργοποιηθεί και το φάρμακο θα μπορούσε να διαχυθεί μέσω του σώματος. Αυτή η διεργασία μπορεί να μειώσει δραστικά την αναγκαία δόση για τη θεραπεία σε ένα επίπεδο που δεν θα είχε αρνητικές παρενέργειες, μόλις ελευθερωνόταν το φάρμακο από το μαγνητικό πεδίο. Το κίνητρο πίσω από αυτόν τον τύπο θεραπείας είναι ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί με φάρμακα με αρνητικές παρενέργειες, όπως στη χημειοθεραπεία. Οι Ganguly et al. (2004) θεώρησαν ότι η διάχυση μιας σταγόνας σιδηρορρευστού σε κάποιον ξενιστή επηρεάζει την απελευθέρωση του φαρμάκου που περιέχεται σε αυτό. Σαν στόχο στην έρευνά τους είχαν να μπορέσουν να απεικονίσουν και να περιγράψουν τη μαγνητικά προκαλούμενη συσσώρευση σιδηρορρευστού σε μία συγκεκριμένη (στοχευμένη περιοχή) και την επακόλουθη διασπορά του σε σταθερή κατάσταση. Η εικόνα 5 δείχνει την πειραματική προσέγγιση που ακολούθησαν.



Εικόνα 6: Μαγνήτωση Σιδηρορευστού [Ganguly 2005]

Συμπέραναν ότι όταν 3 ml σιδηρορευστού εγχέονται στο τμήμα δοκιμής στο με ρυθμό 1 ml/s, το σιδηρορευστό μετακινείται προς τα κάτω σε μορφή ραβδώσεων κατά μήκος του κάτω μέρους του σωλήνα με πολύ μικρή διάχυση στη ροή του. Ολόκληρη η μάζα του σιδηρορευστού μεταφέρθηκε με προσαγωγή στην περιοχή πλησίον του άκρου του διπόλου σε 100 δευτερόλεπτα. Επιπλέον παρατήρησαν ότι ο ρυθμός συσσώρευσης του σιδηρορευστού υπερβαίνει το ρυθμό απορρόφησης κατά τη διάρκεια αυτού του χρόνου και το μέγεθος του συνόλου των νανοσωματιδίων μεγαλώνει σε κωνικό σχήμα.

Η δεύτερη εφαρμογή είναι μια πειραματική καρκινική θεραπεία που λέγεται στοχευμένη μαγνητική υποθερμία (targeted magnetic hyperthermia). Αυτή η διεργασία έχει ως πλεονέκτημα την ικανότητα των νανοσωματιδίων να μετατρέπουν την ηλεκτρομαγνητική ενέργεια σε θερμική ενέργεια. Εδώ, το σιδηρορευστό εγχέεται σε έναν στοχευμένο ιστό, συνήθως έναν καρκινικό όγκο. Ένα ταλαντευόμενο μαγνητικό πεδίο εστιάζεται στην τοποθεσία, επιτρέποντας στο σιδηρορευστό να δονείται. Η δόνηση αυξάνει τη θερμική ενέργεια σε μια συχνότητα που δεν επιτρέπει στο περιβάλλον νερό να θερμανθεί. Το ρευστό μπορεί να φτάσει σε μια θερμοκρασία που σκοτώνει τα επιθυμητά κύτταρα χωρίς να προκαλεί ζημιά στον περιβάλλοντα ιστό.

Η τρίτη εφαρμογή χρησιμοποιείται ως ένας προχωρημένος παράγοντας αντίθεσης στη μαγνητική τομογραφία (MRI). Οι απεικονίσεις MRI εξαρτώνται από τη διαφορά στους χρόνους μαγνητικής χαλάρωσης των διαφόρων ιστών που παρέχουν την αντίθεση. Εάν βιοσυμβατά σιδηρορευστά μπορούν να απορριφθούν επιλεκτικά από κάποιο είδος ιστού, τότε αυτοί οι ιστοί δεν θα έχουν κανονικά υψηλή διαχωριστότητα. Επίσης, η ανάπτυξη μιας μεθόδου για διάφορους ιστούς ώστε να προσλαμβάνει διάφορα ποσά σιδηρορευστού θα δώσει στους ιστούς δραστικά διαφορετικούς χρόνους χαλάρωσης και συνεπώς πολύ οξεία

αντίθεση και υψηλή διαχωριστικότητα. Ένα τέτοιο παράδειγμα που χρησιμοποιήθηκε σε δοκιμές περιλαμβάνει τη δεξτράνη καλυμμένη με σωματίδια οξειδίου του σιδήρου. Τα καλυμμένα σωματίδια γίνονται δεκτά από το δικτυοενδοθηλιακό σύστημα πολλών υγιών κυττάρων, αλλά όχι από τα καρκινικά κύτταρα. Αυτό μπορεί να επιτρέψει μια πολύ καλή διαχωριστικότητα των καρκινικών κυττάρων.

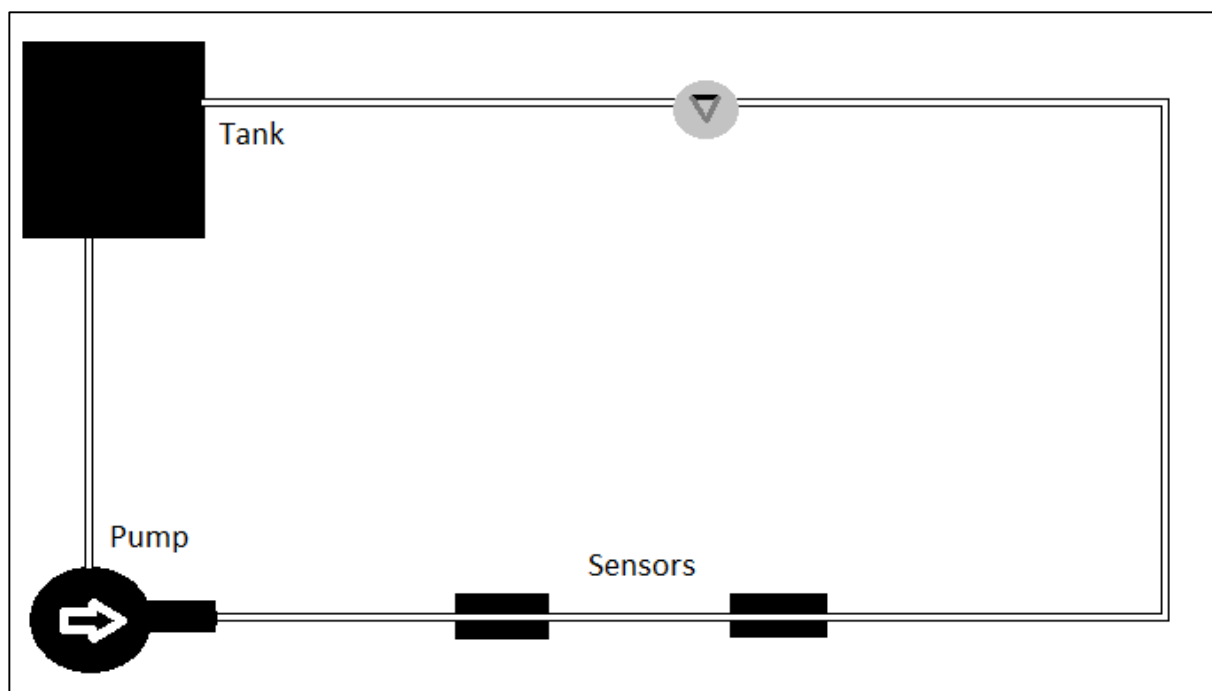
Η τέταρτη εφαρμογή που περιγράφεται είναι μια διεργασία που λέγεται μαγνητικός διαχωρισμός κυττάρων. Σε αυτήν τη τεχνική τα μαγνητικά σωματίδια προσλαμβάνονται από μια επιθυμητή βιολογική οντότητα παρόμοια με την παραπάνω μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας. Έπειτα, μόλις τα σωματίδια κορεστούν μέσα σε ένα στοχευμένο ιστό, χρησιμοποιείται μια βαθμίδα μαγνητικού πεδίου για να απομακρύνει την οντότητα από το εγγενές περιβάλλον. Ένα παράδειγμα αυτής της διεργασίας με μεγάλη χρήση είναι ο διαχωρισμός του μυελού των οστών από καρκινικά τμήματα ενός δείγματος για την επανεμφύτευση του μυελού των οστών στο άτομο.

Οι Ichioka S. et al. (2000) ερεύνησαν την επίδραση των στατικών μαγνητικών πεδίων στη ροή του αίματος στο δέρμα και στη θερμοκρασία του σώματος σε αναισθητοποιημένους αρουραίους. Γενικότερα, τα τεχνητά ηλεκτρομαγνητικά πεδία έχουν γίνει τα τελευταία χρόνια πολύ συχνά σε αρκετούς τομείς και πιο συγκεκριμένα ισχυρά στατικά μαγνητικά πεδία που παράγονται από ισχυρούς μαγνήτες χρησιμοποιούνται ολοένα και περισσότερο σε ιατρικές και βιομηχανικές εφαρμογές όπως αναφέρουν και οι Kinouchi et al. (1996). Είναι συνεπώς σημαντική η αξιολόγηση των βιολογικών επιδράσεων των στατικών μαγνητικών στοιχείων για τον καθορισμό των επιτρεπτών ορίων. Στην εν λόγω έρευνα τοποθετήθηκαν τα σώματα των αρουραίων σε στατικούς μαγνητικούς σωλήνες για 20 λεπτά με ένταση 8T. Συμπέραναν ότι η ροή του αίματος του δέρματος στην εκτεθειμένη ομάδα μειώθηκε μέσα στο μαγνήτη. Η ροή του αίματος μέσα στο μαγνήτη μετά από ένα λεπτό από την εισαγωγή στην οπή στην εκτεθειμένη ομάδα ήταν σημαντικά χαμηλότερη από ό, τι νωρίτερα. Η ροή επανήλθε στο επίπεδο της βάσης μετά την αφαίρεση του ζώου από την οπή. Επιπλέον η έκθεση στη μαγνητική ακτινοβολία μείωνε συνεχώς τη θερμοκρασία του δέρματος. Η έκθεση στα 20 λεπτά προκάλεσε σημαντική ελάττωση της θερμοκρασίας του δέρματος σε σχέση με την τιμή αναφοράς πριν από την έκθεση. Η θερμοκρασία του δέρματος ανακτήθηκε μετά τη μαγνητική έκθεση. Παρόμοιες έρευνες στη βιβλιογραφία έχουν δείξει τα ίδια αποτελέσματα. (Sperber et al., 1994)

### 3.ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΕΓΚΑΤΑΣΤΑΣΗ

#### 3.1 Εισαγωγή

Η κύρια ιδέα για την κατασκευή της πειραματικής εγκατάστασης ήταν ο έλεγχος της ροής του ρευστού που ρέει σε ένα σωλήνα. Συγκεκριμένα, μετά από τη δημιουργία στένωσης σε τμήμα του κυλινδρικού αγωγού, αφού μετρήθηκαν οι πιέσεις, μελετήθηκαν οι ταχύτητες ροής στο κλειστό κύκλωμα. Αρχικά, το ρευστό που χρησιμοποιήθηκε ήταν το απιονισμένο νερό. Χρησιμοποιήθηκε αρχικά το συγκεκριμένο ρευστό ώστε να βελτιωθούν τυχόν διαρροές στο κύκλωμα καθώς και να ρυθμιστούν(καλιμπραριστούν) τα παροχόμετρα(πλωτόμετρα). Ο κύριος λόγος χρήσης του απιονισμένου νερού ήταν οι γνωστές ιδιότητές του στους 20 °C, δηλαδή πυκνότητα  $\rho=1 \text{ kg/m}^3$  ( $\rho=m/V$ , άρα  $m=V\rho$ ) και το χαμηλό κόστος του σε σχέση με τα υπόλοιπα εξειδικευμένα ρευστά που θα χρησιμοποιούνταν στη συνέχεια του πειράματος. Τα πειράματα στη συνέχεια, έγιναν με τη χρήση ενός μίγματος αποτελούμενου από γλυκερίνη και λάδι. Η διατομή που χρησιμοποιήθηκε στο ευδιάκριτο κομμάτι του κυκλώματος όπου λήφθηκαν οι μετρήσεις ήταν ένας ευθύς σωλήνας από πλαστικό(plexiglass) με 8 χιλιοστά εσωτερική διάμετρο και 200 mm μήκος. Στα άκρα της διατομής τοποθετήθηκαν αισθητήρες μέτρησης πίεσης για τη λήψη των απαραίτητων πληροφοριών όπου η επεξεργασία τους βοήθησε στο να συναχθούν τα απαραίτητα συμπεράσματα. Η παρακάτω εικόνα (Εικόνα 6 δείχνει τη βασική ιδέα της ροής του ρευστού στο κύκλωμα.



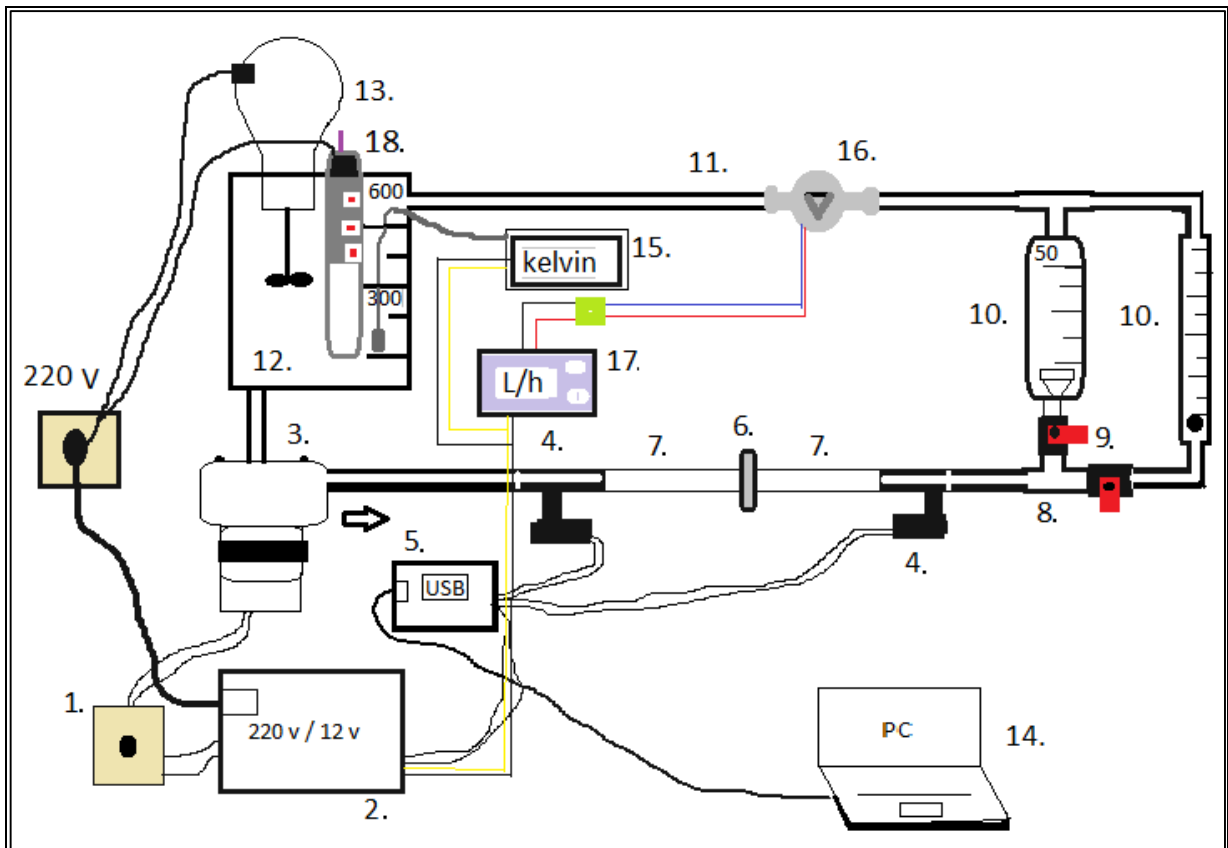
Εικόνα 7: Κλειστό κύκλωμα με αισθητήρες

## 3.2 Πειραματική διάταξη

Η ακριβής συνδεσμολογία της διάταξης αποτυπώνεται στην Εικόνα 7. Πιο συγκεκριμένα, τα εξαρτήματα και τα όργανα μέτρησης είναι τα εξής:

