



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΔΠΜΣ «Μικροσυστήματα & Νανοδιατάξεις»

Μεταπτυχιακή Εργασία

ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ & ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΤΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΟΔΗΓΗΣΗ ΝΑΝΟΣΩΜΑΤΙΔΙΩΝ

Σταύρος Σαμοθρακίτης

Πτυχιούχος Φυσικός
Πανεπιστημίου Πατρών

Επιβλέπουσα Καθηγήτρια

Ιωάννα Ζεργιώτη, Αν. Καθηγήτρια
ΕΜΠ

Εξεταστική Επιτροπή

Ι. Ράπτης, Αν. Καθηγητής ΕΜΠ
Ε. Β. Χριστοφόρου, Καθηγητής ΕΜΠ

ΑΘΗΝΑ ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2014





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ
ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΔΠΜΣ «Μικροσυστήματα & Νανοδιατάξεις»

Μεταπτυχιακή Εργασία

«ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ & ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΤΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΟΔΗΓΗΣΗ
ΝΑΝΟΣΩΜΑΤΙΔΙΩΝ»

Σταύρος Σαμοθρακίτης

Αθήνα Σεπτέμβριος 2014



***Στους Γονείς μου, τα αδέρφια μου,
τον ανιψιό μου, την Κατερίνα και
τους φίλους μου για την στήριξη
και την αγάπη τους.***

Σκοπός & Περίληψη Της Εργασίας

Ο κύριος σκοπός αυτής της εργασίας θα είναι η προσομοίωση και ο σχεδιασμός ενός μαγνητικού συστήματος όμοιο με εκείνο ενός μαγνητικού τομογράφου (MRI). Θα μελετηθεί το μαγνητικό πεδίο που παράγεται καθώς και η δύναμη που ασκείται πάνω σε ένα μαγνητικό νανοσωματίδιο από οξείδιο του σιδήρου (Fe_3O_4) με στόχο οι δυνάμεις να είναι παρόμοιες με εκείνες που παράγονται στο πλαίσιο της απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού (MRI). Οι προσομοιώσεις θα πραγματοποιηθούν με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων μέσω του εμπορικά διαθέσιμου λογισμικού της ANSYS.

Μαγνήτες και μαγνητικά πηνία θα επιλεγθούν, έτσι ώστε να μπορεί μελλοντικά να γίνει οδήγηση των νανοσωματιδίων εντός ενός μικροροϊκού συστήματος παρόμοιο με τα αιμοφόρα αγγεία και με διατομή έως και 1 mm. Ένας από τους κύριους μαγνήτες (ή περισσότεροι) θα παρέχει το ομογενές μαγνητικό πεδίο και με τη βοήθεια πηνίου ή πηνίων θα δημιουργούνται γραμμικά ανεξάρτητες μαγνητικές κλίσεις, οι οποίες θα προκαλούν ελεγχόμενες δυνάμεις και ροπές στα νανοσωματίδια.

Για την αξιόπιστη λειτουργία του μαγνητικού συστήματος καθοδήγησης, είναι απαραίτητη η λεπτομερής γνώση των δυνάμεων που δρουν πάνω στα μαγνητικά σωματίδια. Οι μαγνητικές δυνάμεις εξαρτώνται άμεσα από τη γεωμετρία και τις ιδιότητες του υλικού των σωματιδίων και συνήθως δεν είναι ακριβώς γνωστές. Οι κυρίαρχες δυνάμεις που δρουν στα νανοσωματίδια μέσα σε ένα αιμοφόρο αγγείο είναι η μαγνητική δύναμη F_m και η οπισθέλκουσα δύναμη ροής του αίματος, F_d . Στο μοντέλο λαμβάνουμε υπ' όψη αυτές τις δυνάμεις οι οποίες επηρεάζουν τη δυναμική του συστήματος των σωματιδίων. Μπορούμε έτσι να προβλέψουμε την κίνηση κάθε σωματιδίου καθώς και την αλληλεπίδραση μεταξύ τους. Οι νανο-κάψουλες θεωρούνται ως σφαίρες με ιξωδοελαστικές ιδιότητες.



Μελλοντικά, θα δοκιμαστούν διαφορετικά είδη μαγνητικών σωματιδίων προκειμένου να καθοριστούν οι βέλτιστες συνθήκες για την καθοδήγηση και το σύστημα διεύθυνσης. Η παρακολούθηση των σωματιδίων θα εκτελεστεί με οπτικό μικροσκόπιο ή μικροσκόπιο φθορισμού.



Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την Αναπ. Καθηγήτρια Ε.Μ.Π. κα. Ιωάννα Ζεργιώτη, για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε, αναθέτοντας μου την παρούσα μεταπτυχιακή εργασία, για τη βοήθεια που μου παρείχε σε όλη τη διάρκεια των πειραμάτων και για την άψογη συνεργασία που είχαμε.

Επίσης, είναι υποχρέωση μου να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον Αναπ. Καθηγητή Ε.Μ.Π. κ. Γιάννη Ράπτη, το Γιάννη Θεοδωράκο και το Σίμο Παπάζογλου για την βοήθεια που μου προσέφεραν, τις οδηγίες που μου παρείχαν ώστε να είναι πετυχημένο το πείραμα της διπλωματικής μου εργασίας, καθώς και το χρόνο που διέθεσαν για να μου λύσουν οποιαδήποτε απορία αλλά επίσης και όλα τα υπόλοιπα μέλη της ερευνητικής ομάδας της Κας Ιωάννας Ζεργιώτη, Μαριανέζα Χατζηπέτρου, Ευθύμη Σερπετζόγλου, Μαρίνα Μακρύγιαννη, Φιλίμωνα Ζαχαράτο και Μαρία Μασαούτη.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω όλα τα άτομα με τα οποία συνεργάστηκα, σε διάφορα στάδια της εργασίας μου, από το Ίδρυμα Ιατροβιολογικών Ερευνών της Ακαδημίας Αθηνών (Απόστολος Κλινάκης, Μαρία Πατίτσα, Γιώργος Τσέκενης), από το ΕΚΕΦΕ «Δημόκριτος» (Δημοσθένης Σταμόπουλος, Γεωργία Βερτσιώτη, Σταύρος Χατζανδρούλης) από το τμήμα Χημικών Μηχανικών του Ε.Μ.Π (Κώστας Κορδάτος, Αφροδίτη Τζιούνη) και από τη Σχολή ΕΜΦΕ του Ε.Μ.Π (Μαριάνθη Παναγοπούλου).