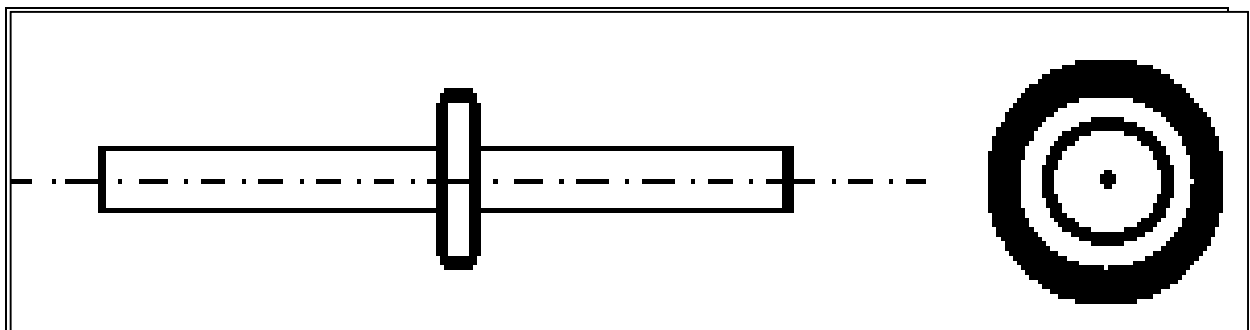
- 1. Ροοστάτης:** Ο ροοστάτης αυξομειώνει την τάση μετά την έξοδο του τροφοδοτικού. Στη συνέχεια διεγείρει με διαφορετική τάση την αντλία αλλάζοντας τις στροφές της αντλίας και επομένως την ταχύτητα ροής του ρευστού.
- 2. Τροφοδοτικό:** Μετασχηματίζει το AC ρεύμα 220 Νοικιακής χρήσης σε DC12 Volt. Στη συνέχεια η έξοδός του (12 V) συνδέεται στο ροοστάτη και η έξοδος από το ροοστάτη στην αντλία.
- 3. Αντλία:** Η αντλία υγρού είναι συνεχούς ρεύματος 12 V. Η αντλία είναι η πηγή που δίνει την ενέργεια στο ρευστό ώστε να κινηθεί.
- 4. Αισθητήρες:** Οι αισθητήρες λαμβάνουν την πληροφορία από την κίνηση του ρευστού και τη μετατρέπουν σε τάση ρεύματος. Πιο συγκεκριμένα στο συγκεκριμένο πείραμα, οι αισθητήρες που έχουν τοποθετηθεί μετρούν την πίεση του ρευστού.
- 5. Ηλεκτρονική διάταξη (πλακέτα USB):** Μετατρέπει το σήμα που λαμβάνει από τους αισθητήρες σε κατάλληλη μορφή ώστε να αποσταλλεί μέσω USB στον υπολογιστή.
- 6. Μαγνήτης νεοδυμίου:** Ο μαγνήτης που τοποθετήθηκε είναι κυλινδρικού σχήματος (δαχτυλίδι).
- 7. Αγωγός:** Στην ουσία αυτό το κομμάτι είναι το σημείο όπου λήφθηκαν όλες οι μετρήσεις. (πολλές φορές αναφέρεται και ως σημείο δοκιμών) Ο αγωγός αυτός είναι από διάφανο plexiglass ώστε να μπορούμε και με τα μάτια και με κάμερα πέρα από τους αισθητήρες να παρατηρούμε τη στένωση που σημειουργείται καθώς και την κίνηση των ρινισμάτων σιδήρου. Αυτός ο αγωγός έχει εσωτερική διάμετρο 8mm.
- 8. Διακλαδώσεις:** Η χρήση των ταφ έγινε για τη σύνδεση των παροχόμετρων.
- 9. Βάνες:** Οι βάνες είναι τοποθετημένες στις εισόδους των παροχόμετρων. Με τις βάνες μπορούμε να επιλέξουμε από ποιο παροχόμετρο θα περάσει το ρευστό. Επίσης, με τις βάνες μπορούμε να ρυθμίσουμε και την παροχή
- 10. Πλωτόμετρα:** Χρησιμοποιήθηκαν δύο πλωτόμετρα για να καλυφθούν οι μέγιστες και οι ελάχιστες τιμές παροχής.
- 11. Αγωγός:** Ο συγκεκριμένος αγωγός είναι ο αγωγός επιστροφής, μέσω του οποίου επιστρέφει το ρευστό από τα παροχόμετρα στο δοχείο αποθήκευσης του υγρού. Ο αγωγός αυτός είναι αλφαδολάστιχο με εσωτερική διάμετρο 8mm.
- 12. Δοχείο αποθήκευσης υγρού:** Το δοχείο αποθήκευσης του υγρού έχει όγκο 600ml και είναι από ημιδιάφανο υλικό με διαγράμμιση ώστε να είναι διακριτή η ποσότητα του υγρού που περιέχει.
- 13. Αναδευτήρας:** Ο αναδευτήρας έχει τοποθετηθεί στο δοχείο αποθήκευσης υγρού ώστε να διατηρεί ομοιογένεια σε όλο τον όγκο του ρευστού.
- 14. Η/Υ:** Ο Η/Υ δέχεται ως είσοδο μέσω USB θύρας την έξοδο από την ηλεκτρονική διάταξη και καταγράφει το σύνολο των μετρήσεων του πειράματος στη μονάδα του χρόνου που θέτουμε εμείς δημιουργώντας χρονοσειρά σε πραγματικό χρόνο.
- 15. Ηλεκτρονικό Θερμόμετρο:** Με το θερμόμετρο (αισθητήριο τύπου) παρακολουθούμε την θερμοκρασία του ρευστού μέσα στον ταμιευτήρα DC12V
- 16. Αισθητήριο μέτρησης παροχής** μετατρέπει την διέλευση του υγρού σε σήμα DC 12V
- 17. Ψηφιακή οθόνη ενδείξεων** δίδει την στιγμιαία παροχή καθώς και το σύνολο του υγρού που χειδιαπερασει τον εσθιτιρα σε εναν κύκλο μετρισεων.

18. **Θερμοστάτης-αντίσταση** θερμαίνει το ρευστό στην επιθυμητή θερμοκρασία.



Εικόνα 8: Πειραματική διάταξη

Η κατασκευή της διάταξης φυσικά βελτιώθηκε σε αρκετά σημεία σε σχέση με την αρχική της μορφή με βάση πάντα την κατεύθυνση του πειράματος. Υπήρξαν πολλές λεπτομέρειες οι οποίες έπρεπε να ληφθούν υπόψιν για την όσο το δυνατόν πιο σωστή λειτουργία του πειράματος. Ο αναδευτήρας βρίσκεται τοποθετημένος στο άνω μέρος του «δοχείου υγρού». Το άκρο του αναδευτήρα όπου εκτελεί την ανάδευση βρίσκεται κάτω από το μέσο του δοχείου υγρού στο ύψος των 270ml ώστε να επιτευχθεί σύντομη ομοιογένεια του ρευστού.

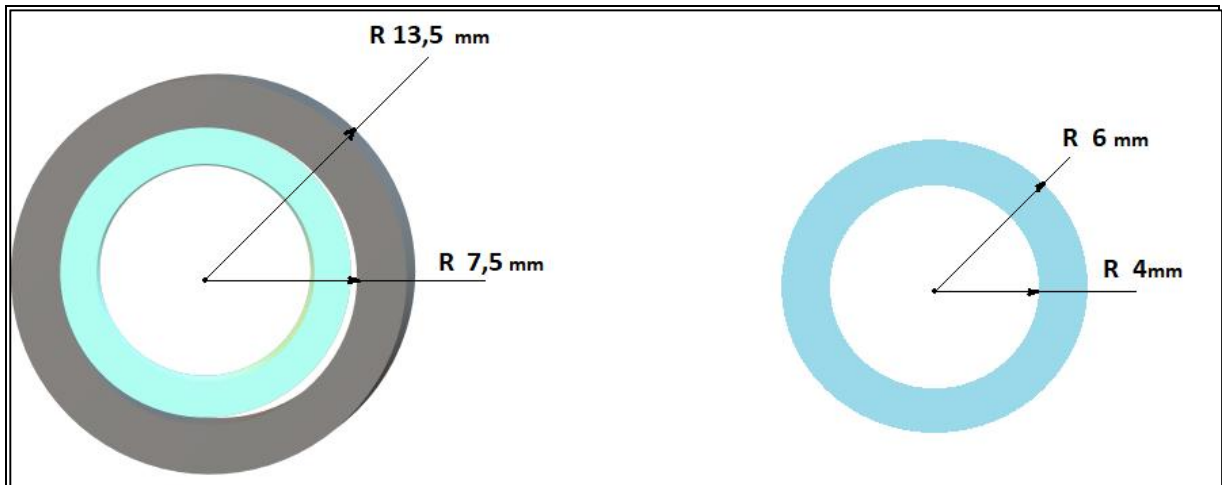


Εικόνα 9: Μαγνήτης νεοδυμίου στην περιοχή των δοκιμών

Ο μαγνήτης νεοδυμίου είναι σε σχήμα δαχτυλιδιού περασμένος στο διάφανο κύλινδρο κεντραρισμένος (αξονική γραμμή) όπως αποτυπώνεται στην εικόνα 8, ώστε να είναι

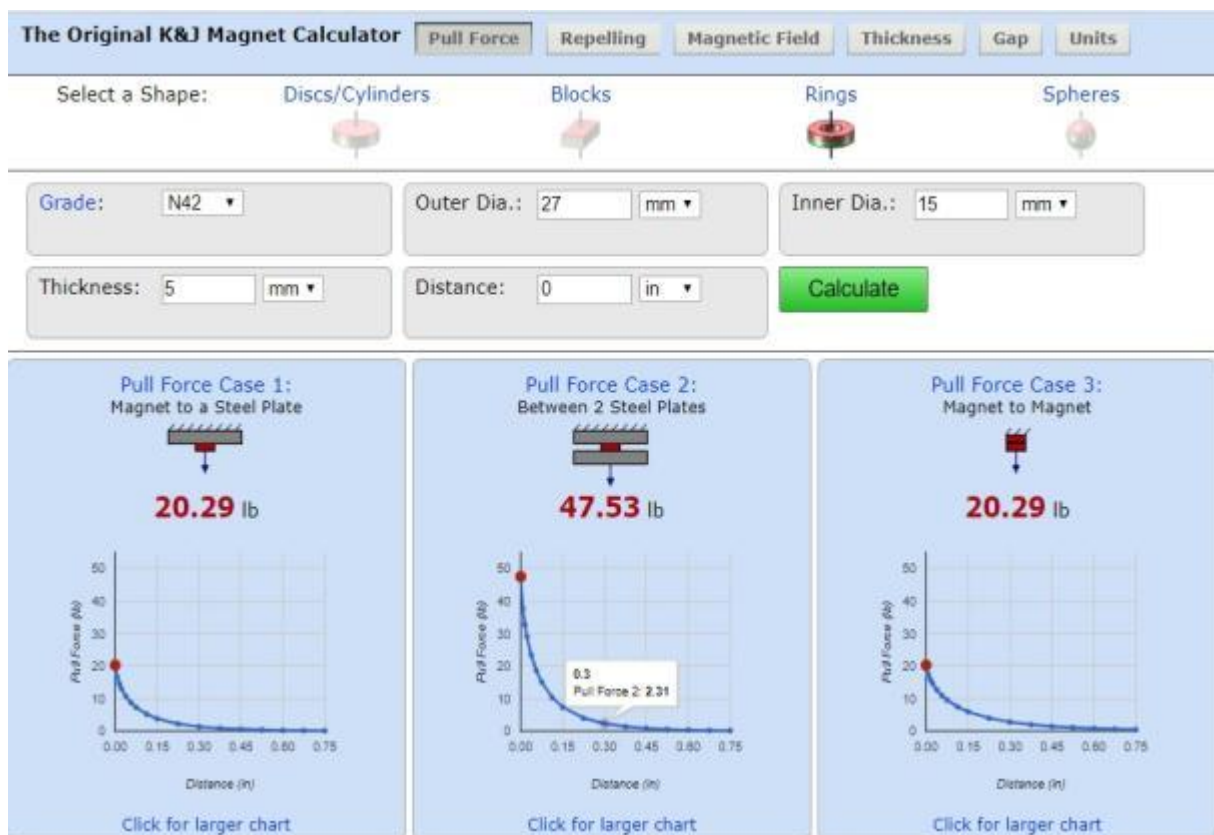


κατανεμημένα τα σωματίδια του σιδήρου που θα μαγνητίζονται στο εσωτερικό του σωλήνα. Ο μαγνήτης είναι τοποθετημένος ανάμεσα σε δύο αισθητήρες.



Εικόνα 10: Διαστάσεις μαγνήτη-σωλήνα

Ο σωλήνας όπως φαίνεται στην εικόνα 9 έχει διάμετρο  $d=8$  mm και αντιπροσωπεύει κάποια μεγάλη αρτηρία στο σώμα.

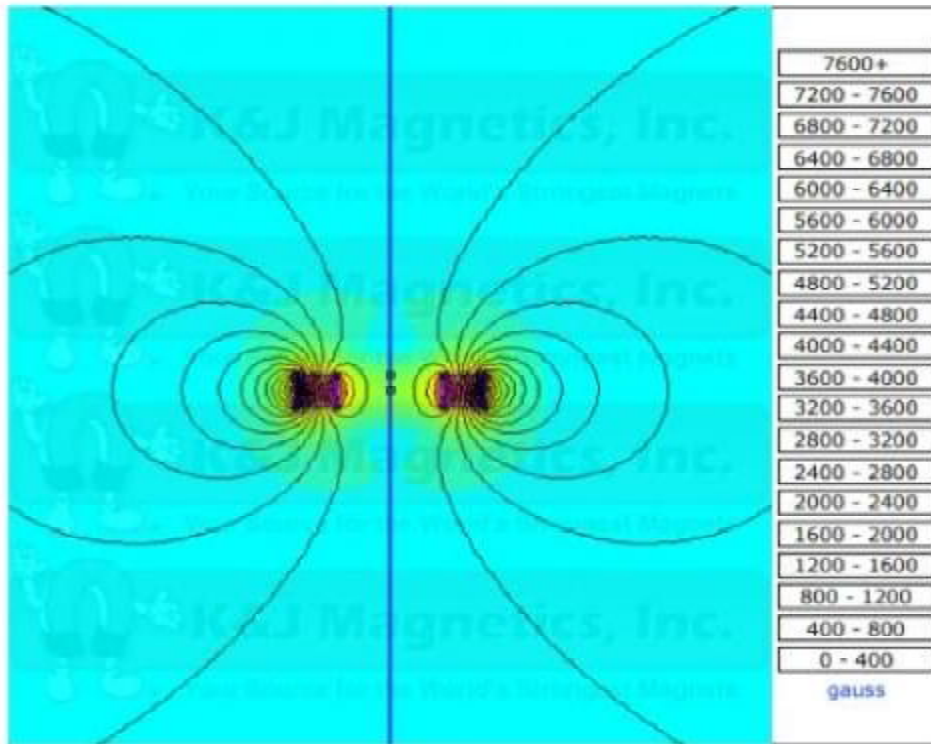


Εικόνα 11 Μαγνήτης Νεοδυμίου N42

5/13/2016

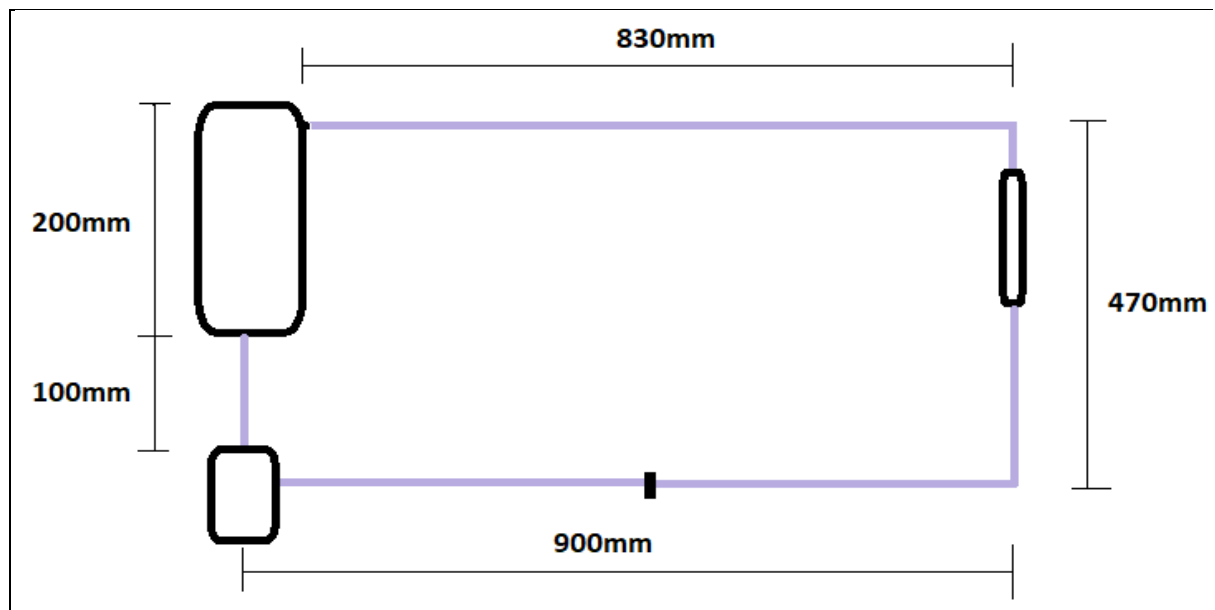
K&J Magnetics - Magnetic Field Visualization

**K&J Magnetics**  
**Magnetic Field Visualization**  
**Single Magnet in Free Space**



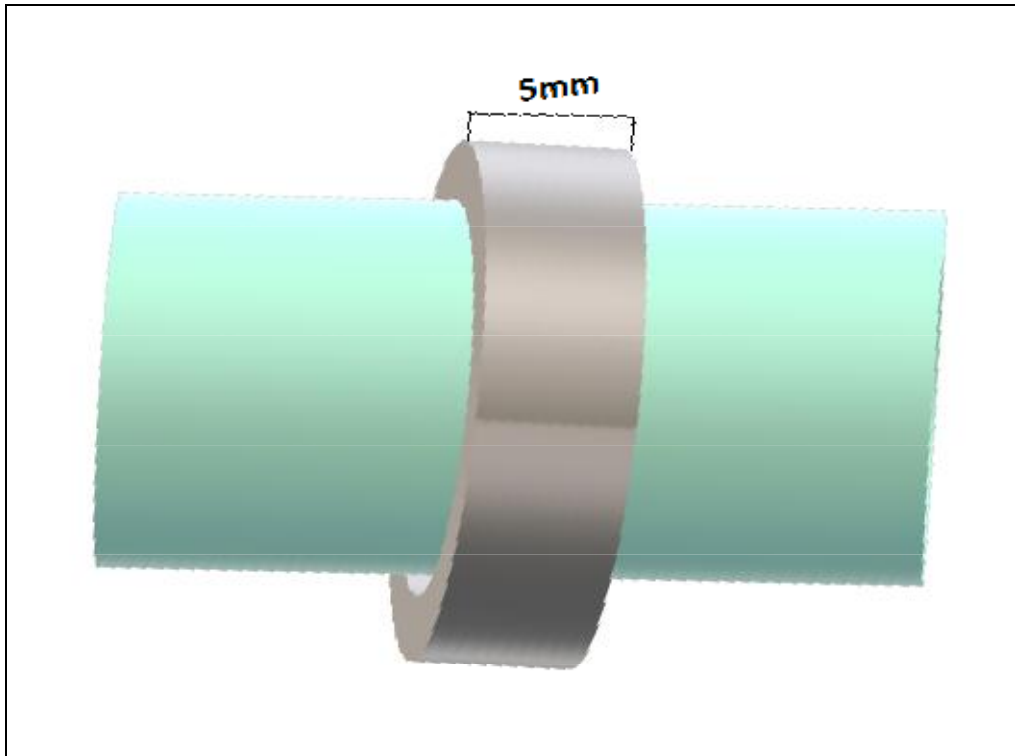
Grade = N42  
Outer Diameter = 1.063in  
Inner Diameter = 0.590551181102362in  
Thickness = 0.196850393700787in

Εικόνα 12 Μαγνητικό πεδίο δαχτυλοειδούς μαγνήτη N42



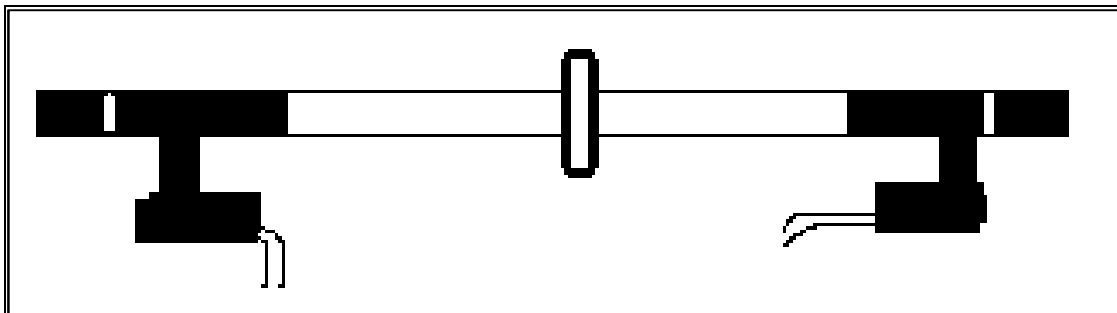
**Εικόνα 13: Διαστάσεις σωλήνα**

Όπως φαίνεται στην εικόνα 10, το συνολικό μήκος των σωληνώσεων είναι  $L=2.3\text{m}$  και η διάμετρος αυτών είναι  $d=8\text{mm}$ . Τα εξαρτήματα (αντλία, πλωτήρας, σωληνώσεις) περιλαμβάνουν συνολικό όγκο ρευστού  $V_1=195\text{ml}$ . Ο ταμιευτήρας έχει ως διαστάσεις  $20\text{cm} \times 8\text{cm} \times 3.75\text{cm}$  με χωρητικότητα  $V_2=600\text{ml}$ . Το σύνολο του ρευστού που απαιτείται για την πλήρωση του κυκλώματος είναι  $V=V_1+V_2=795\text{ml}$ .



**Εικόνα 14: Πλάτος(πάχος) μαγνήτη**

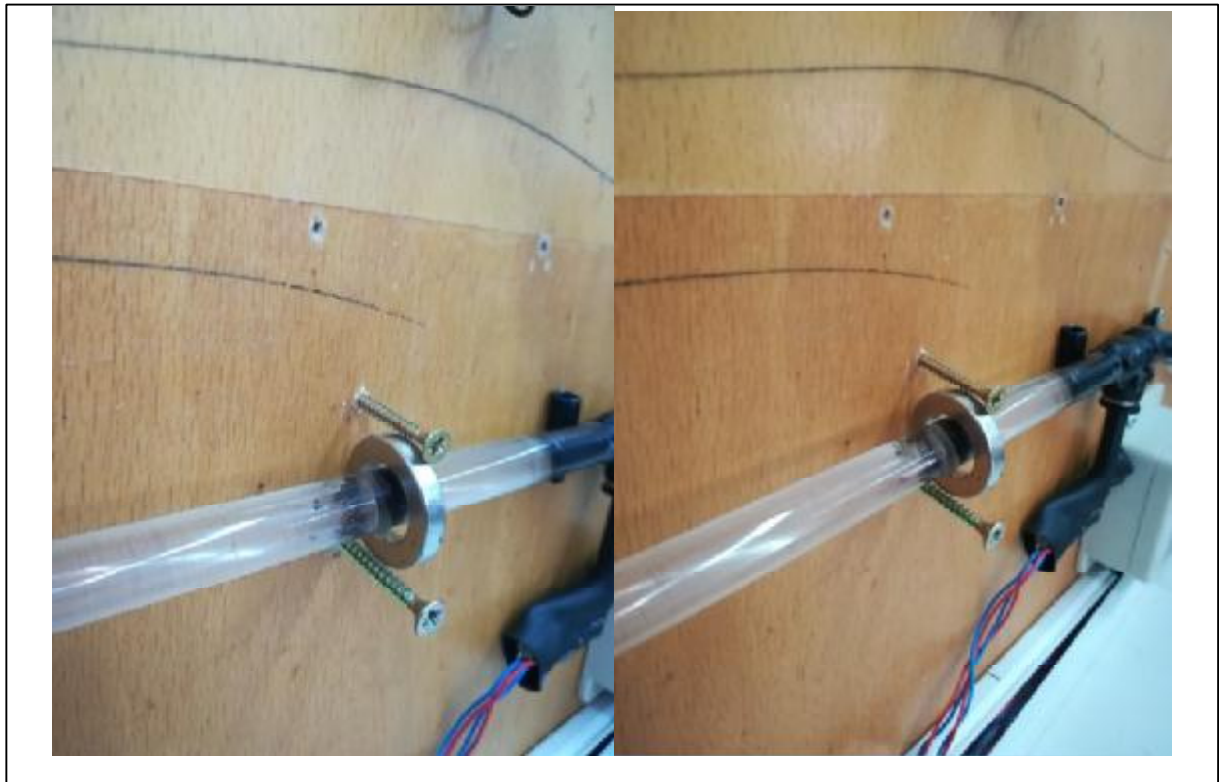
Όπως φαίνεται στην εικόνα 12 ο αισθητήρας στην είσοδο μετρά την πίεση και ο αισθητήρας στην έξοδο την πίεση .



**Εικόνα 15: Περιοχή μετρήσεων**

Στην εικόνα 13 φαίνεται ακριβώς η τοποθέτηση του μαγνήτη στην περιοχή των δοκιμών της πειραματικής διάταξης. Είναι τοποθετημένος με τέτοιο τρόπο ώστε να ισαπέχει εξίσου κατά μήκος της περιμέτρου του από το σωλήνα ανάμεσά του. Παρατηρείται η διαδικασία κατά την οποία ο μαγνήτης νεοδυμίου έχει ξεκινήσει και δεσμεύει σωματίδια. Είναι διακριτά τα σωματίδια τα οποία έχουν συσσωρευτεί στην εσωτερική επιφάνεια του διάφανου σωλήνα, κυκλικά του μαγνήτη

Με τη συστοιχία αισθητήρες-ηλεκτρονική διάταξη(πλακέτα)-H/Y λαμβάνουμε σε πραγματικό χρόνο, μετρήσεις των αντίστοιχων πιέσεων και . Επιπλέον στο πείραμα όπως προαναφέρθηκε χρησιμοποιήθηκαν δύο παροχόμετρα(πλωτόμετρα).



**Εικόνα 16:Μαγνήτης στην περιοχή των δοκιμών**



**Εικόνα 17:Πλωτόμετροπαροχόμετρο**



**Εικόνα 18: Σύνδεση παροχόμετρου στη διάταξη**

Ο λόγος που χρησιμοποιήθηκαν δύο πλωτόμετρα ήταν πως μόνο το ένα παροχόμετρο δε θα μπορούσε να καλύψει τα όρια που είχαν τεθεί. Πιο συγκεκριμένα το ένα από τα δύο μετράει μέχρι 50 l/hrως μέγιστο και μέχρι 8 l/hrως ελάχιστο, ενώ το άλλο μετράει από 8,3 l/hrκαι κάτω. Επομένως ο συνδυασμός και των δύο πλωτόμετρων θα έδινε ένα μεγαλύτερο εύρος τιμών προκειμένου να μπορούσε να εκτελεστεί το πείραμα. Για να ληφθεί μέτρηση με κάποιο από τα πλωτόμετρα πρέπει να ρέει ρευστό μόνο από αυτό. Επομένως υπάρχει πάντα μία αντίστοιχη βάννα ανοιχτή και μία κλειστή. Στις εικόνες 14 και 15 παρουσιάζεται το ένα από τα δύο πλωτόμετρα που χρησιμοποιήθηκαν στη διάταξη. Οι μετρήσεις του είναι σε L/hr, 20 °C, 1 kg/L, 1mP. Στην εικόνα 16 παρουσιάζονται τα δύο παροχόμετρα που χρησιμοποιήθηκαν στη διάταξη όπου πραγματοποιήθηκε και το «calibration» του προγράμματος που τρέχει για τις μετρήσεις.

### 3.3 Παρασκευή εργαζόμενου ρευστού (υγρό κυκλώματος)

Ο σκοπός της παρασκευής του ρευστού είναι η ανάγκη για ένα ρευστό που πλησιάζει τις ιδιότητες του αίματος (ιξώδες-πυκνότητα). Στην εικόνα 16 παρουσιάζονται τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την Παρασκευή του ρευστού του πειράματος.



Εικόνα 19: Υλικά κατασκευής του ρευστού

Η πυκνότητα του αίματος είναι  $\rho=1,50$  και ιξώδες υπολογίζεται περίπου στο 3,5 centistokes για τα πειράματα. Δεν γνωρίζουμε ακριβές την τιμή ιξώδους του αίματος για τον λόγο του ότι το αίμα είναι μη-νευτώνιο ρευστό. Για αυτό το λόγο χρησιμοποιήθηκε ένα μίγμα από γλυκερίνη πυκνότητας  $\rho = 1,26 \frac{kg}{m^3}$  και παραφυνέλαιου πυκνότητας  $\rho=0,815 \frac{kg}{m^3}$  έως  $\rho=0,875 \frac{kg}{m^3}$  στους  $20\text{ }^\circ\text{C}$  και ιξώδες 15 centistokes. Το τελικό ρευστό (μίγμα) είχε ως χαρακτηριστικά του, πυκνότητα στους  $25\text{ }^\circ\text{C}$ ,  $\rho=1,059 \frac{g}{cm^3}$  και ιξώδες περίπου ίσο με 3,5 centistokes. Οι παραπάνω ιδιότητες προσομοιάζουν αυτές του αίματος. Με τη χρήση ογκομετρικού σωλήνα μετρήθηκε ο όγκος για τη σύσταση του μίγματος. Για την επίτευξη της πυκνότητας του αίματος χρησιμοποιήθηκε ένα μέρος γλυκερίνης και ένα μέρος παραφυνέλαιου. Στη συνέχεια τοποθετήθηκαν στο δοχείο της διάταξης για ανάδευση ώστε να επιτευχθεί ομοιογένεια σε όλο το υλικό. Ταυτόχρονα επιτυγχάνεται θέρμανση του ρευστού στους  $38\text{ }^\circ\text{C}$ , με την χρήση αδιάβροχου θερμοστάτη-αντίστασης εντός του δοχείου αποθήκευσης. Αυτό χρειάζεται κάποιο



χρόνο για το λόγο πως η γλυκερίνη έχει σημαντική διαφορά στην πυκνότητα από το λάδι και συνεπώς η γλυκερίνη καθιζάνει και διαχωρίζεται.

### 3.4 Πειραματική διαδικασία

Το πρώτο βήμα για την εκτέλεση των πειραμάτων ήταν η μεταφορά του ρευστού από τον ογκομετρικό σωλήνα στο δοχείο υγρού. Στη συνέχεια τέθηκε σε λειτουργία η αντλία (ρυθμίστηκε ο ροοστάτης ώστε να λειτουργεί η αντλία στη μέγιστη ικανότητά της)

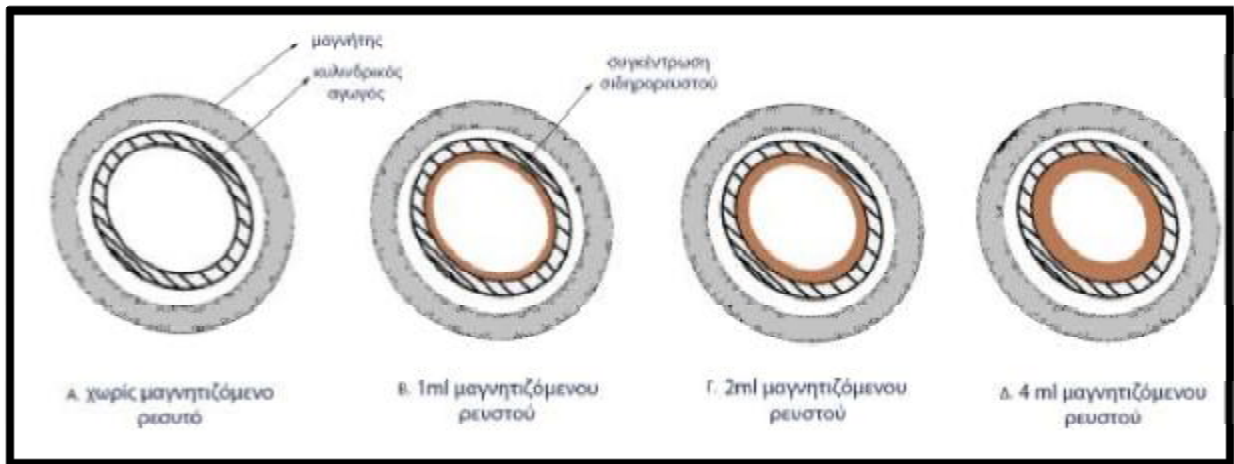


**Εικόνα 20: Ταμιευτήρας με τον αναδευτήρα και το θερμοστάτη-αντίσταση**

και ανοίχθηκαν οι βάνες των παροχόμετρων. Για την επίτευξη λοιπόν της εξαέρωσης στο κύκλωμα, ανασηκώθηκε η διάταξη από τη μεριά του ταμιευτήρα, με σκοπό να κατευθυνθεί ο αέρας που προϋπήρχε μέσα στο κύκλωμα προς τον ταμιευτήρα. Αυτό που παρατηρήθηκε ήταν πως η στάθμη του υγρού στον ταμιευτήρα είχε μειωθεί. Για το λόγο αυτό συμπληρώθηκε και άλλο μίγμα ρευστού ώστε να γεμίσει το δοχείο στα 600ml που αναγράφει. Σημαντική σε όλη τη διάρκεια του πειράματος ήταν η ανάδευση στο δοχείο αποθήκευσης υγρού για να διατηρείται ομοιογενές το ρευστό. Επομένως, τοποθετήθηκε ο αναδευτήρας στο δοχείο υγρού και καθώς η αντλία παρέμεινε σε λειτουργία βοήθησε επιπλέον στη διαδικασία της ανάδευσης (εισαγωγή του υγρού από το κάτω μέρος του δοχείου και επιστροφή στο πάνω μέρος). Υπολογίστηκε ότι απαιτείται χρόνος των 30 λεπτών ώστε το μίγμα να είναι πλήρως ομοιογενοποιημένο. Μετρήθηκε η θερμοκρασία η οποία πρέπει να κυμαίνεται από 35 έως 38  $C^{\circ}$  μέση θερμοκρασία 36,5  $C^{\circ}$ . Διεκπεραιώθηκαν τέσσερις φάσεις μετρήσεων. Στον πρώτο



κύκλο μετρήσεων δεν χρησιμοποιήθηκε μαγνητιζόμενο ρευστό. Στους επόμενους κύκλους μετρήσεων χορηγήθηκαν 1, 2 και 4ml μαγνητιζόμενου ρευστού αντίστοιχα.