Περιεχόμενα

1.	Εισαγωγή	9
1.1	Νανοκλίμακα: Εκεί που οι Φυσικές & οι Βιολογικές Επιστήμες Συναντιούνται.....	9
1.2	Νανοϊατρική	10
1.2.1	Τι είναι νανοϊατρική	10
1.2.2	Μαγνητική νανοϊατρική	11
1.3	Νανοτεχνολογία & Καρκίνος.....	12
2.	Μαγνητικές Ιδιότητες Σωματιδίων Στην Μίκρο & Νάνο Κλίμακα.....	15
2.1	Μαγνήτες και Νανόμετρα: Αμοιβαία έλξη.....	15
2.2	Μαγνητικά Σωματίδια	16
2.3	Δυνάμεις Σε Μαγνητικά Νανοσωματίδια	18
2.4	Βασικές Έννοιες του Νανομαγνητισμού.....	20
2.4.1	Μαγνητική Ανισοτροπία	20
2.4.2	Θεμελιώδη Μαγνητικά Μήκη	21
2.4.3	Καμπύλες M – H	22
2.4.4	Σωματίδια μονού μαγνητικού τομέα.....	26
2.4.5	Υπερπαραμαγνητισμός	29
3.	Προσομοιώσεις Μαγνητικών Πεδίων & Δυνάμεων	32
3.1	Δημιουργία Ομογενούς Μαγνητικού Πεδίου	34
3.1.1	Πηγία Helmholtz	34
3.1.2	Μόνιμοι μαγνήτες NdFeB	43
3.2	Βαθμίδα Μαγνητικού Πεδίου – Μαγνητική Οδήγηση.....	47
4.	Χαρακτηρισμός Υλικών	59
4.1	Περιθλαση Ακτινών Χ (X-Ray Diffraction – XRD).....	59



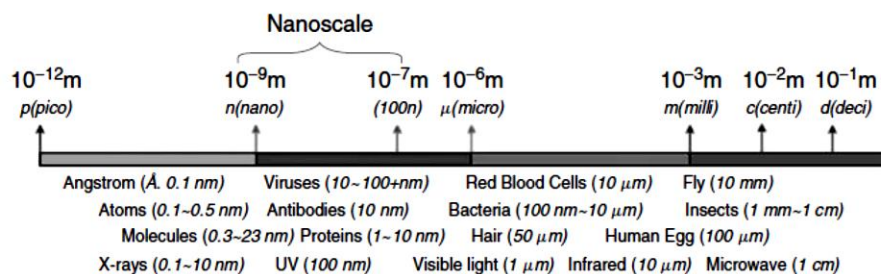
4.1.1	Θεωρία	59
4.1.2	Αποτελέσματα	61
4.2	Φασματοσκοπία Raman	64
4.2.1	Θεωρία	64
4.2.2	Αποτελέσματα	65
4.3	Ηλεκτρονική Μικροσκοπία Σάρωσης (Scanning Electron Microscopy – SEM) 67	
4.3.1	Θεωρία	67
4.3.2	Αποτελέσματα	69
4.4	Υπεραγώγιμο Μαγνητόμετρο Κβαντικής Συμβολής - SQUID	71
4.4.1	Θεωρία	71
4.4.2	Αποτελέσματα	72
5.	Μαγνητική Οδήγηση Νανოსωματιδίων	75
5.1	Σύστημα Μαγνητικής Οδήγησης – Πειραματική Διατάξη	75
5.1.1	Εισαγωγή.....	75
5.1.2	Διερεύνηση Της Απόκρισης Των Νανοςωματιδίων Σε Μαγνητικό Πεδίο 76	
5.1.3	Ανάλυση Συνολικής Πειραματικής Διάταξης	80
5.2	Συμπεράσματα – Μελλοντικοί Στόχοι	83
6.	Αναφορές.....	85

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 ΝΑΝΟΚΛΙΜΑΚΑ: ΕΚΕΙ ΠΟΥ ΟΙ ΦΥΣΙΚΕΣ & ΟΙ ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΣΤΗΜΕΣ ΣΥΝΑΝΤΙΟΥΝΤΑΙ

Η νανοκλίμακα γενικώς ορίζεται ως το φάσμα μεγεθών τα οποία ξεκινούν από άτομα έως και μέχρι 100 nm (Yih and Wei 2005). Εν γένει, τα νανοϋλικά συμπεριλαμβάνουν όλες τις δομές, συσκευές και συστήματα τα οποία βρίσκονται στη νανοκλίμακα. Σε μερικές περιπτώσεις το όριο μεγέθους ενός νανοϋλικού μπορεί να φτάσει μέχρι 1000 nm και το ουσιώδες σημείο είναι ότι ένα νανοϋλικό παρουσιάζει μοναδικές ιδιότητες οι οποίες είναι πολύ διαφορετικές από εκείνες σε μεγαλύτερη κλίμακα.

Όπως φαίνεται και από την **Error! Reference source not found.**, πολλές βιολογικές οντότητες βρίσκονται μέσα στα όρια της νανοκλίμακας, όπως οι πρωτεΐνες, οι ιοί και τα βακτήρια και συνήθως αναφέρονται και ως βιολογικά νανοϋλικά. Οι ειδικές λειτουργίες αυτών των υλικών είναι πηγή μεγάλης έμπνευσης για το σχεδιασμό μη-βιολογικών νανοϋλικών. Χάριν του κατάλληλου μεγέθους τους, τα μη-βιολογικά νανοϋλικά μπορούν να έχουν πρόσβαση ή να χειρίζονται βιολογικές οντότητες (Yih and Wei 2005).



Εικόνα 1.1 Νανοκλίμακα και τυπικά υλικά των οποίων οι διαστάσεις είναι συγκρίσιμα με τη νανοκλίμακα

Νανοϋλικά με μεγέθη μικρότερα των 50 nm μπορούν να εισέλθουν στα περισσότερα κύτταρα χωρίς δυσκολία και όταν το μέγεθος τους φτάσει κάτω από 20 nm μπορούν, όταν κυκλοφορούν μέσα στο κυκλοφορικό σύστημα του σώματος, να βρεθούν εύκολα εκτός των αγγείων του αίματος. Γι' αυτό, μετά από ειδική επεξεργασία, τα διάφορα νανοϋλικά χρησιμοποιούνται ευρέως ως μεταφορείς φαρμάκων, οι οποίοι μεταφέρουν χημιοθεραπευτικές ουσίες ή θεραπευτικά γονίδια εντός των κυττάρων που ασθενούν χωρίς να επηρεάζονται υγιή κύτταρα [1].

1.2 ΝΑΝΟΪΑΤΡΙΚΗ

Η ένταξη των βιολογικών και των φυσικών επιστημών σε νανοκλίμακα έχει επιπτώσεις σε πολλούς τομείς της επιστήμης και της τεχνολογίας. Ένας τομέας που είναι ιδιαίτερα ελπιδοφόρος είναι οι βιοϊατρικές εφαρμογές των μαγνητικών νανοϋλικών. [1]

1.2.1 Τι είναι νανοϊατρική

Η νανοϊατρική βρίσκεται στα όρια μεταξύ των φυσικών, χημικών και βιολογικών επιστημών. Προέρχεται από την ευφάνταστη ιδέα ότι τα ρομπότ και άλλες συναφείς μηχανές στη νανοκλίμακα θα μπορούσαν να σχεδιαστούν, να κατασκευαστούν και να εισάγονται στο ανθρώπινο σώμα για τη θεραπεία κυττάρων σε μοριακό επίπεδο. Σύμφωνα με τον αρχικό ορισμό, νανοϊατρική είναι μια διαδικασία συμπεριλαμβανομένης της διάγνωσης, της θεραπείας και της πρόληψης των ασθενειών και η διατήρηση και βελτίωση της ανθρώπινης υγείας με χρήση μοριακών εργαλείων και μοριακής γνώσης του ανθρώπινου σώματος (Freitas 2005). [1]

Η πρόοδος των νανοεπιστημών και της νανοτεχνολογίας κάνει τη νανοϊατρική αρκετά πρακτική. Από τεχνική άποψη, η νανοϊατρική αποτελείται από