**Εικόνα 21: Συγκεντρώσεις του μαγνητιζόμενου ρευστού**

Σε κάθε κύκλο πειραμάτων μετρήσαμε διαφορά πιέσεων και παροχές με την βοήθεια αισθητηρίων και ηλεκτρονικού υπολογιστή.

## 4. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Στην πειραματική εγκατάσταση που περιγράφηκε νωρίτερα δοκιμάστηκε καταρχήν ροή νερού ως περίπτωση αναφοράς. Μετρήθηκε η πτώση πίεσης κατά μήκος γυάλινου σωλήνα εσωτερικής διατομής 8mm στο μέσον του οποίου τέθηκε ο δακτυλιοειδής μαγνήτης. (Σχήμα) Η ροή του ρευστού συντηρείται με τη βοήθεια αντλίας - κυκλοφορητή που εργάζεται σε σταθερές στροφές. Ο έλεγχος της ροής γίνεται με τη βοήθεια παροχόμετρου. Κατά τις δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν το μετρούμενο μέγεθος ήταν η πίεση πριν και μετά το δακτυλιοειδή μαγνήτη καθώς επίσης και η πτώση πίεσης μεταξύ των δύο θέσεων αναφοράς. Μετρήθηκαν πιέσεις και διαφορές για ένα πλήθος 10 διαφορετικών τιμών παροχής του εργαζόμενου ρευστού (νερού) δηλ. 10, 14, 16, 20, 26, 30, 36, 40, 46, 50 lt/h.

Στη συνέχεια στις ίδιες τιμές παροχής ελήφθησαν μετρήσεις πιέσεων και πτώσης πίεσης στην περιοχή του δακτυλιοειδούς μαγνήτη με το εργαζόμενο μέσο να είναι διάλυμα λαδιού – γλυκερίνης ίδιας τιμής πυκνότητας με το αίμα, με διαφορετική περιεκτικότητα σιδηρομαγνητικού υλικού κ.ο. Πραγματοποιήθηκαν σειρές πειραμάτων στις παραπάνω τιμές παροχών για κάθε περιεκτικότητα. Το διάλυμα λαδιού – γλυκερίνης δοκιμάστηκε σε 4 διαφορετικές τιμές διαλυμένης ουσίας όπως 1, 2, 4 ml.

**ΠΙΝΑΚΑΣ 4.1 Παραμετρική μελέτη ροής κλειστού κυκλώματος.**

Είδος Ρευστού	MI	Παροχές lt/h									
		10	14	16	20	26	30	36	40	46	50
Νερό	0	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū
Γλυκερίνη-Λάδι ανά περιεκτικότητα σιδηρορευστού		1	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū
		2	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū
		4	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū	ū

### 4.1 Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας.

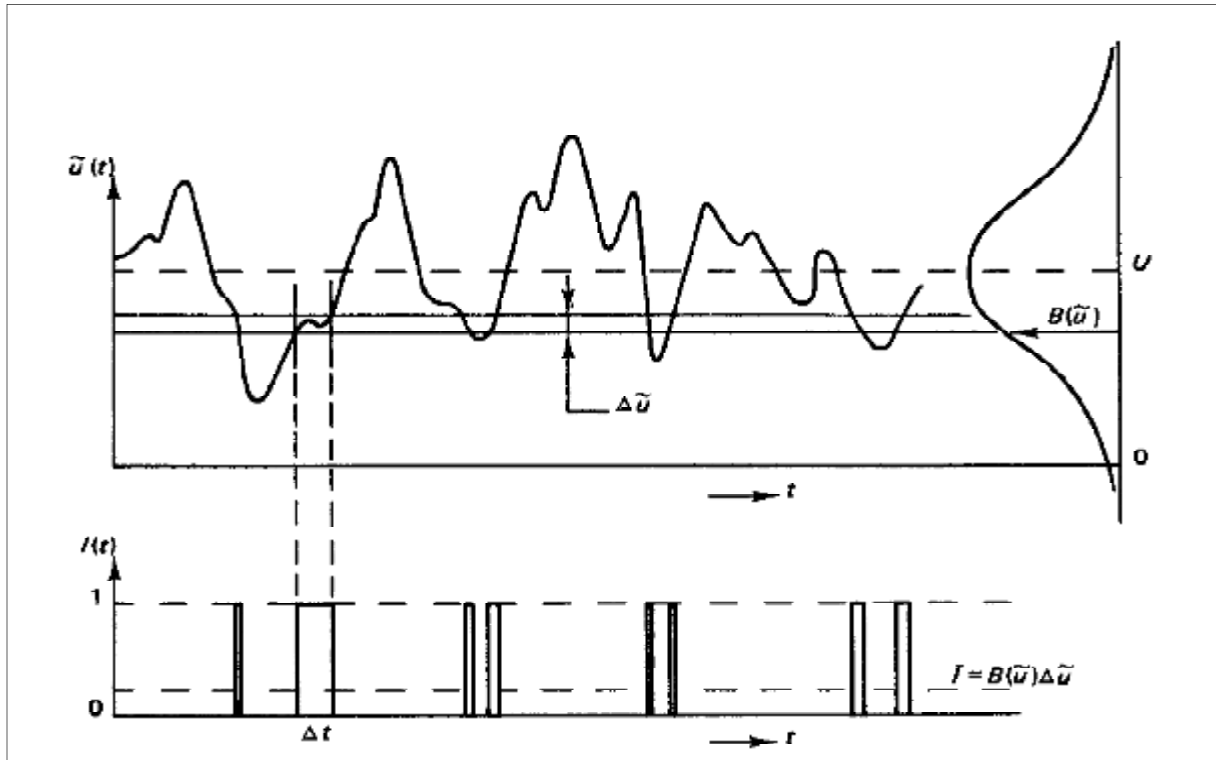
Κατά την πειραματική διαδικασία καταγράφησαν χρονοσειρές πιέσεων σε αποστάσεις 12cm τόσο πριν όσο και μετά τον δακτυλιοειδή μαγνήτη προκειμένου να υπολογισθεί και η διαφορά πίεσης μεταξύ των δύο θέσεων.

Η μέτρηση της πίεσης καταγράφεται ως χρονοσειρά ώστε στη συνέχεια να είναι δυνατή η στατιστική ανάλυση και επεξεργασία, αντιμετωπίζοντάς την ως στοχαστικό - τυρβώδες σήμα. Κατά αυτή την έννοια πέρα από τη μέση τιμή του μεγέθους που μετράται (πίεση) η περαιτέρω ανάλυση και η εφαρμογή στατιστικής μπορούν να δώσουν ιδιαίτερα χαρακτηριστικά για τη συμπεριφορά των διακυμάνσεων και τον τρόπο που αυτές κατανέμονται γύρω από τη μέση τιμή. Προς το σκοπό αυτό βασικό εργαλείο αποτελεί η κατανομή πυκνότητας πιθανότητας.

Το σήμα της πίεσης αντιμετωπίζεται ως μια στάσιμη συνάρτηση, μια συνάρτηση δηλ. στατιστικά σταθερή. Με την έννοια αυτή οι διακυμάνσεις είναι στατιστικά σταθερές κάτι που

σημαίνει ότι οι μέσες τιμές αυτών των διακυμάνσεων δεν αποτελεί συνάρτηση του χρόνου. Με άλλα λόγια και πιο πρακτικά αυτό σημαίνει ότι η μέση τιμή της μέτρησης δεν εξαρτάται από το χρόνο δειγματοληψίας (στάσιμη) που αυτό σημαίνει ότι η μέση τιμή είναι πλέον ανεξάρτητη του πλήθους των μετρήσεων του δείγματος.

Αυτός ο έλεγχος αυστηρά θα πρέπει να γίνεται πέρα από τη μέση τιμή και στις στατιστικές ροπές (πέραν της μέσης τιμής) για να επιβεβαιώνει ότι το σήμα είναι στάσιμο. Στην προκειμένη περίπτωση της μελέτης του μεγέθους της πίεσης ο έλεγχος αυτός πραγματοποιήθηκε ξεκινώντας από την καταγραφή δείγματος με μεγάλο πλήθος μετρήσεων (120,000) και καταλήγοντας σε δείγματα των 30,000 μετρήσεων, στα οποία οι αποκλίσεις της μέσης τιμής και της διακύμανσης είναι σε χαμηλά ποσοστά. Ένα παράδειγμα της διαδικασίας δίνεται στη συνέχεια.



Εικόνα 22: Παράδειγμα μέτρησης πυκνότητας πιθανότητας στάσιμης συνάρτησης.

Στην Εικ. 20 δίνεται μια χρονοσειρά ενός τυχαίου σήματος ταχύτητας, για το οποίο καταγράφονται τιμές όταν αυτό βρίσκεται σε ένα συγκεκριμένο παράθυρο εύρους ( $\Delta u$ ). Η συνάρτηση που θα περικλείει τις τιμές αυτές μπορεί να ειπωθεί ως μια

$$B(\Delta u) \Delta u \equiv \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \sum (\Delta t) \quad (4.1)$$

Η συνάρτηση  $B(\Delta u)$  λέγεται πυκνότητα πιθανότητας και δίνει την πιθανότητα το σήμα της ταχύτητας  $u(t)$  να βρεθεί μεταξύ των τιμών  $u$  και  $(u + \Delta u)$  που είναι ανάλογη του χρόνου παραμονής του σήματος εντός του συγκεκριμένου παραθύρου. Λόγω του ότι η συνάρτηση  $B(\Delta u)$  δίνει ένα κλάσμα του χρόνου, είναι πάντα θετική, ενώ το άθροισμα των τιμών της  $B(\Delta u)$  για όλες τις τιμές των  $u$  θα ισούται με μονάδα, δηλ.:

$$B(\Delta u) \geq 0, \quad \int_{-\infty}^{+\infty} B(\Delta u) d\Delta u = 1 \quad (4.2)$$

Η μορφή του σχήματος της κατανομής πυκνότητας πιθανότητας του σχήματος παραπάνω (κωδωνοειδής καμπύλη) είναι τυπική ενός τυρβώδους σήματος. Αν θεωρηθεί ότι ζητείται η μέση τιμή μιας συνάρτησης  $f(t)$  αυτή θα δίνεται από τη σχέση:

$$\bar{f} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} f(t) dt \quad (4.3)$$

και μπορεί να προκύπτει από το άθροισμα όλων των χρονικών διαστημάτων μεταξύ  $t_0$  και  $t_0+T$  στα οποία η  $f(t)$  βρίσκεται μεταξύ  $t$  και  $t+\Delta t$  πολλαπλασιασμένη με τη συνάρτηση  $f(t)$  και αθροίζοντας σε όλα τα επίπεδα. Το ποσοστό του χρόνου που το σήμα παραμένει μεταξύ των τιμών  $t$  και  $t+\Delta t$  ισούται με το γινόμενο  $B(t)\Delta t$  και έτσι μπορεί να γραφτεί ότι

$$\bar{f} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} f(t) dt = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) B(t) dt \quad (4.4)$$

Οι μέσες τιμές των διαφόρων δυνάμεων της  $f(t)$  ονομάζονται ροπές (moments). Η πρώτη ροπή είναι η γνωστή μέση τιμή που ορίζεται με τη βοήθεια της κατανομής πυκνότητας πιθανότητας ως:

$$U \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} t B(t) dt \quad (4.5)$$

Στις πειραματικές δουλειές η μέση τιμή συνήθως αφαιρείται από τη στιγμιαία  $f(t)$  με αποτέλεσμα να δίνεται καλύτερα η εικόνα των διακυμάνσεων μόνο γύρω από τη μέση τιμή. Στην περίπτωση αυτή δηλ. η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας μετατοπίζεται και έρχεται να καλύψει μια περιοχή γύρω από το μηδέν αφού η μέση τιμή του σήματος θα έχει αφαιρεθεί. Ειδικότερα οι ροπές της μορφής  $u^n$  ονομάζονται κεντρικές ροπές. Η γνωστή επίσης διασπορά  $\sigma^2$  ή δεύτερη κεντρική ροπή ορίζεται ως:

$$S^2 \equiv \overline{u^2} = \int_{-\infty}^{+\infty} t^2 B(t) dt \quad (4.6)$$

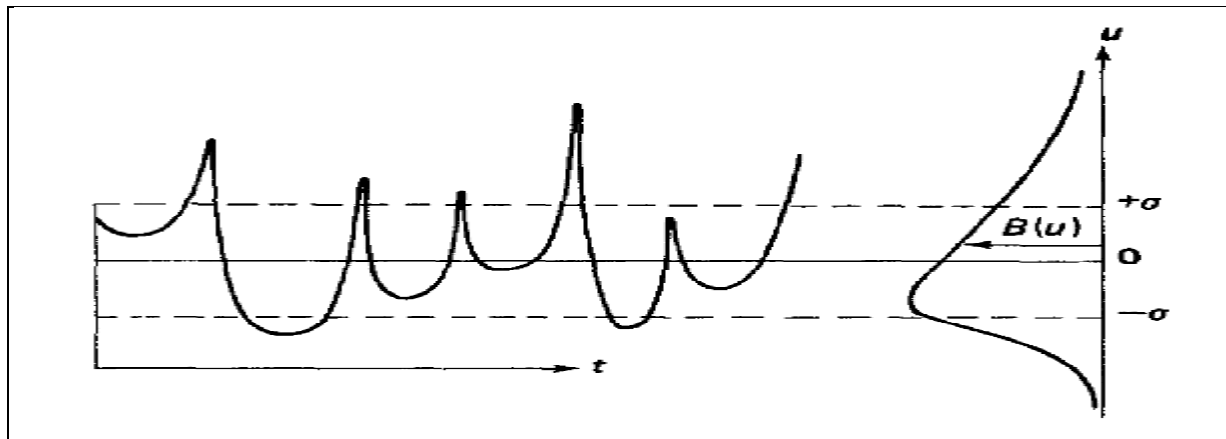
Η τετραγωνική ρίζα της διασποράς  $\sigma$  είναι η γνωστή επίσης τυπική απόκλιση (rms). Η τυπική απόκλιση είναι η πλέον κατάλληλη μεταβλητή για την εκτίμηση του εύρους της  $B(t)$ . Η τιμή της  $\sigma^2$  δεν επηρεάζεται από την έλειψη συμμετρίας της  $B(t)$ .

Η Τρίτη ροπή αντίθετα που ορίζεται ως :

$$\overline{u^3} \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} t^3 B(t) dt \quad (4.7)$$

Εξαρτάται μόνο την ασυμμετρία της  $B(t)$ . Αν η  $B(t)$  είναι συμμετρική γύρω από μια αρχή τότε  $\overline{u^3} = 0$ . Συνηθίζεται η αδιαστατοποίηση του όρου  $\overline{u^3}$  με τον όρο  $\sigma^3$  που δίνει ένα αδιάστατο μέτρο της ασυμμετρίας. Αυτό το αδιάστατο μέγεθος που προκύπτει ονομάζεται συντελεστής λοξότητας (Skewness – S) και ορίζεται ως:

$$S = \overline{u^3} / \sigma^3 \quad (4.8)$$



Εικόνα 23: Παράδειγμα συνάρτησης με θετικό συντελεστή λοξότητας.

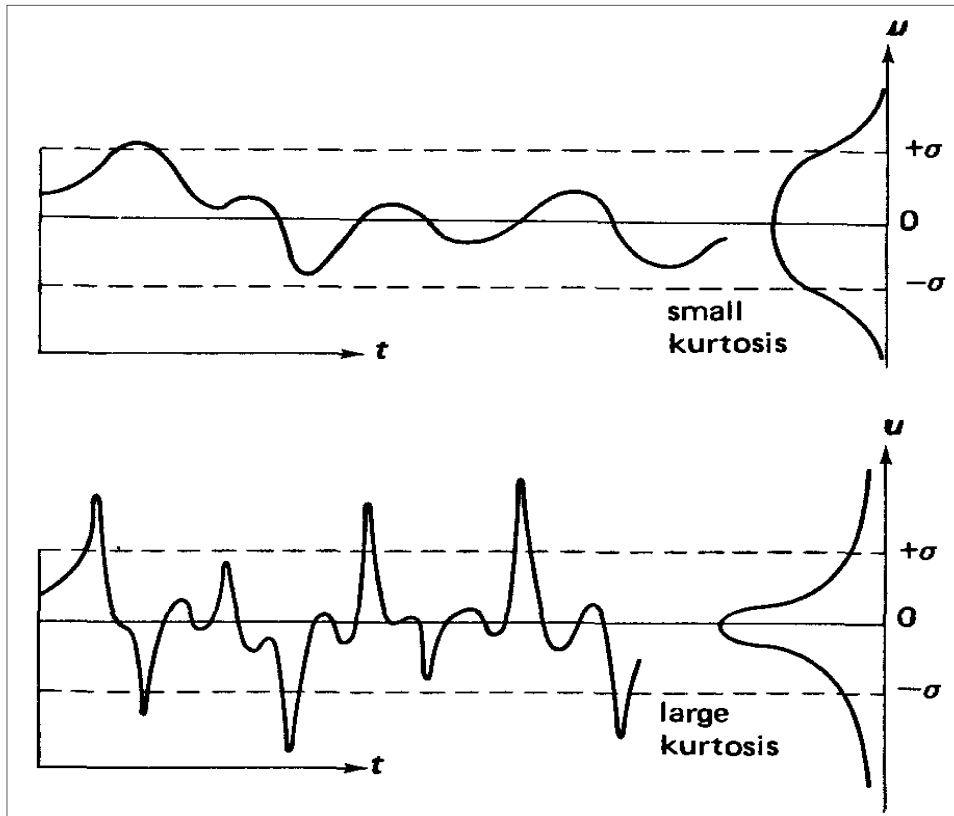
Στην Εικ.21 δίνεται μια συνάρτηση με θετική τιμή του συντελεστή λοξότητας. Η θετική τιμή του συντελεστή σχετίζεται με το ότι μεγάλες αρνητικές τιμές του  $u^3$  δεν εμφανίζονται τόσο συχνά όσο μεγάλες θετικές τιμές. Διαφορετικά και σε σχέση με το χρόνο, μπορεί να ειπωθεί ότι το χαρακτηριστικό μιας θετικής τιμής του συντελεστή λοξότητας είναι οι μεγάλοι χρόνοι παραμονής σε τιμές μικρότερες της μέσης τιμής που συνοδεύονται από σύντομες - μικρής διάρκειας κορυφές, όπου δηλ. η χρονοσειρά λαμβάνει τιμές μεγαλύτερες της μέσης τιμής του σήματος.

Τέλος η τέταρτη ροπή αντίστοιχα αδιαστατοποιείται συνήθως με τον όρο  $\sigma^4$  και λέγεται συντελεστής επιπεδότητας ή κύρτωσης (flatness Kurtosis - K). Ορίζεται αντίστοιχα:

$$K = \overline{u^4} / S^4 = \frac{1}{S^4} \int_{-\infty}^{+\infty} u^4 B(u) du \quad (4.9)$$

Δύο συναρτήσεις η μία με σχετικά χαμηλή τιμή του συντελεστή επιπεδότητας και μια με σχετικά υψηλή τιμή αποδίδονται στην Εικ.22. Η τιμή του συντελεστή επιπεδότητας είναι μεγάλη αν οι τιμές της  $B(u)$  στις ουρές - στα άκρα της κατανομής είναι σχετικά υψηλές.

Η συνάρτηση με τις αιχμηρές κορυφές που φαίνεται στην Εικ.22 συχνά λαμβάνει τιμές αρκετά μακριά από τον άξονα συμμετρίας, έτσι η επιπεδότητα χαρακτηρίζεται ως μεγάλη. Λόγω του ότι η τέταρτη ροπή είναι αδιαστατοποιημένη με  $\sigma^4$  δεν περιέχει καμία πληροφορία για το εύρος της πυκνότητας  $B(u)$ . Από τη σύγκριση επίσης των συντελεστών επιπεδότητας προκύπτει ότι ένα σήμα μεγάλο συντελεστή παρουσιάζει αρκετές αιχμηρές κορυφές σε περιοχές εκτός του εύρους μιας τυπικής απόκλισης ως προς τη μέση τιμή του σήματος. Αντίθετα ένα σήμα με χαμηλή τιμή του συντελεστή χαρακτηρίζεται από διακυμάνσεις οι οποίες δεν ξεφεύγουν από το εύρος της μιας τυπικής απόκλισης.

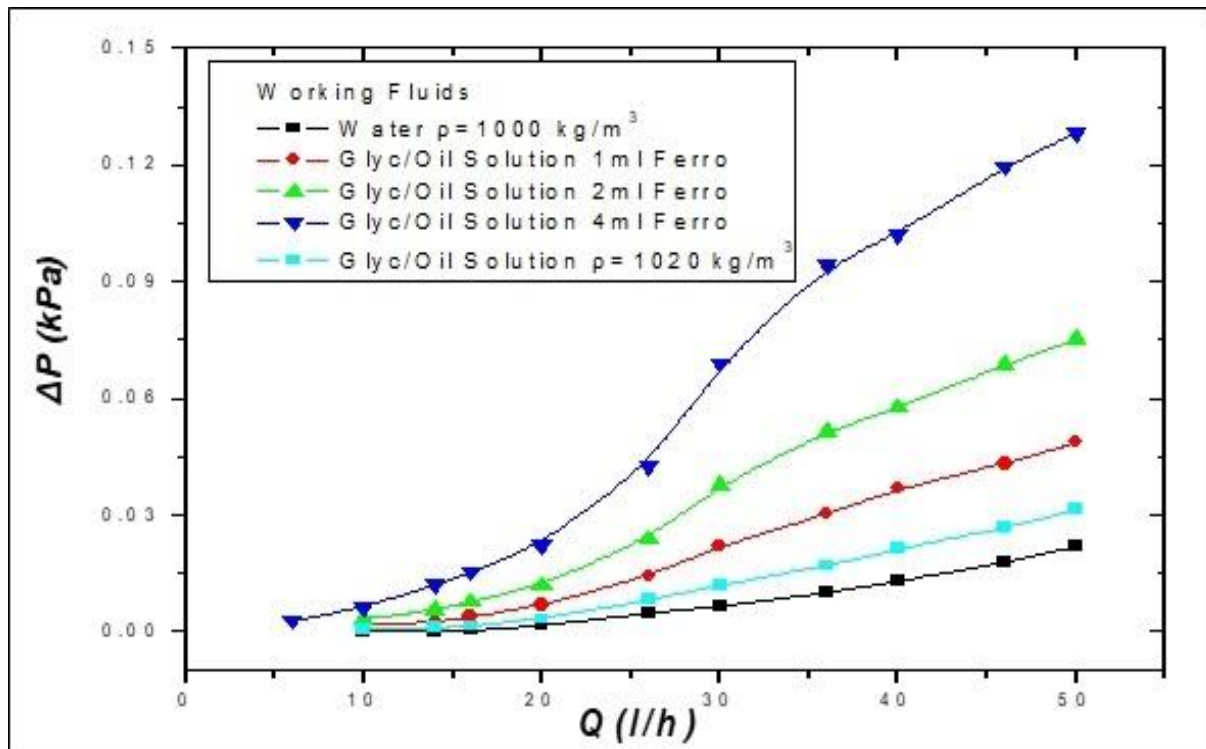


Εικόνα 24: Συντελεστής επιπεδότητας

Στο πλαίσιο της μελέτης του σήματος της διαφοράς πίεσης πριν και μετά τον δακτυλιοειδή μαγνήτη καταγράφονται οι κατανομές της μέσης τιμής καθώς και των ανώτερων κεντρικών στατιστικών ροπών (κατανομές rms, skewness, flatness). Κατά αυτό τον τρόπο στα διαγράμματα που ακολουθούν καταγράφονται 5 περιπτώσεις μετρήσεων  $\Delta P$  με το εκάστοτε εργαζόμενο ρευστό να λειτουργεί στις ίδιες παροχές και οι οποίες αντιστοιχούν σε καταστάσεις:

1. αναφοράς με εργαζόμενο ρευστό το απιονισμένο νερό,
2. εργαζόμενο ρευστό είναι ένα διάλυμα λαδιού – γλυκερίνης με πυκνότητα ίση με την πυκνότητα του αίματος ( $\rho = 1020 \text{ kg/m}^3$ )
3. εργαζόμενο ρευστό το διάλυμα λαδιού – γλυκερίνης στο οποίο έχει προστεθεί ποσότητα σιδηρομαγνητικού υλικού 0.1 ml,
4. εργαζόμενο ρευστό το διάλυμα λαδιού – γλυκερίνης στο οποίο έχει προστεθεί ποσότητα σιδηρομαγνητικού υλικού 0.2 ml,
5. εργαζόμενο ρευστό το διάλυμα λαδιού – γλυκερίνης στο οποίο έχει προστεθεί ποσότητα σιδηρομαγνητικού υλικού 0.4 ml.

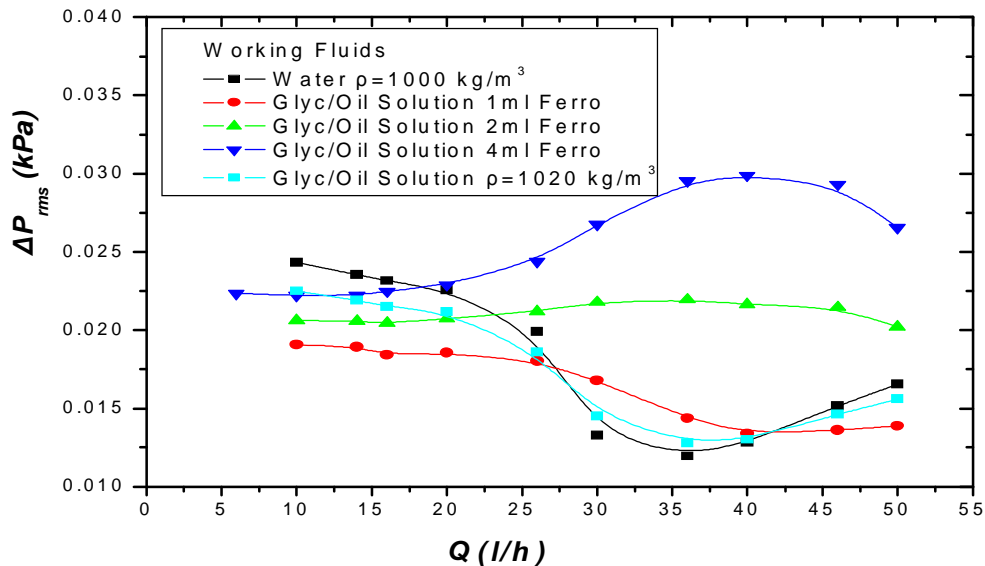
## 4.2 Κατανομές Μέσου Πεδίου Διαφοράς Πίεσης.



Εικόνα 25:Κατανομές Μέσου Πεδίου Διαφοράς Πίεσης.

Γενικό χαρακτηριστικό σε όλες τις περιπτώσεις μετρήσεων είναι ότι αυξανόμενης της παροχής αυξάνονται και οι τιμές της πτώσης πίεσης. Εντούτοις αν και φαίνεται μια μονότονη συμπεριφορά ως προς τις καθαρές ουσίες που δοκιμάστηκαν (απιονισμένο νερό και διάλυμα λαδιού γλυκερίνης), στις περιπτώσεις με εργαζόμενο ρευστό το διάλυμα στο οποίο έχουν προστεθεί ποσότητες σιδηρομαγνητικού υλικού οι κλίσεις είναι μεγαλύτερες ενώ εμφανίζουν και διαφοροποίηση από κάποιες τιμές παροχής και πέρα. Ειδικότερα για τις περιπτώσεις των καθαρών ουσιών φαίνεται να διατηρείται μια αναλογία μεταξύ  $\Delta P$  και παροχής με μικρή κλίση με το διάλυμα υψηλότερης πυκνότητας να διατηρεί μονότονα υψηλότερες τιμές  $\Delta P$ . Επίσης όταν στο διάλυμα λαδιού γλυκερίνης προστεθούν ποσότητες σιδηρομαγνητικού υλικού οι κλίσεις γίνονται μεγαλύτερες κατά ανάλογο τρόπο, δηλ. αυξανόμενης της προστιθέμενης ποσότητας υλικού οι κλίσεις αυξάνονται. Επίσης ένα ιδιαίτερο χαρακτηριστικό είναι ότι σε αυτές τις συγκεκριμένες περιπτώσεις οι κλίσεις διαφοροποιούνται αυξανόμενης της παροχής και γίνονται οξύτερες από κάποιες τιμές παροχών και μετά. Το φαινόμενο αυτό διακρίνεται ιδιαίτερα στις περιπτώσεις των 2ml, 4ml σιδηρομαγνητικού υλικού όπου αντίστοιχα οι κλίσεις των κατανομών φαίνεται να διαφοροποιούνται στα 26l/h και 20lt/h. Φαίνεται δηλ. οι οξύτερες κλίσεις να εμφανίζονται σε μικρότερες παροχές με την αύξηση των ποσοτήτων υλικού που προστίθεται στο διάλυμα.

### 4.3 Κατανομές Διακυμάνσεων Διαφοράς Πίεσης.



Εικόνα 26: Κατανομές Διακυμάνσεων Διαφοράς Πίεσης.

Οι κατανομές των διακυμάνσεων της πτώσης πίεσης ως προς την παροχή δίνονται στην Εικ.24. Παρατηρείται ότι οι καθαρές ουσίες δηλ. τόσο το νερό όσο και το διάλυμα λαδιού – γλυκερίνης διατηρούν παρόμοια συμπεριφορά ακολουθώντας ίδιες τάσεις κατά τις μεταβολές τους. Ειδικότερα για τις δύο αυτές ουσίες φαίνεται ότι οι κατανομές των διακυμάνσεών τους αρχικά βαίνουν μειούμενες ξεκινώντας από τιμές 0.025 , 0.0225 kPa για παροχή 10l/h και φθάνουν στις χαμηλότερες τιμές στην περιοχή 0.0125 για παροχή περί τα 35l/h. Σε μεγαλύτερες παροχές φαίνεται ότι οι διακυμάνσεις επανακάμπτουν τείνοντας σε υψηλότερες τιμές για παροχές έως και 50l/h.