τις εφαρμογές σωματιδίων και συστημάτων στη νανοκλίμακα για την ανίχνευση και θεραπεία ασθενειών σε μοριακό επίπεδο και αυτό παίζει σημαντικό ρόλο στην εξάλειψη διαφόρων νόσων και του θανάτου από πολλές θανατηφόρες ασθένειες, όπως ο καρκίνος (Yih και Wei 2005, Εθνικό Ινστιτούτο Υγείας και Εθνικό Ινστιτούτο Καρκίνου 2004). Με βάση διάφορες τεχνικές νανοκατασκευής και μοριακής αυτο-συναρμολόγησης, μπορούν να κατασκευαστούν διάφορα βιολογικά λειτουργικά υλικά και συσκευές για αισθητήρες, για παράδοση φαρμάκων και για μηχανικές εφαρμογές (Royal Society και Royal Academy of Engineering 2004). [1]

Η νανοϊατρική έχει προφανή πλεονεκτήματα (Whitesides και Wong 2006). Πρώτον, τα νανοσωματίδια είναι δυνητικά πολύτιμα εργαλεία για τη διερεύνηση των κυττάρων, λόγω του μικρού μεγέθους τους. Δεύτερον, καθώς το μέγεθός τους μπορεί να ελέγχεται, από εκείνο μεγάλων μορίων έως και μικρών κυττάρων, η ικανότητα τους να διαφεύγουν του κυκλοφορικού αγγειακού συστήματος μπορεί επίσης να ελέγχεται. Τρίτον, λόγω του μικρού μεγέθους τους, τα νανοσωματίδια μπορούν να κυκλοφορούν συστηματικά στο αίμα και έτσι να χρησιμεύσουν σε ρόλους όπως η ενίσχυση της μαγνητικής τομογραφίας ή η παράδοση του σιδήρου για την παραγωγή των ερυθρών αιμοσφαιρίων. [1]

1.2.2 Μαγνητική νανοϊατρική

Η μαγνητική νανοϊατρική εξελίσσεται με ταχείς ρυθμούς, και υπάρχει ήδη ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών όπως ο διαχωρισμός κυττάρων, η βιοανίχνευση, μελέτες κυτταρικής λειτουργίας, καθώς και μία ποικιλία πιθανών ιατρικών και θεραπευτικών χρήσεων. Τα μαγνητικά νανοϋλικά που χρησιμοποιούνται στη μαγνητική νανοϊατρική μπορούν να ταξινομηθούν γενικά σε μαγνητικά λεπτά υμένα και σε μαγνητικά νανοσωματίδια που περιλαμβάνουν νανοσφαίρες, νανοςύρματα και νανοσωλήνες. Μαγνητικά λεπτά υμένα χρησιμοποιούνται συχνά για την ανάπτυξη υψηλής ευαισθησίας και υψηλής ακρίβειας μαγνητικών αισθητήρων, οι οποίοι είναι σημαντικοί για την ανίχνευση βιολογικών οντοτήτων

οι οποίες είναι δεσμευμένες με μαγνητικά νανοσωματίδια. Τα μαγνητικά νανοσωματίδια που χρησιμοποιούνται στη μαγνητική νανοϊατρική συνήθως αποτελούνται από ένα μόνο μαγνητικό είδος και μία κατάλληλη επικάλυψη για να επιτρέπεται η συμβατότητα και ένωση με βιοενεργά υλικά. [1]

1.3 ΝΑΝΟΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ & ΚΑΡΚΙΝΟΣ

Ο καρκίνος είναι μία από τις κύριες αιτίες θανάτου στις ανεπτυγμένες χώρες. Οι συμβατικές θεραπείες, συμπεριλαμβανομένης της χειρουργικής επέμβασης, της ακτινοβολίας, της χημειοθεραπείας και των βιολογικών θεραπειών (ανοσοθεραπεία) περιορίζονται από την προσβασιμότητα του όγκου, τον κίνδυνο της επέμβασης σε ένα ζωτικό όργανο και την εξάπλωση των καρκινικών κυττάρων σε όλο το σώμα (Arguebo et al. 2007). Η νανοτεχνολογία μπορεί να προσφέρει μια καλύτερη πιθανότητα επιβίωσης. Η αντικαρκινική νανοτεχνολογία είναι στην πραγματικότητα ένα είδος της βιοϊατρικής νανοτεχνολογίας. Καθώς όλο και περισσότερη προσοχή δίνεται στη διάγνωση και τη θεραπεία των διάφορων μορφών καρκίνου με τη χρήση της νανοτεχνολογίας, η αντικαρκινική νανοτεχνολογία γίνεται ένα ειδικό τμήμα στον τομέα της βιοϊατρικής. [1]

Η νανοτεχνολογία κατά του καρκίνου περιλαμβάνει διάφορα υλικά και τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την επίλυση των διαφόρων προβλημάτων. Οι ερευνητικές δραστηριότητες στον τομέα της νανοτεχνολογίας κατά του καρκίνου γενικά εμπίπτουν σε επτά κατηγορίες. Η πρώτη είναι η ανάπτυξη πρώιμων παραγόντων απεικόνισης και διαγνωστικές τεχνικές για την ανίχνευση καρκίνων σε προ - συμπτωματικό στάδιο. Δεύτερη είναι η ανάπτυξη τεχνικών που μπορούν να παρέχουν επί τόπου εκτιμήσεις των επιπτώσεων των θεραπειών. Τρίτη κατηγορία είναι η ανάπτυξη των συσκευών που μπορούν να παρακάμψουν βιολογικούς φραγμούς και με ακρίβεια να παραδώσουν θεραπευτικούς παράγοντες σε καρκινικές περιοχές. Τέταρτον, η ανάπτυξη παραγόντων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την παρακολούθηση μοριακών αλλαγών οι οποίες μπορεί να είναι στοιχεία πρόληψης με στόχο την αποτροπή μετατροπής προ καρκινικών

κυττάρων σε κακοήθη. Πέμπτη είναι η ανάπτυξη των συστημάτων επιτήρησης και ανίχνευσης των μεταλλάξεων που θα μπορούσαν να ενεργοποιήσουν τη διαδικασία του καρκίνου, αλλά και για την ανίχνευση γενετικών δεικτών υποδεικνύοντας μια προδιάθεση σε δημιουργία όγκων. Μία ακόμα κατηγορία είναι η ανάπτυξη μεθόδων για τον έλεγχο των συμπτωμάτων του καρκίνου που επηρεάζουν άσχημα την ποιότητα της ζωής και τέλος είναι η ανάπτυξη τεχνικών που θα βοηθήσουν τους ερευνητές να εντοπίζουν ταχύτατα νέους στόχους για την κλινική θεραπεία και να προβλέπουν τις πιθανές παρενέργειες των φαρμάκων. [1]