Αναφορικά με τις περιεκτικότητες σε διαλυμένη ουσία σιδηρομαγνητικού υλικού προκύπτουν διαφορετικές τάσεις βαθμιαία. Αρχικά για το διάλυμα με διαλυμένη ουσία 1ml φαίνεται ότι οι διακυμάνσεις της πτώσης πίεσης ακολουθούν την τάση των καθαρών ουσιών λαμβάνοντας αρχικά μειούμενες τιμές έως και την παροχή των 40l/h ενώ σε μεγαλύτερες παροχές δείχνουν μια τάση πολύ μικρής αύξησης στις τιμές. Διαφορετική συμπεριφορά φαίνεται να διατηρούν οι διακυμάνσεις για τα διαλύματα με μεγαλύτερες περιεκτικότητες διαλυμένης ουσίας όπως 2ml, 4ml. Ειδικότερα φαίνεται ότι οι διακυμάνσεις ακολουθούν αύξουσα τάση μικρή για το διάλυμα περιεκτικότητας 2ml μέχρι μια περιοχή μεγίστων τιμών σε ένα εύρος παροχών (30 – 40) l/h. Η αύξουσα τάση επίσης θα μπορούσε να ειπωθεί στην περιοχή παροχών (20 – 30)l/h, ενώ σε χαμηλότερες τιμές παροχής φαίνεται ότι οι διακυμάνσεις διατηρούν σχετικά σταθερές τιμές στην περιοχή των 0.02kPa. Στη συνέχεια οι διακυμάνσεις ακολουθούν ελαφρά πτωτική τάση.

Οι μικρές διαφοροποιήσεις που ανιχνεύονται στο διάλυμα περιεκτικότητας 2ml ενισχύονται σημαντικά επιβεβαιώνοντας τις προηγούμενες τάσεις στο διάλυμα περιεκτικότητας 4ml. Ειδικότερα αρχικά οι διακυμάνσεις διατηρούν περίπου σταθερές τιμές της τάξης των 0.025kPa σε ένα εύρος παροχών (6 – 14)l/h ενώ στη συνέχεια βαίνουν



αυξανόμενες προς όλο και υψηλότερες τιμές ΔΡ στην περιοχή παροχών (20 – 35) l/h. Φαίνεται ότι στην περιοχή παροχών (35 – 46)l/h οι διακυμάνσεις της ΔΡ διατηρούνται σε ένα πλαφόν 0.03kPa ενώ στη συνέχεια φαίνεται μια τάση μείωσης παρά το ότι σε μεγαλύτερες παροχές δεν υπάρχουν αρκετές μετρήσεις.

Παρατηρώντας πάντως τις κατανομές των διακυμάνσεων της ΔΡ σε σχέση με τις περιεκτικότητες των κόκκων σιδηρομαγνητικού υλικού ως διαλυμένη ουσία είναι εμφανές ότι αυξανόμενης της ποσότητας διαλυμένης ουσίας τα επίπεδα των διακυμάνσεων λαμβάνουν υψηλότερες τιμές, παρά τις όποιες εσωτερικές μεταβολές της συμπεριφοράς τους.

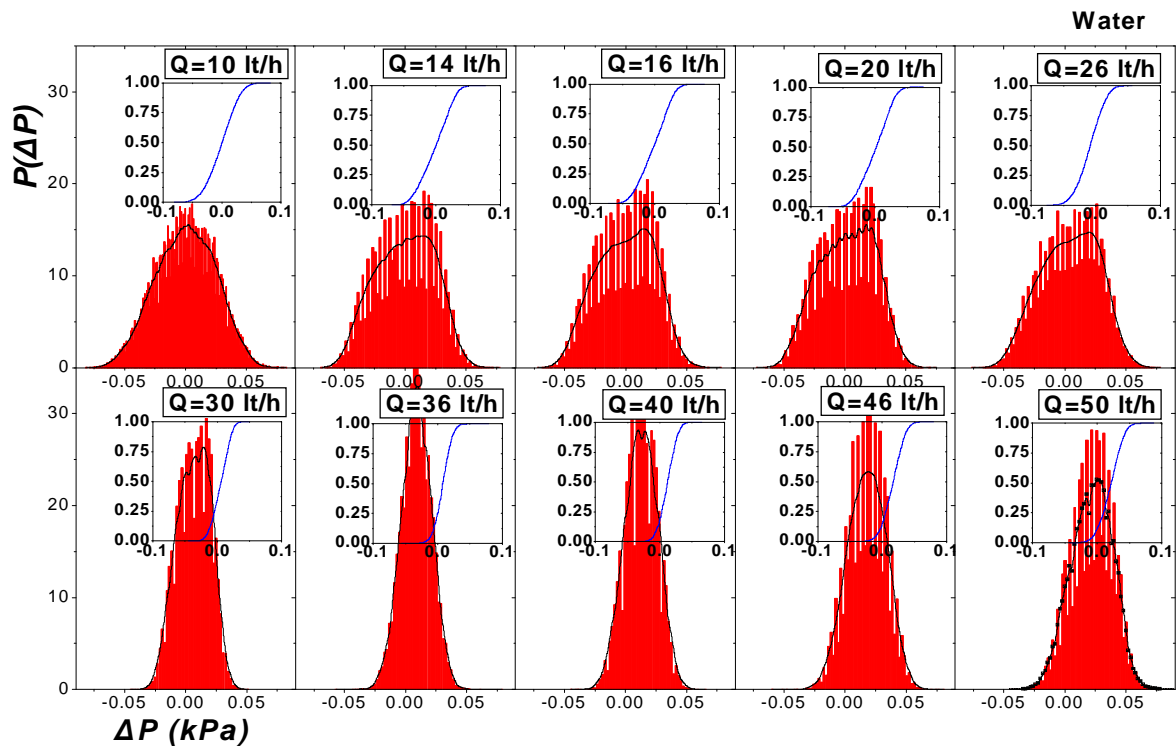
Αυτό που φαίνεται πιο χαρακτηριστικά είναι η διαφοροποίηση του τρόπου μεταβολής (mode) των διακυμάνσεων. Φαίνεται δηλ. ότι τόσο οι κατανομές των καθαρών ουσιών όσο και εκείνη του διαλύματος με τη μικρότερη περιεκτικότητα διαλυμένης ουσίας (1ml) στρέφουν τα κοίλα άνω παρουσιάζοντας τοπικό ελάχιστο σε μια περιοχή παροχών (35 – 40)l/h. Αντίθετα και πέρα από τις αυξημένες στάθμες στις οποίες διατηρούνται οι διακυμάνσεις ΔΡ των διαλυμάτων μεγαλύτερων περιεκτικότητας 2ml, 4ml φαίνεται ότι αυξανόμενης της παροχής μορφοποιούν καμπύλες που στρέφουν τα κοίλα κάτω παρουσιάζοντας μέγιστες τιμές σε ένα εύρος παροχών (35-40)l/h. Αναμένεται ότι με την αύξηση της περιεκτικότητας διαλυμένης ουσίας το εύρος των παροχών στις οποίες εμφανίζονται μέγιστα θα συρρικνωθεί και οι καμπύλες μεταβολής θα διατηρούν οξύτερες μεταβολές που πιθανόν θα ξεκινούν και από μικρότερες τιμές παροχής εργαζόμενου ρευστού.

Στη συνέχεια δίνονται οι κατανομές πυκνότητας πιθανότητας του μεγέθους της πτώσης πίεσης γύρω από τον δακτυλιοειδή μαγνήτη. Αρχικά δίνονται οι κατανομές για τη ροή απιονισμένου νερού οι οποίες θα χρησιμοποιηθούν αργότερα ως αναφορά για την τροποποιημένη συμπεριφορά διαλύματος λαδιού – γλυκερίνης με διαλυμένες ποσότητες σιδηρομαγνητικού υλικού.

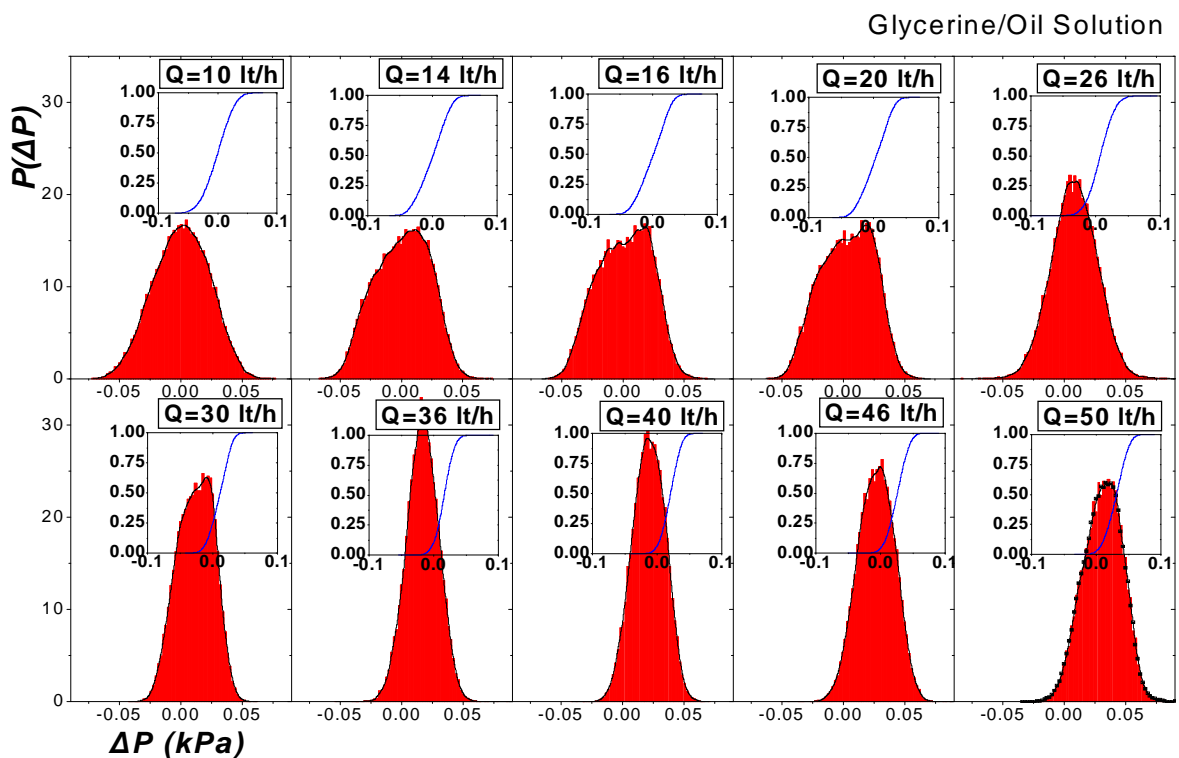
Αναφορικά λοιπόν με τις κατανομές πυκνότητας πιθανότητας της πτώσης πίεσης αυτές δίνονται στο διάγραμμα.1

Οι κατανομές PDF που δίνονται στο διάγραμμα περιλαμβάνουν τις περιπτώσεις όλων των μετρηθέντων παροχών στις οποίες ελήφθησαν χρονοσειρές σημάτων πίεσης και πτώσης πίεσης ΔΡ. Πέρα από τις κατανομές PDF δίνονται και εξομαλυσμένες καμπύλες προσομοίωσης της συμπεριφοράς απαλλαγμένες από το πολύ μικρό βήμα διακριτοποίησης της πτώσης πίεσης που τέθηκε σε 0.002 kPa. Επίσης θα πρέπει να σημειωθεί ότι οι κατανομές είναι αδιαστατοποιημένες κατά τρόπο που το ολοκλήρωμα κάθε κατανομής να ισούται με μονάδα. Θα πρέπει εδώ να σημειωθεί ότι στις κατανομές που παρουσιάζονται δεν έχει αφαιρεθεί η μέση τιμή έτσι ώστε να φαίνεται.

#### 4.4 Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας

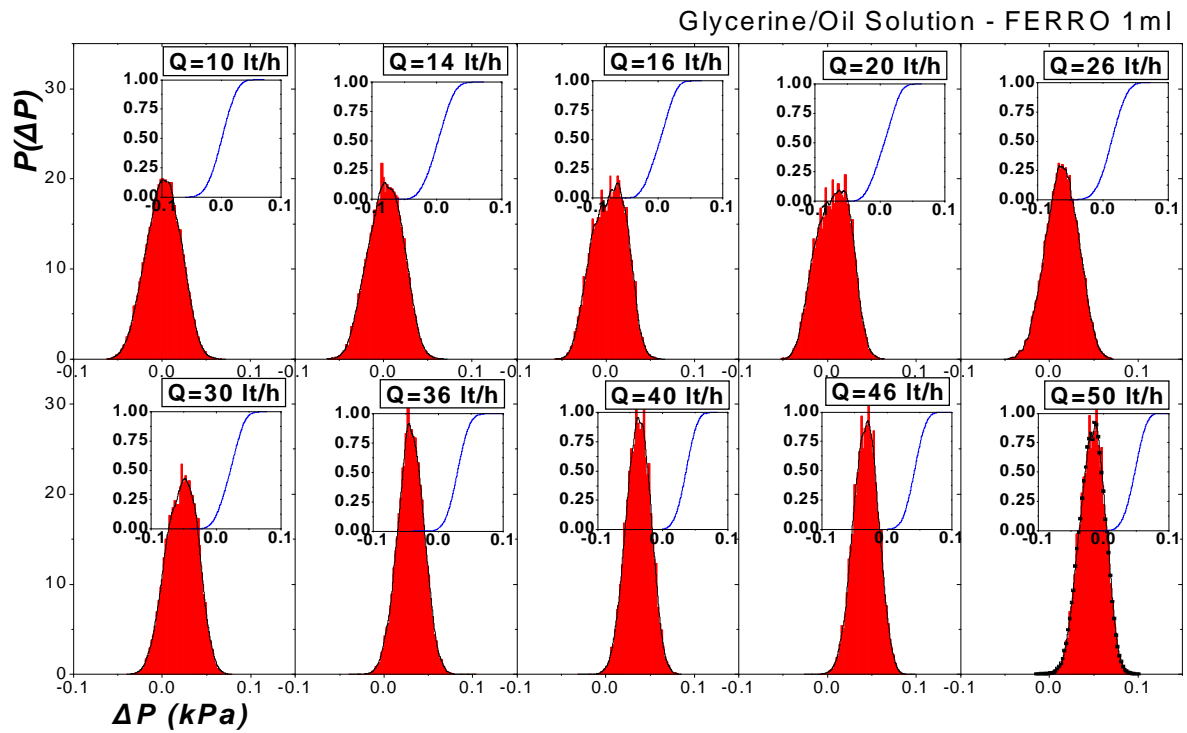


Διάγραμμα 1: Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $\Delta P$  για εργαζόμενο μέσο νερό.

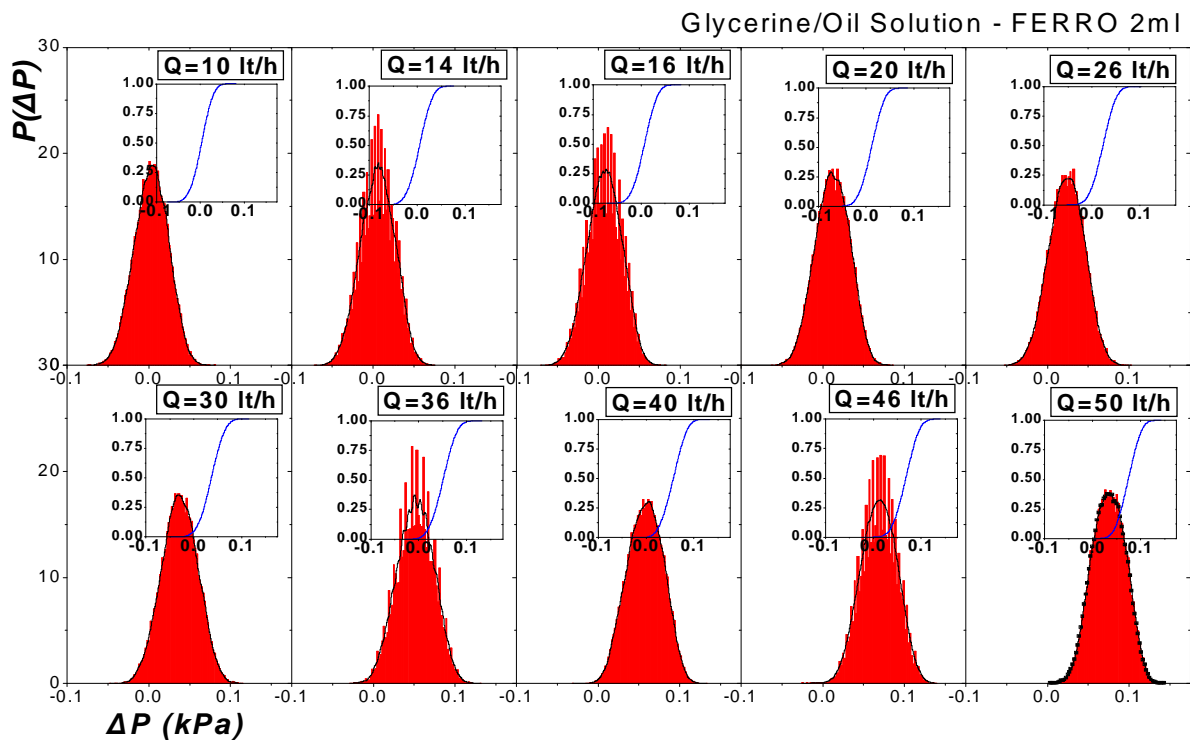


Διάγραμμα 2: Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $\Delta P$  για διάλυμα γλυκερίνης – λαδιού.