Υπάρχουν δύο κύριες τάσεις στον τομέα της έρευνας κατά του καρκίνου με χρήση νανοτεχνολογίας (Alper 2005). Μία τάση είναι η ανάπτυξη πολυλειτουργικών νανοϋλικών τα οποία θα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για απεικόνιση του όγκου και παράδοση φαρμάκου, ταυτόχρονα. Αυτή ίσως να είναι η πιο ριζοσπαστική βελτίωση που η νανοτεχνολογία μπορεί να προσφέρει για τη θεραπεία του καρκίνου. Η άλλη τάση στην θεραπεία του καρκίνου είναι η παροχή περισσότερων του ενός φαρμάκων σε έναν όγκο ταυτόχρονα. Με αυτόν τον τρόπο, το πρόβλημα αντίστασης των καρκινωμάτων στα φάρμακα, το οποίο είναι ένα από τα πιο σημαντικά προβλήματα στη θεραπεία του καρκίνου, θα μπορούσε να επιλυθεί. Συνήθως, η αντοχή ενός καρκινικού κυττάρου σε κάποιο φάρμακο οφείλεται στην ικανότητά του να αποβάλλει το φάρμακο μόλις αυτό εισέλθει μέσα του. Ωστόσο, με την χορήγηση ενός παράγοντα που μπορεί να αναστέλλει την αποβολή των φαρμάκων ακριβώς τη στιγμή που αυτά εισέρχονται στα καρκινικά κύτταρα, το πρόβλημα μπορεί να εξαλειφθεί. [1]

Συμπερασματικά, η ελεγχόμενη απελευθέρωση φαρμάκων από νανοδομημένα λειτουργικά υλικά, ειδικά νανοσωματίδια (NPs), προσελκύει αυξανόμενη προσοχή εξαιτίας των ευκαιριών τόσο στη θεραπεία του καρκίνου όσο και στην ίαση άλλων ασθενειών. Η δυνατότητα για τη χρήση νανοσωματιδίων προέρχεται από τις ενδογενείς ιδιότητες των μαγνητικών τους πυρήνων σε συνδυασμό με την ικανότητα που παρουσιάζουν στην φόρτωση φαρμακευτικών ουσιών καθώς και στις διάφορες βιολογικές ιδιότητες που μπορούν να τους αποδοθούν με την εφαρμογή κατάλληλης επικάλυψης (coating) [2]. Θα πρέπει να



σημειωθεί εδώ ότι τα νανοϋλικά που χρησιμοποιούνται στην νανοϊατρική έχουν μόνο ένα μέρος από την πολυπλοκότητα και τη χρηστικότητα των βιολογικών υλικών τα οποία προσπαθούν να αντικαταστήσουν για διάφορες λειτουργίες. Με λίγα λόγια η επιστήμη θα πρέπει στο μέλλον να βρει τρόπους για τη βελτίωση αυτών των νανοϋλικών με σκοπό την καλύτερη χρήση τους σε βιοϊατρικές εφαρμογές. [1]

2. ΜΑΓΝΗΤΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΣΩΜΑΤΙΔΙΩΝ ΣΤΗΝ ΜΙΚΡΟ & ΝΑΝΟ ΚΛΙΜΑΚΑ

2.1 ΜΑΓΝΗΤΕΣ ΚΑΙ ΝΑΝΟΜΕΤΡΑ: ΑΜΟΙΒΑΪΑ ΈΛΕΗ

Δεδομένου ότι οι φυσικοί και οι επιστήμονες των υλικών ενδιαφέρονται όλο και περισσότερο για τις ιδιότητες των μαγνητικών υλικών στην νανοκλίμακα, η βιολογία επωφελείται από τους νανομαγνήτες. Τα μαγνητικά νανοϋλικά είναι αρκετά διαφορετικά από άλλου είδους νανοϋλικά, επειδή οι θεμελιώδεις ιδιότητες των μαγνητών ορίζονται στη νανοκλίμακα (Koltsov και Perry 2004). Οι νανομαγνήτες μπορούν να μετρήσουν οτιδήποτε με μέγεθος από μόλις λίγα νανόμετρα μέχρι και ένα μικρόμετρο και βρίσκουν εφαρμογές στην ιατρική απεικόνιση, την παράδοση φαρμακευτικών παραγόντων μέχρι και σε αισθητήρες και την πληροφορική. [1]

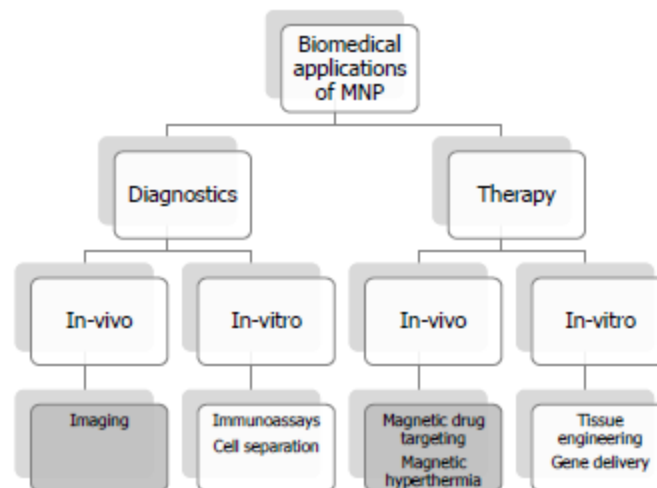
Ο νανομαγνητισμός είναι στα σύνορα των νανοεπιστημών και των νανοτεχνολογιών και τα μαγνητικά νανοϋλικά είναι από τα πιο ελπιδοφόρα για κλινικές, διαγνωστικές και θεραπευτικές εφαρμογές. Ο νανομαγνητισμός ουσιαστικά συνεπάγεται τη μελέτη του πώς τέτοια σιδηρομαγνητικά υλικά συμπεριφέρονται όταν είναι γεωμετρικά περιορισμένα σε τουλάχιστον μία διάσταση. Ένα από τα κεντρικά ζητήματα στο νανομαγνητισμό είναι οι υπερπαραμαγνητικές ιδιότητες των μαγνητικών αυτών υλικών. Στις περισσότερες περιπτώσεις, αυτό που καθιστά χρήσιμους τους σιδηρομαγνήτες στις βιοϊατρικές εφαρμογές είναι οι υπερπαραμαγνητικές τους ιδιότητες. [1]

2.2 ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΣΩΜΑΤΙΔΙΑ

Τα μαγνητικά σωματίδια είναι στερεές φάσεις οι οποίες ανταποκρίνονται σε μαγνητικά πεδία, και θα μπορούσαν να είναι απλά νανοσωματίδια ή συσσωματώματα νανοσωματιδίων με μεγέθη που εκτείνονται από μερικά νανόμετρα έως μικρόμετρα. Υπό την επίδραση ενός εξωτερικού ομογενούς μαγνητικού πεδίου τα σωματίδια περιστρέφονται. Για να κινηθούν σε μία προτιμώμενη κατεύθυνση στο χώρο, θα πρέπει να εφαρμοστεί ένα ανομοιογενές μαγνητικό πεδίο. Η μαγνητική δύναμη που ενεργεί πάνω στα σωματίδια είναι ανάλογη προς τη μαγνήτιση του σωματιδίου, την πυκνότητα της μαγνητικής ροής και την κλίση του μαγνητικού πεδίου. Τα μαγνητικά σωματίδια που είναι πιο διαδεδομένα είναι σιδηρομαγνητικής φύσεως (ferrites) (από κάποιο μέγεθος και κάτω, συνήθως μερικά νανόμετρα, έχουν υπερπαραμαγνητικές ιδιότητες) και έχουν τη γενική σύνθεση MFe_2O_4 (το M είναι ένα δισθενές μεταλλικό κατιόν, όπως Ni, Co, Mg ή Zn). Επίσης χρησιμοποιούνται και τα οξειδία του σιδήρου Fe_3O_4 και Fe_2O_3 . (Halbreich et al. 1998) [1]

Τα μαγνητικά νανοσωματίδια προσφέρουν ελκυστικά πλεονεκτήματα για τις εφαρμογές τους στη βιοϊατρική (Pankhurst et al. 2003). Πρώτον, τα μεγέθη τους μπορούν να ελεγχθούν στο εύρος των λίγων νανομέτρων έως και δεκάδες νανόμετρα, έτσι θα μπορούσαν να είναι μικρότερα από ή συγκρίσιμα με εκείνα των κυττάρων (10-100 μm), των ιών (20-450 nm), των πρωτεϊνών (5-50 nm) ή ενός γονιδίου (2 nm πλάτος και 10-100 nm μήκος). Ως εκ τούτου, μπορούν να πλησιάσουν κοντά ή να μπουν σε μια βιολογική οντότητα. Εάν είναι επικαλυμμένα με κατάλληλα βιολογικά μόρια, μπορούν να αλληλεπιδράσουν ή να δεσμευτούν με μία βιολογική οντότητα, έτσι ώστε να παρέχουν ένα ελεγχόμενο μέσο σήμανσης. Δεύτερον, τα μαγνητικά νανοσωματίδια μπορούν να χειραγωγηθούν από μία εξωτερική βαθμίδα μαγνητικού πεδίου. Σε συνδυασμό με την εγγενή διαπερατότητα των μαγνητικών πεδίων στον ανθρώπινο ιστό, αυτή η «δράση από απόσταση» ανοίγει πολλές εφαρμογές που αφορούν στη μεταφορά και ακινητοποίηση των μαγνητικών νανοσωματιδίων ή στη μαγνητική σήμανση

βιολογικών οντοτήτων. Ως εκ τούτου, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την παράδοση ενός «πακέτου», όπως ένα αντικαρκινικό φάρμακο, σε μία στοχευμένη περιοχή του σώματος, όπως ένας όγκος. Τρίτον, τα μαγνητικά νανοσωματίδια μπορούν να συντονιστούν με ένα χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο, με αποτέλεσμα τη μεταφορά ενέργειας από το πεδίο διέγερσης στα νανοσωματίδια με επακόλουθο την αύξηση της θερμοκρασίας τους. Κατ' αυτόν τον τρόπο, τα μαγνητικά νανοσωματίδια μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως παράγοντες υπερθερμίας, παρέχοντας τοξικές ποσότητες θερμικής ενέργειας σε στοχευμένους φορείς, όπως οι όγκοι. [1]



Εικόνα 2.1 Επισκόπηση βιοϊατρικών εφαρμογών των μαγνητικών νανοσωματιδίων

Κατά την ανάπτυξη των μαγνητικών νανοσωματιδίων, θα πρέπει να ληφθούν υπόψη τρεις πτυχές (Parak et al. 2003). Πρώτον, τα μαγνητικά νανοσωματίδια θα πρέπει να είναι κρυσταλλικά και κάθε σωματίδιο να αποτελείται από ένα μόνο μαγνητικό τομέα. Δεύτερον, η κατανομή του μεγέθους των νανοσωματιδίων θα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν μικρότερη. Τρίτον, όλα τα μαγνητικά νανοσωματίδια σε ένα συγκεκριμένο δείγμα πρέπει να έχουν το ίδιο σχήμα και να είναι ομοιόμορφα. Εκτός από σφαιρικά νανοσωματίδια που είναι τα

πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα, νανοσωματίδια με πιο πολύπλοκες γεωμετρίες, όπως νανοσύρματα και νανοσωλήνες, επίσης χρησιμοποιούνται συχνά. [1]

2.3 ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΣΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΝΑΝΟΣΩΜΑΤΙΔΙΑ

Για να κατανοήσουμε πώς ένα μαγνητικό πεδίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να οδηγήσει μαγνητικά νανοσωματίδια, θα πρέπει να θυμηθούμε ορισμένα στοιχεία της διανυσματικής θεωρίας πεδίου. Είναι, επίσης, σημαντικό να αναγνωρίσουμε ότι απαιτείται μία βαθμίδα μαγνητικού πεδίου ώστε να ασκηθεί μια δύναμη σε μια απόσταση. Ένα ομοιόμορφο πεδίο δημιουργεί μία ροπή, αλλά δεν προκαλεί κίνηση. Ξεκινάμε, λοιπόν, από τον ορισμό της μαγνητικής δύναμης που δρα σε ένα σημείο που μοιάζει με μαγνητικό δίπολο \mathbf{m} [3]:

$$\vec{F}_m = (\vec{m} \cdot \nabla) \vec{B} \quad 2-1$$

η οποία μπορεί να ερμηνευτεί γεωμετρικά ως διαφόριση ως προς τη διεύθυνση του \mathbf{m} . Για παράδειγμα, εάν είναι $\mathbf{m} = (0,0,m_z)$ τότε θα είναι $\mathbf{m} \cdot \nabla = m_z(\partial/\partial z)$ και μια δύναμη θα ασκηθεί στο δίπολο εφόσον υπάρχει κλίση του πεδίου \mathbf{B} κατά την διεύθυνση z . Στην περίπτωση ενός μαγνητικού νανοσωματιδίου διαλυμένο εντός ενός ασθενούς διαμαγνητικού μέσου όπως το νερό, η συνολική μαγνητική ροπή του σωματιδίου μπορεί να γραφτεί $\mathbf{m} = V_m \mathbf{M}$, όπου V_m είναι ο όγκος του σωματιδίου και \mathbf{M} είναι ογκομετρική μαγνήτιση του, η οποία με τη σειρά της δίνεται από τη σχέση $\mathbf{M} = \chi \mathbf{H}$, όπου $\chi = \chi_m - \chi_w$ είναι η ενεργός επιδεκτικότητα του σωματιδίου σε σχέση με αυτή του νερού. Για την περίπτωση που έχουμε ένα αραιό διάλυμα νανοσωματιδίων σε καθαρό νερό, μπορούμε να προσεγγίσουμε την συνολική ανταπόκριση του συστήματος των σωματιδίων και του νερού με τη σχέση $\mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{H}$, ούτως ώστε η εξίσωση (2-1) γίνεται [3]:

$$\vec{F}_m = V_m \Delta \chi (\vec{B} \cdot \nabla) \vec{B} \quad 2-2$$

Επιπλέον, με την προϋπόθεση ότι δεν υπάρχουν χρονικά μεταβαλλόμενα ηλεκτρικά πεδία ή ρεύματα εντός του μέσου, μπορούμε να εφαρμόσουμε την εξίσωση του Maxwell, $\nabla \times \mathbf{B} = 0$ με την ακόλουθη μαθηματική ταυτότητα [3]:

$$\nabla(\vec{B} \cdot \vec{B}) = 2\vec{B} \times (\nabla \times \vec{B}) + 2(\vec{B} \cdot \nabla)\vec{B} = 2(\vec{B} \cdot \nabla)\vec{B} \quad 2-3$$

για να ληφθεί μια πιο διαισθητική μορφή της εξίσωσης (2-2):

$$\vec{F}_m = V_m \Delta \chi \nabla \left(\frac{B^2}{2\mu_o} \right) \quad \text{ή} \quad 2-4$$

$$\vec{F}_m = V_m \Delta \chi \nabla \left(\frac{1}{2} \vec{B} \cdot \vec{H} \right) \quad 2-5$$