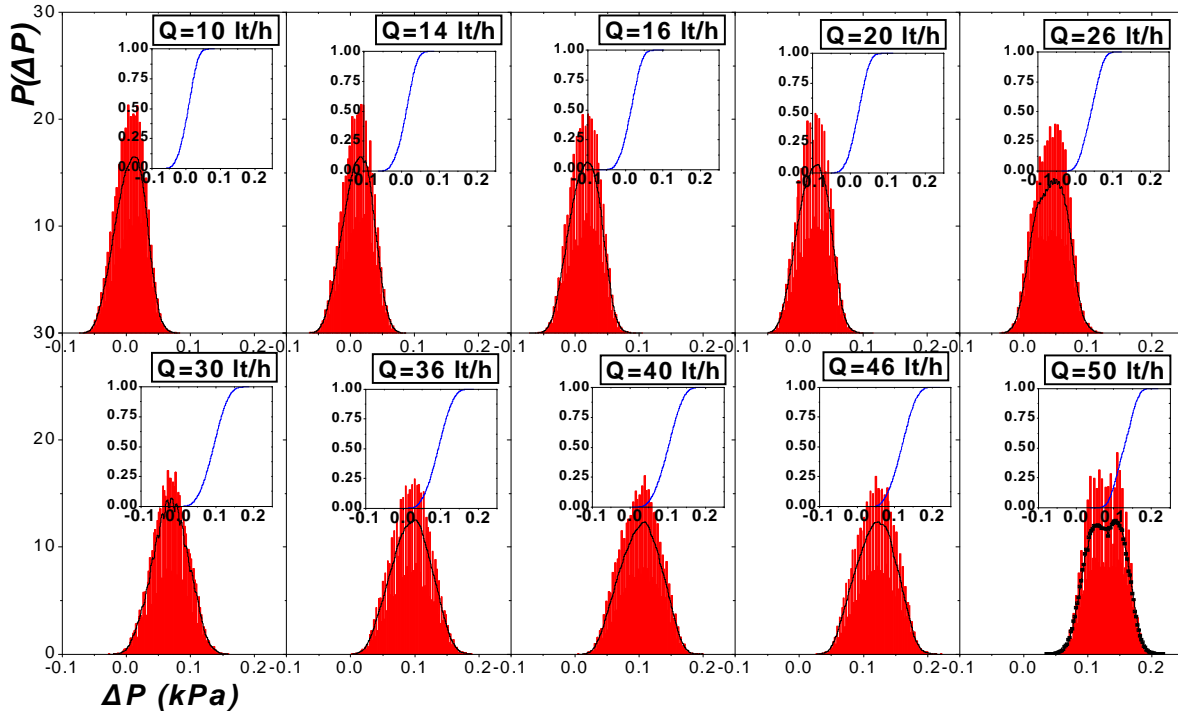
1



Διάγραμμα 3 Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $\Delta P$  για διάλυμα γλυκερίνης – λαδιού συγκέντρωσης 1ml ferrofluid.

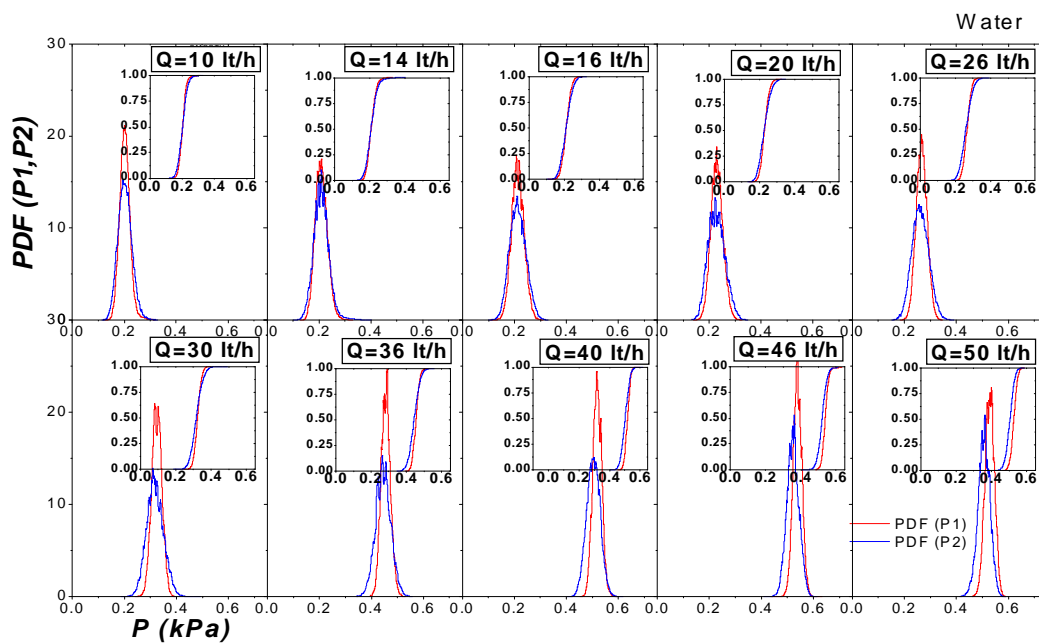


Διάγραμμα 4 Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $\Delta P$  για διάλυμα γλυκερίνης – λαδιού συγκέντρωσης 2ml ferrofluid.

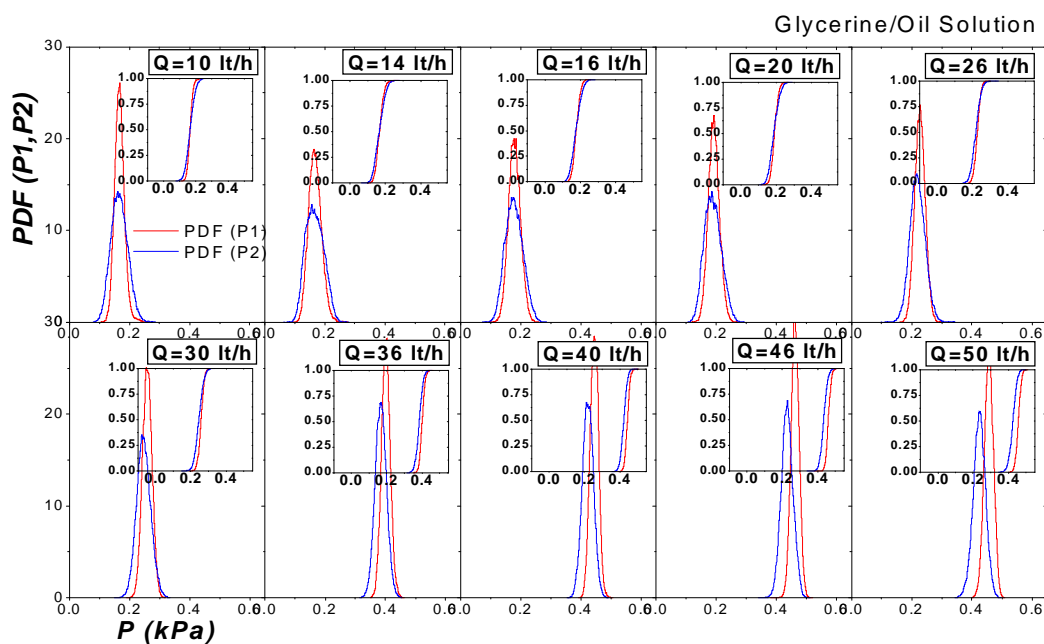


**Διάγραμμα 5 Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $\Delta P$  για διάλυμα γλυκερίνης – λαδιού συγκέντρωσης 4ml ferrofluid.**

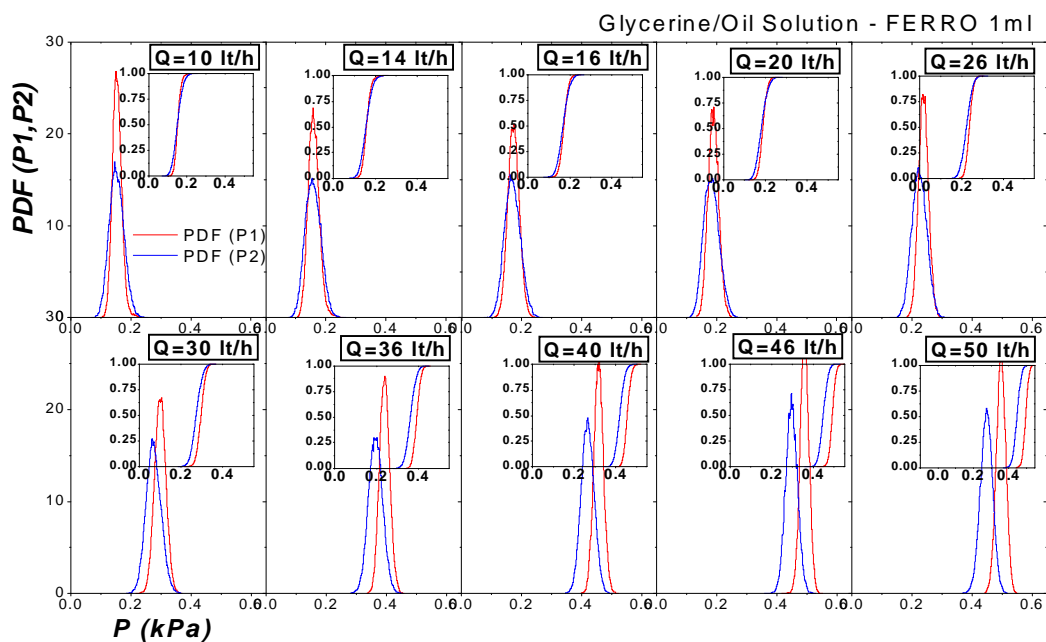
Επειδή το μέγεθος  $\Delta P$  προκύπτει ως διαφορά των μετρούμενων στατικών πιέσεων πριν και μετά το δακτυλιοειδή μαγνήτη, ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι κατανομές PDF των πρωτογενών μεγεθών δηλ. των στατικών πιέσεων που μετρήθηκαν πριν και μετά το μαγνήτη. Κατά αυτόν τον τρόπο οι μετρήσεις μπορούν να αξιολογηθούν σε ένα δεύτερο βαθμό εμβαθύνοντας στη στατική περιγραφή των πιέσεων που στις θέσεις πριν και μετά το μαγνήτη, με την βοήθεια των κατανομών PDF των χρονοσειρών που καταγράφηκαν. Στα ακόλουθα διαγράμματα δίνονται τόσο οι κατανομές PDF των πιέσεων P1, P2 καθώς και οι κατανομές αθροιστικής πυκνότητας πιθανότητας για τα δύο υπό μελέτη μεγέθη.



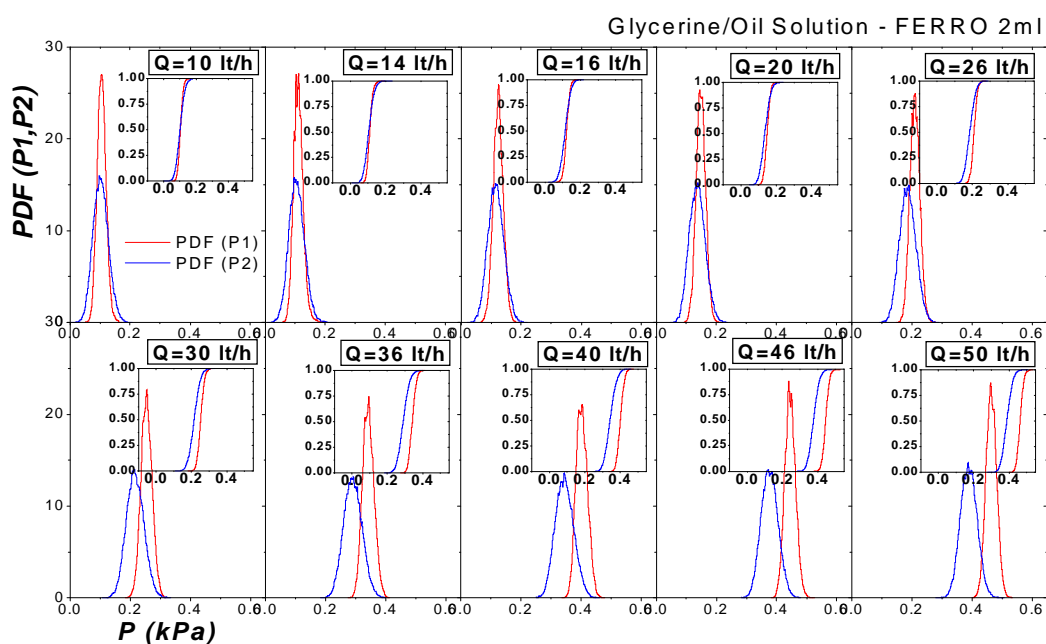
Διάγραμμα 6 Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $P_1$ ,  $P_2$  για εργαζόμενο μέσο νερό.



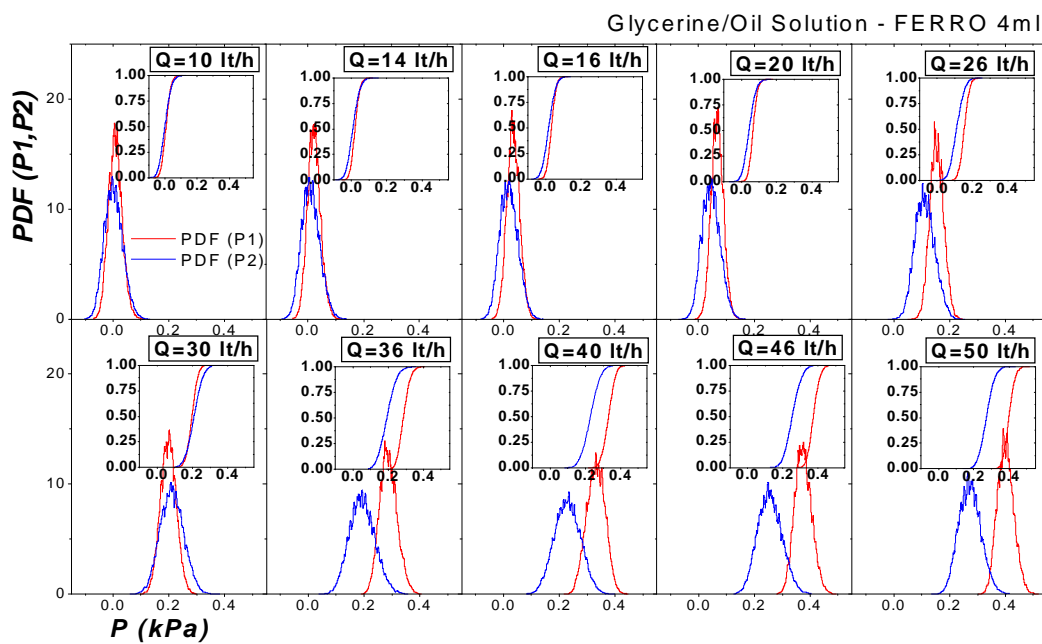
Διάγραμμα 7 Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $P_1$ ,  $P_2$  για εργαζόμενο μέσο γλυκερίνη/λάδι.



**Διάγραμμα 8** Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $P_1, P_2$  για εργαζόμενο μέσο γλυκερίνη/λάδι. 1ml ferrofluid.