στην οποία η μαγνητική δύναμη σχετίζεται με την απόκλιση της πυκνότητας ενέργειας μαγνητοστατικού πεδίου, $\frac{1}{2}(\mathbf{B} \cdot \mathbf{H})$. Έτσι, εάν $\Delta \chi > 0$ η μαγνητική δύναμη ενεργεί προς την κατεύθυνση της πιο απότομης αύξησης του βαθμωτού πεδίου πυκνότητας ενέργειας. Αυτό εξηγεί γιατί, για παράδειγμα, όταν ρινίσματα σιδήρου τοποθετούνται κοντά στον πόλο ενός μόνιμου μαγνήτη, έλκονται προς αυτόν τον πόλο. Αυτή η συμπεριφορά είναι επίσης η βάση για τις βιοϊατρικές εφαρμογές του μαγνητικού διαχωρισμού και της χορήγησης φαρμάκου οι οποίες είναι και το βασικό θέμα της παρούσας εργασίας [3].

2.4 ΒΑΣΙΚΕΣ ΈΝΝΟΙΕΣ ΤΟΥ ΝΑΝΟΜΑΓΝΗΤΙΣΜΟΥ

2.4.1 Μαγνητική Ανισοτροπία

Ο όρος μαγνητική ανισοτροπία χρησιμοποιείται για να περιγράψει την εξάρτηση της εσωτερικής ενέργειας από την κατεύθυνση της αυθόρμητης μαγνήτισης, δημιουργώντας έτσι «εύκολη» και «δύσκολη» κατεύθυνση της μαγνήτισης. Η συνολική μαγνήτιση ενός συστήματος είναι προτιμότερο να βρίσκεται κατά μήκος του «εύκολου» άξονα. Η ενεργειακή διαφορά μεταξύ του «εύκολου» και «δύσκολου» άξονα προκύπτει από δύο μικροσκοπικές αλληλεπιδράσεις: την αλληλεπίδραση σπιν-τροχιάς και τη μεγάλη βεληνεκούς διπολική σύζευξη των μαγνητικών ροπών. Η σύζευξη σπιν - τροχιάς είναι υπεύθυνη για την εγγενή (μαγνητοκρυσταλλική) ανισοτροπία, για την επιφανειακή ανισοτροπία και την ανισοτροπία μαγνητικής στένωσης, ενώ η ανισοτροπία σχήματος είναι αποτέλεσμα της διπολικής σύζευξης και υπολογίζεται, π.χ. υποθέτοντας μία ομοιόμορφη κατανομή των μαγνητικών πόλων στην επιφάνεια του υλικού. Οι ενέργειες ανισοτροπίας είναι συνήθως στο εύρος 10^2 - 10^7 Jm⁻³. Αυτό αντιστοιχεί σε μια ενέργεια ανά άτομο που κυμαίνεται από 10^{-8} eV έως 10^{-3} eV. Η ενέργεια ανισοτροπίας είναι μεγαλύτερη σε πλέγματα (μαγνητικών ιόντων) χαμηλής συμμετρίας και μικρότερη σε πλέγματα υψηλής συμμετρίας. Σε μεγάλης κλίμακας υλικά, οι μαγνητοκρυσταλλική και μαγνητοστατική ενέργεια είναι οι κύριες πηγές ανισοτροπίας, ενώ σε πολύ μικρά σωματίδια, λεπτά υμένα και νανοδομές εμφανίζονται άλλα είδη ανισοτροπίας όπως η ανισοτροπία σχήματος και η επιφανειακή ανισοτροπία. [4]

Η μαγνητική ανισοτροπία του υλικού μπορεί να μοντελοποιηθεί ως μονοαξονική και δίνεται από τον τύπο (Leslie-Pelecky και Rieke 1996):

$$E = KV \sin^2 \theta \quad 2-6$$

όπου K είναι η ενέργεια της συνολικής μονοαξονικής ανισοτροπίας ανά μονάδα όγκου, το θ είναι η γωνία μεταξύ της μαγνητικής ροπής και του «εύκολου» άξονα, και V είναι ο όγκος των σωματιδίων [1, 4].

2.4.2 Θεμελιώδη Μαγνητικά Μήκη

Ένα από τα βασικά κίνητρα για τη διερεύνηση των μαγνητικών νανοϋλικών είναι η εντυπωσιακή αλλαγή των μαγνητικών ιδιοτήτων που εμφανίζεται όταν το κρίσιμο μήκος που διέπει κάποια φαινόμενα είναι συγκρίσιμο με το μέγεθος των νανοσωματιδίων. Αλλαγές στη μαγνήτιση ενός υλικού προκύπτουν μέσω ενεργοποίησης όταν ξεπερνάμε ένα ενεργειακό φράγμα και κάθε φυσικός μηχανισμός που είναι υπεύθυνος για ένα ενεργειακό φράγμα έχει μια σχετική κλίμακα μήκους. Τα θεμελιώδη μαγνητικά μήκη για μαγνητικά υλικά περιλαμβάνουν κυρίως το μήκος κρυσταλλικής ανισοτροπίας, l_K , το μήκος εφαρμοζόμενου πεδίου, l_H , και το μαγνητοστατικό μήκος, l_S , όπως ορίζονται παρακάτω (Leslie-Pelecky και Rieke 1996):

$$l_K = \sqrt{J / K} \quad 2-7$$

$$l_H = \sqrt{2J / HM_s} \quad 2-8$$

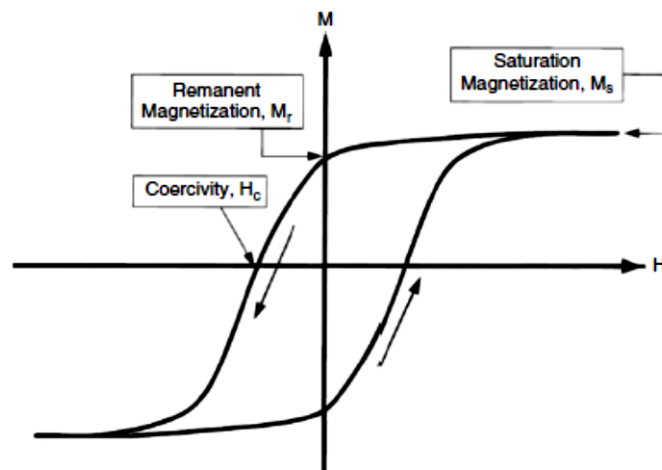
$$l_S = \sqrt{J / 2\pi M_s^2} \quad 2-9$$

όπου το K είναι η σταθερά ανισοτροπίας του κυρίου μέρους του υλικού που οφείλεται στην κυρίαρχη ανισοτροπία και J είναι η ανταλλαγή πληροφοριών εντός ενός κόκκου του υλικού. Εάν υπάρχουν περισσότερα από ένα είδος φραγμού, οι μαγνητικές ιδιότητες του μαγνητικού υλικού κυριαρχούνται από το μικρότερο χαρακτηριστικό μήκος. Τα θεμελιώδη μαγνητικά μήκη για τα περισσότερα μαγνητικά υλικά είναι της τάξης των 1-100 nm. Για παράδειγμα, σε μαγνητικό πεδίο

έντασης 1000 Oe και θερμοκρασία δωματίου, το νικέλιο (Ni) έχει μήκη $l_s \approx 8$ nm, $l_k \approx 45$ nm και $l_H \approx 19$ nm.