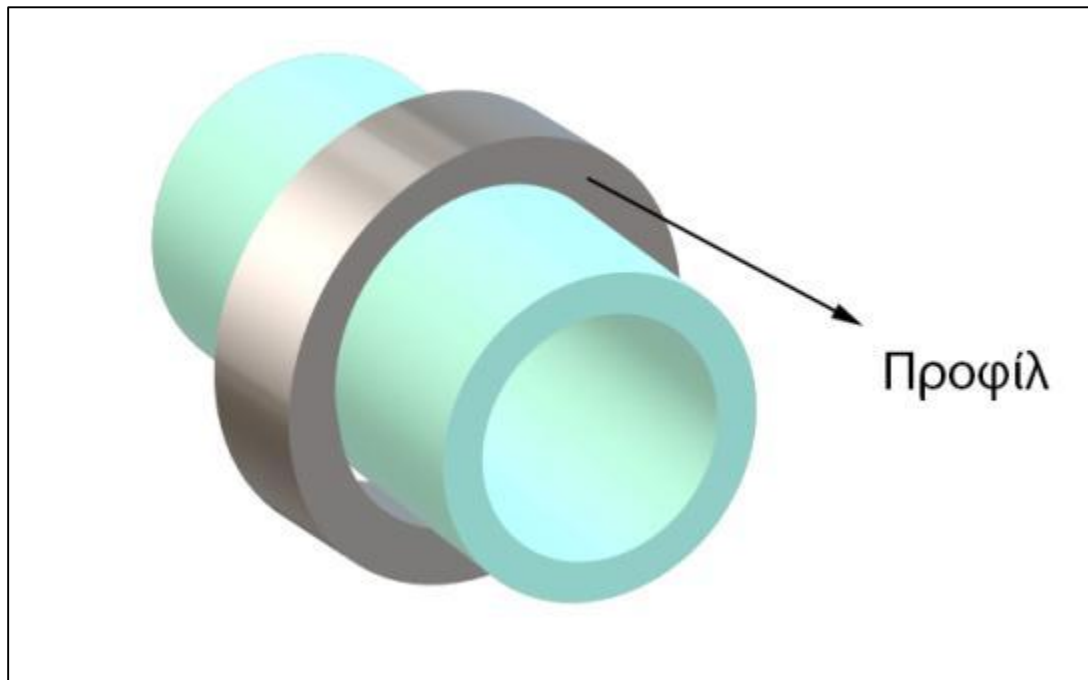
**Διάγραμμα 9** Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $P_1, P_2$  για εργαζόμενο μέσο γλυκερίνη/λάδι. 2ml ferrofluid.



**Διάγραμμα 10** Κατανομές Πυκνότητας Πιθανότητας  $P_1$ ,  $P_2$  για εργαζόμενο μέσο γλυκερίνη/λάδι. 4ml ferrofluid.

## 5.ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Κατά τη ροή του μαγνητιζόμενου ρευστού και καθώς τα σωματίδια δεσμεύονται από το μαγνήτη παρατηρούμε ότι ο μαγνήτης δε δεσμεύει τα σωματίδια μόνο κατά το μήκος του, δηλαδή στον εσωτερικό δακτύλιο αλλά μαγνητίζει τα σωματίδια και με το προφίλ του. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τα σωματίδια αυτά να δεσμεύονται στο εσωτερικό του αγωγού μειώνοντας διαδοχικά τη στρώση των μαγνητιζόμενων σωματιδίων. Αυτή η αύξηση της στένωσης του αγωγού λόγω του σιδηρορευστού οδηγεί στην αύξηση της διαφοράς της πίεσης κατά οξύτερο τρόπο από ότι σε αυτή των καθαρών ουσιών.



Εικόνα 27: Μαγνήτης νεοδυμίου κυλινδρικού σχήματος περασμένος στον αγωγό





**Εικόνα 28: Περιοχή δοκιμών της διάταξης**

Είναι ορατός(Εικόνα 26) στο διάφανο σωλήνα ο τρόπος που έχει καταναμνηθεί το μαγνητιζόμενο ρευστό. Ο μαγνήτης έχει δεσμεύσει σωματίδια σε απόσταση 35 mm με κατεύθυνση προς την είσοδο του ρευστού. Για το λόγο ότι ο μαγνήτης δε μαγνητίζει μόνο προς μία κατεύθυνση όπως παρατηρήσαμε στο πείραμα θα ήταν ενδιαφέρον περαιτέρω μελέτη των πειραμάτων μεταβάλλοντας την κλίση στο μαγνήτη. Λόγω της χρήσης ενός φυσικού μαγνήτη υπήρξε καθυστέρηση στη διεκπεραίωση των πειραμάτων επειδή ήταν αναγκαίος ο καθαρισμός του διάφανου σωλήνα από τα σωματίδια που είχε δεσμεύσει ο μαγνήτης. Για το λόγο αυτό θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί και ηλεκτρομαγνήτης (πηνίο), ώστε να μπορεί πιο εύκολα να δεσμεύει και να αποδεσμεύει τα μαγνητικά σωματίδια. Επιπλέον παρατηρήθηκε αισθητή διαφορά στη θερμοκρασία από τη στιγμή που το μαγνητιζόμενο ρευστό πέρασε από το σημείο του μαγνήτη.

Οι καθαρές ουσίες (απιονισμένο νερό, γλυκερίνη-λάδι) που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα διατηρούν παρόμοια συμπεριφορά. Επιπρόσθετα οι κατανομές μέσης διαφοράς πίεσης συμπίπτουν με τις αναμενόμενες θεωρητικές κατανομές όπως εξηγήθηκαν. Η στατιστική ανάλυση της χρονοσειράς της πίεσης ( $\Delta P$ ) και η επεξεργασία της, έδωσε ιδιαίτερα χαρακτηριστικά για τη συμπεριφορά των διακυμάνσεων της και τον τρόπο που αυτές κατανομούνται γύρω από την μέση τιμή. Το σήμα της πίεσης αντιμετωπίζεται ως μία στάσιμη συνάρτηση επομένως, οι διακυμάνσεις είναι στατιστικά σταθερές και δεν αποτελούν συνάρτηση του χρόνου. Άρα η μέση τιμή είναι ανεξάρτητη του πλήθους των μετρήσεων του δείγματος.

### **5.1 Προτάσεις για μελλοντική έρευνα.**

Η πειραματική διάταξη σύμφωνα με τις μετρήσεις κρίνεται αξιόπιστη και θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για τη δοκιμή της συμπεριφοράς και άλλων νανορευστών εκτός του σιδηρορευστού. Επιπλέον, ακόμη πιο αντιπροσωπευτικό ως προς τις πραγματικές συνθήκες λειτουργίας του κυκλοφοριακού συστήματος θα ήταν η διεξαγωγή του πειράματος μέσω της χρήσης παλμικής αντλίας αντί της περιστροφικής. Με αυτό τον τρόπο θα προσομοιαζόταν

καλύτερα η λειτουργία της καρδιάς. Ενδιαφέρουσα θα ήταν και η περαιτέρω μελέτη των πειραμάτων μεταβάλλοντας την κλίση στο μαγνήτη. Αυτό λόγω της πολικότητάς του όπου, θα μπορούσε να έλξει με διαφορετικές δυνάμεις τα σωματίδια και διαφοροποιηθούν τα αποτελέσματα. Αντί για ένα σταθερό μαγνήτη, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ηλεκτρομαγνήτης (πηνίο), με στόχο την πιο εύκολη δέσμευση και αποδέσμευση των μαγνητικών σωματιδίων. Τέλος θα μπορούσε να παρασκευαστεί ένα εργαζόμενο ρευστό το οποίο θα προσομοίαζε ακόμη περισσότερο τις ιδιότητες του αίματος.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Abdallah D. Abi. (2009). Magneto hydrodynamics of blood flow. *MagnReson Med.*

Albrecht, T.; Bühner, C.; Fähnle, M.; Maier, K.; Platzek, D.; Reske, J. (1997). «First observation of ferromagnetism and ferromagnetic domains in a liquid metal». *Applied Physics A: Materials Science & Processing* **65**(2): 215. doi:10.1007/s003390050569. Bibcode: 1997ApPhA..65..215A.

Alexiou C., Schmid R.J., Jurgons R., Kremer M., Wanner G., Bergemann C., Huenges E., Nawroth T., Arnold W., Parak F.G., (2006). Targeting cancer cells: magnetic nanoparticles as drug carriers, *Eur Biophys J.*, **35**(5):446-50

Armitstead J.P. και Bertram C.D. (1996). A study of the bifurcation behaviour of a model of flow through a collapsible tube, *Bulletin of Mathematical Biology*, Volume 58, Issue 4, pp 611–641

Assael Marc J.; Trusler J.P. Martin.; Tsolakis Thomas F. (1996), Thermophysical Properties of Fluids, Imperial College Press

Bashtovoy V. G., Berkovsky B. M. and Vislovich A. N., "Introduction to thermomechanics of magnetic fluids", Hemisphere, 1988.

Carlton J.M.R., Yowell C.A., Sturrock K.A., Dame J.B. (2011), Biomagnetic separation of contaminating host leukocytes from plasmodium-infected erythrocytes, *Experimental Parasitology* **97** 111–114

Chu, Steven. Critical Materials Strategy *United States Department of Energy*, December 2011. Accessed: 23 December 2011.

Cornell R. M. & Schwertmann U. 2003, The Iron Oxides: Structure, Properties, Reactions, Occurrences and Uses (second ed.), Wiley-VCH, Weinheim

Davidson, P. (2001). An Introduction to Magneto hydrodynamics (Cambridge Texts in Applied Mathematics). Cambridge: Cambridge University Press. doi:10.1017/CBO9780511626333

Davis E. James, Gill William N, The effects of axial conduction in the wall on heat transfer with laminar flow, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Volume 13, Issue 3, 1970, Pages 459-470, ISSN 0017-9310, [https://doi.org/10.1016/0017-9310\(70\)90143-2](https://doi.org/10.1016/0017-9310(70)90143-2).

Faber & S. Papell, S. (1968). On the influence of nonuniform magnetic fields on ferromagnetic colloidal sols.

Fertman V.E. (1990), *Magnetic Fluids Guidebook: Properties and Applications*, Hemisphere Publishing Co., New York]

Fraden, Jacob (2010). *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications, 4th Ed.*. USA: Springer, σελ. 73. ISBN 1441964657.

Friman O., Cedefamn J., Lundberg P., Borga M., Knutsson H. 2001, Detection of Neural Activity in Functional MRI Using Canonical Correlation Analysis, *Magnetic Resonance in Medicine* 45:323–330

Ganguly R., Amit G. P., Swarnendu S., Puri Ishwar K., Analyzing ferrofluid transport for magnetic drug targeting, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Volume 289, 2005, Pages 331-334, ISSN 0304-8853, <https://doi.org/10.1016/j.jmmm.2004.11.094>.

Grave E. De, Bowen L.H. and Weed S.B. 2005, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*

Habibi M.R. & Ghasemi M., (2011). NUMERICAL STUDY OF MAGNETIC PARTICLES CONCENTRATION IN BIOFLUID (BLOOD) UNDER THE INFLUENCE OF HIGH GRADIENT MAGNETIC FIELD IN MICROCHANNEL, *Conference: VII European Congress on Computational Methods in Applied Sciences and Engineering*, DOI: 10.7712/100016.1871.9717

Aminfar H., Mohammadpourfard M., Maroofiazar R. (2013). Eulerian simulation of subcooled boiling flow in straight and curved annuli, *Journal of Mechanical Science and Technology*

Haik Y., Chen J.C., Pai V.M., Development of bio-magnetic fluid dynamics, in: S.H. Winoto, Y.T. Chew, N.E. Wijesundera (Eds.), *Proceedings of the IX International Symposium on Transport Properties in Thermal Fluids Engineering*, Singapore, Pacific Center of Thermal Fluid Engineering, Hawaii, USA, June 25–28, 1996, pp. 121–126.

Ichioka, S., Iwasaka, M., Shibata, M. et al. *Med. Biol. Eng. Comput.* Kluwer Academic Publishers, (1998) 36: 91. <https://doi.org/10.1007/BF02522863>

Ichioka, S., Minegishi, M., Iwasaka, M., Shibata, M., Nakatsuka, T., Harii, K., Kamiya, A. and Ueno, S. (2000), High-intensity static magnetic fields modulate skin microcirculation and temperature in vivo. *Bioelectromagnetics*, 21: 183-188. doi:10.1002/(SICI)1521-186X(200004)21:3<183::AID-BEM5>3.0.CO;2-5

Juha Pyrhönen, Tapani Jokinen, Valéria Hrabovcová (2009). *Design of Rotating Electrical Machines*. John Wiley and Sons, σελ. 232. ISBN 0-470-69516-1

Kinouchi Y, Yamaguchi H, Tenforde TS (1996) Theoretical analysis of magnetic field interactions with aortic blood flow. *Bioelectromagnetics* 17: 21–32

Krakov, M & Nikiforov, I.V. (2002). To the influence of uniform magnetic field on thermomagnetic convection in square cavity. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. 252. 209-211. 10.1016/S0304-8853(02)00653-4.

Lin, T., & Kandlikar, S.G. (2011). A Theoretical Model for Axial Heat Conduction Effects During Single-Phase Flow in Microchannels.

Lou X.Y. & Pedley T.J., (1996). Steady and unsteady flows in collapsible channels, *Advances in Biomechanics*

Lou X.Y. & Pedley T.J. (1993). The effects of wall inertia on flow in a 2-D collapsible channel, *Journal of Fluid Mechanics* 363:253-280, DOI: 10.1017/S0022112098001062

Lubbe A, Alexiou C, Bergemann C., (2001). Clinical applications of magnetic drug targeting, *J Surg Res.*;95(2):200-6.

Maranzana, Gaël & Perry, Isabelle & Maillet, Denis. (2004). Mini- and micro-channels: Influence of axial conduction in the walls. *International Journal of Heat and Mass Transfer - INT J HEAT MASS TRANSFER*. 47. 3993-4004. 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2004.04.016.

Nakayama Y., Boucher R. F., Introduction to Fluid Mechanics, Butterworth-Heinemann, Pages xi-xii, 1998, ISBN 9780340676493, <https://doi.org/10.1016/B978-034067649-3/50002-6>.

Neuringer, Joseph L., Rosensweig, Ronald E., Ferrohydrodynamics, The Physics of Fluids, American Institute of Physics, doi: 10.1063/1.1711103, 1964

Pankhurst, Connolly, Jones, & Dobson 2003, Influence of magnetic iron oxide nanoparticles on red blood cells and Caco-2 cells, *Advances in Bioscience and Biotechnology*, Vol.1 No.5

Pauling L., Coryell C. D. (1936), The magnetic properties and structure of hemoglobin, oxyhemoglobin and carbon monoxy hemoglobin, in: *Proceedings of the National Academy of Science*, 22, pp. 210–216

Ruenraroengsak P., Cook JM, Florence AT., (2009). Nanosystem drug targeting: Facing up to complex realities, *J Control Release*. 15;141(3):265-76. doi: 10.1016/j.jconrel.2009.10.032.

Reynolds, O. (1883), *Phil. Trans. R. Soc. Lond.* 174, 935-982, <http://rsl.royalsocietypublishing.org/content/174/935>

Rosensweig, Ronald. (1985). Ferrohydrodynamics. 10.1063/1.1711103.

Scherer, C. and Figueiredo Neto, A. M. (2005). «Ferrofluids: Properties and Applications». *Brazilian Journal of Physics* **35** (3A): 718–727. doi:10.1590/S0103-97332005000400018. Bibcode: 2005BrJPh..35..718S.

Sperber, D.; Oldenbourg, R.; Dransfeld, K. (1984), Magnetic field induced temperature change in mice, AA(Fakultät für Physik der Universität, Konstanz), AB(Fakultät für Physik der Universität, Konstanz), AC(Fakultät für Physik der Universität, Konstanz), *Naturwissenschaften*, Volume 71, Issue 2, pp.100-101, SPRINGER, DOI:10.1007/BF01156362

Stokes, G.G. (1851) On the Effect of the Internal Friction of Fluids on the Motion of Pendulums. *Transactions of the Cambridge Philosophical Society*, Part II, 9, 8-106.

Takeuchi T., Mizuno T., Yamagishi A., Higashi T., Date M. (1995), Orientation of red blood cells in high magnetic field, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials* 140–144 (2)

Tiselj, Iztok & Hetsroni, G & Mavko, B & Mosyak, A & Pogrebnyak, Elena & Segal, Z. (2004). Effect of axial conduction on the heat transfer in micro-channels. *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 47. 2551-2565. 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2004.01.008.

Tzirtzilakis, E.E. (2005) A Mathematical Model for Blood Flow in Magnetic Field. *Physics of Fluids*, 17, 1-15.

<https://doi.org/10.1063/1.1978807>

Tzirtzilakis, E. E. (2015). Biomagnetic fluid flow in an aneurysm using ferrohydrodynamics principles. *Physics of Fluids*. 061902. 10.1063/1.4922757.

US Patent # 3215572 filed Oct 9, 1963 <https://www.google.com/patents/US3215572>

Voit, Kim and Zapka. «Magnetic behavior of coated superparamagnetic iron oxide nanoparticles in ferrofluids». *NCBI. Pubmed*. Ανακτήθηκε στις 2 Ιουλίου 2014.

*wiseGEEK website* «What are neodymium magnets?». Conjecture Corp. 2011.

Walter T. Benecki «The Permanent Magnet Market - 2015» (PDF). *Magnetics 2013 Conference*. Magnetics 2013 Conference. February 7, 2013