2.4.3 Καμπύλες $M - H$

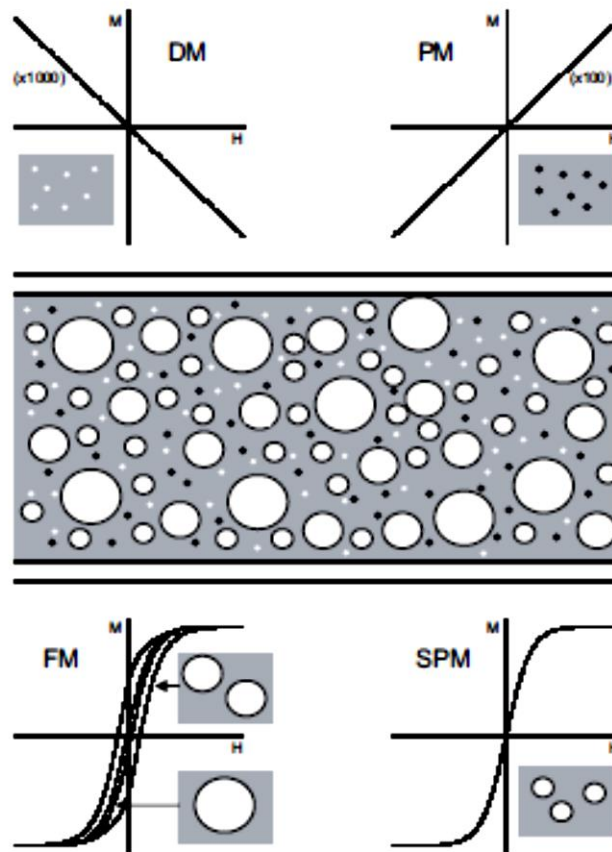
Οι περισσότερες από τις μαγνητικές ιδιότητες ενός υλικού μπορούν να εξαχθούν από το βρόχο υστέρησης του (Leslie-Pelecky και Rieke 1996). Στην Εικόνα 2.2 απεικονίζεται σχηματικά ο βρόχος της μαγνήτισης συναρτήσει του μαγνητικού πεδίου ($M-H$). Όταν το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο είναι επαρκώς μεγάλο, όλα τα σπιν μέσα σε ένα μαγνητικό υλικό ευθυγραμμίζονται με το εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο. Σε αυτή την κατάσταση, η μαγνήτιση του υλικού επιτυγχάνει τη μέγιστη τιμή της, και η τιμή αυτή ονομάζεται μαγνήτιση κορεσμού, M_s . Όταν το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο παίρνει χαμηλότερες τιμές, τα σπιν στο υλικό παύουν να ευθυγραμμίζονται μαζί του, με αποτέλεσμα η συνολική μαγνήτιση του υλικού να μειώνεται. Για ένα σιδηρομαγνητικό υλικό, όταν το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο μειώνεται στο μηδέν, το υλικό εξακολουθεί να έχει μια υπολειμματική μαγνητική ροπή και η τιμή της μαγνήτισης μηδενικού πεδίου ονομάζεται παραμένουσα μαγνήτιση M_r . Το κλάσμα M_r/M_s ορίζεται ως ο λόγος της παραμένουσας μαγνήτισης ως προς τη μαγνήτιση κορεσμού και κυμαίνεται από 0 έως 1. Για να επανέλθει η μαγνήτιση του υλικού στο μηδέν, θα πρέπει να εφαρμοστεί ένα μαγνητικό πεδίο στην αρνητική κατεύθυνση, και το μέτρο αυτού του πεδίου ονομάζεται συνεκτικό πεδίο, H_c [1, 3].



Εικόνα 2.2 Ένας τυπικός βρόχος υστέρησης της μαγνήτισης συναρτήσει του πεδίου (M - H) ενός σιδηρομαγνητικού υλικού. Από το σχήμα εξάγονται πολλές σημαντικές παράμετροι: η μαγνήτιση κορεσμού M_s , η παραμένουσα μαγνήτιση M_r , και το συνεκτικό πεδίο H_c . (Leslie-Pelecky και Rieke 1996)

Ο αναπροσανατολισμός και η ανάπτυξη αυθόρμητων μαγνητικών περιοχών μέσα σε ένα μαγνητικό υλικό εξαρτώνται τόσο από μικροδομικά χαρακτηριστικά του υλικού όπως κενές θέσεις, ακαθαρσίες ή τα όρια των κόκκων αλλά και από εγγενή χαρακτηριστικά, όπως η μαγνητοκρυσταλλική ανισοτροπία καθώς και το σχήμα και το μέγεθος του σωματιδίου. Στις περισσότερες περιπτώσεις, ο βρόχος υστερήσεως του μαγνητικού υλικού μπορεί να μετρηθεί πειραματικά χρησιμοποιώντας, για παράδειγμα, μαγνητόμετρο δονούμενου δείγματος (VSM) ή υπεραγωγίμο μαγνητόμετρο κβαντικής συμβολής (SQUID), αλλά δεν είναι δυνατόν να προβλεφθεί εκ των προτέρων πως θα είναι ο βρόχος υστέρησης. [1, 3]

Στην Εικόνα 2.3 φαίνεται ένα σχηματικό διάγραμμα ενός αιμοφόρου αγγείου μέσα στο οποίο έχουν εισαχθεί κάποια μαγνητικά νανοσωματίδια. Οι μαγνητικές ιδιότητες τόσο των σωματιδίων όσο και των βιομορίων του περιβάλλοντος στο ρεύμα του αίματος απεικονίζονται από διαφορετικές καμπύλες απόκρισης του μαγνητικού πεδίου τους. Για να καταλάβουμε αυτές τις καμπύλες καλύτερα, θα πρέπει να γνωρίζουμε μερικά από τις θεμελιώδεις έννοιες του μαγνητισμού. [3]



Εικόνα 2.3 Μαγνητικές αποκρίσεις που σχετίζονται με διαφορετικές τάξεις μαγνητικών υλικών και απεικονίζονται για μια υποθετική κατάσταση στην οποία σιδηρομαγνητικά σωματίδια με μεγέθη από νανόμετρα έως μικρόμετρα εγχέονται εντός ενός αιμοφόρου αγγείου.

Αν ένα μαγνητικό υλικό τοποθετηθεί σε ένα μαγνητικό πεδίο δύναμης \mathbf{H} , οι επιμέρους ατομικές μαγνητικές ροπές στο υλικό συμβάλλουν στη συνολική αντίδραση του στο πεδίο και η μαγνητική επαγωγή θα είναι:

$$\vec{B} = \mu_0(\vec{H} + \vec{M}) \quad 2-10$$

όπου μ_0 είναι η μαγνητική διαπερατότητα του κενού και \mathbf{M} η μαγνήτιση του υλικού η οποία ορίζεται ως η μαγνητική ροπή του υλικού ανά μονάδα όγκου ($\mathbf{M} = \mathbf{m}/V$, όπου m είναι η μαγνητική ροπή ενός όγκου V). Όλα τα υλικά είναι μαγνητικά σε κάποιο βαθμό και η αντίδρασή τους εξαρτάται από την ατομική δομή τους και τη

θερμοκρασία. Μπορούν εύκολα να ταξινομηθούν βάσει της ογκομετρικής μαγνητικής επιδεκτικότητάς τους, χ , όπου ο τύπος

$$\vec{M} = \chi \vec{H} \quad 2-11$$

περιγράφει την μαγνήτιση που προκαλείται σε ένα υλικό από το μαγνητικό πεδίο H . Σε μονάδες SI, το χ είναι αδιάστατο και τα M και H εκφράζονται σε Am^{-1} . Τα περισσότερα υλικά εμφανίζουν μικρό μαγνητισμό και ακόμα και τότε μόνο στην παρουσία ενός εφαρμοσμένου πεδίου. Τέτοιου είδους υλικά έχουν ταξινομηθεί είτε ως παραμαγνητικά, για τα οποία το χ εμπίπτει στο εύρος 10^{-6} έως 10^{-1} , ή ως διαμαγνητικά, με το χ να έχει εύρος από -10^{-6} έως -10^{-3} . Ωστόσο, ορισμένα υλικά εμφανίζουν μόνιμες μαγνητικές καταστάσεις και είναι μαγνητικά, ακόμη και χωρίς κάποιο μαγνητικό πεδίο. Αυτά έχουν ταξινομηθεί ως σιδηρομαγνήτες, σιδηριμαγνήτες και αντισιδηρομαγνήτες, όπου το πρόθεμα αναφέρεται στη φύση της αλληλεπίδρασης σύζευξης μεταξύ των ηλεκτρονίων εντός του υλικού. Αυτή η σύζευξη μπορεί να οδηγήσει σε μεγάλες αυθόρμητες μαγνητίσεις. Στους σιδηρομαγνήτες η μαγνήτιση είναι 10^4 φορές μεγαλύτερη απ' ό,τι εμφανίζεται συνήθως. [3]

Η επιδεκτικότητα των υλικών που εμφανίζουν τάξη σε μεγάλη εμβέλεια δεν εξαρτάται μόνο από τη θερμοκρασία, αλλά επίσης και από το μαγνητικό πεδίο H , το οποίο συνεπάγεται το χαρακτηριστικό σιγμοειδές σχήμα της καμπύλης $M-H$, με το M να πλησιάζει μια τιμή κορεσμού σε μεγάλες τιμές του H . Επιπλέον, σε σιδηρομαγνητικά και σιδηριμαγνητικά υλικά βλέπει κανείς συχνά υστέρηση, ένα φαινόμενο το οποίο είναι μη αναστρέψιμο κατά τη διαδικασία της μαγνήτισης και σχετίζεται με την στασιμότητα των μαγνητικών τομέων του υλικού, με ακαθαρσίες ή με τα όρια των κόκκων εντός του υλικού, καθώς επίσης και με εγγενή φαινόμενα, όπως η μαγνητική ανισοτροπία του κρυσταλλικού πλέγματος. Αυτό λοιπόν έχει ως αποτέλεσμα τις κλασικές $M-H$ καμπύλες, που ονομάζονται βρόχοι υστέρησης. Το σχήμα αυτών των βρόχων καθορίζεται εν μέρει από το μέγεθος των σωματιδίων:

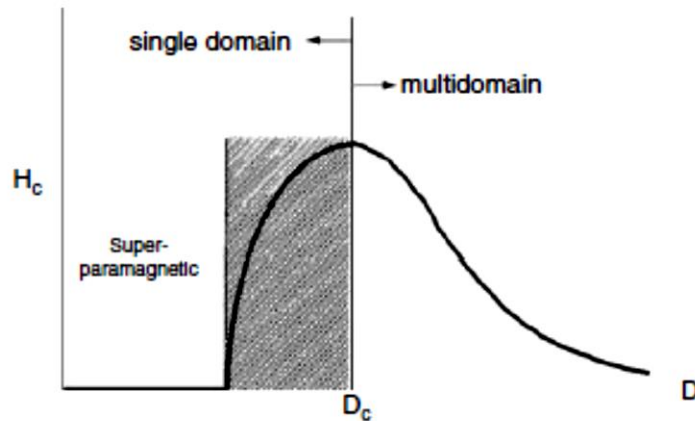
σε μεγάλα σωματίδια (μεγέθη από μικρόμετρα ή μεγαλύτερα) υπάρχει μία πολυτμηματική θεμελιώδης κατάσταση που οδηγεί σε ένα στενό βρόγχο υστέρησης καθόσον χρειάζεται σχετικά χαμηλή ενέργεια πεδίου ούτως ώστε να μετακινηθούν τα τοιχώματα των μαγνητικών περιοχών. Από την άλλη σε αρκετά μικρότερα σωματίδια η θεμελιώδης κατάσταση αντιστοιχεί σε ένα μόνο μαγνητικό τομέα, η οποία οδηγεί σε ένα ευρύ βρόγχο. Σε ακόμη μικρότερα μεγέθη (της τάξης των δεκάδων νανομέτρων ή λιγότερο) έχουμε το φαινόμενο του υπερπαραμαγνητισμού, όπου η μαγνητική ροπή του σωματιδίου ως σύνολο είναι ελεύθερη να κυμανθεί σε απόκριση ως προς τη θερμική ενέργεια, ενώ οι επιμέρους ατομικές ροπές διατηρούν την κατάσταση τους σε σχέση με τις άλλες. Αυτό οδηγεί σε μία καμπύλη M-H χωρίς υστέρηση, αλλά έχοντας ακόμα το σιγμοειδές σχήμα όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.3 κάτω δεξιά. [1,3]

2.4.4 Σωματίδια μονού μαγνητικού τομέα

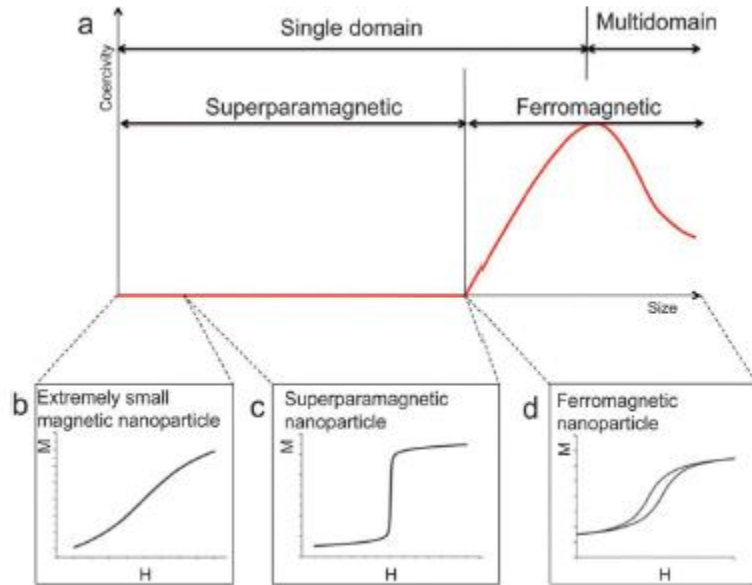
Ένας τομέας είναι μια ομάδα ιδιοπεριστροφών των οποίων οι μαγνητικές ροπές είναι στην ίδια κατεύθυνση και κατά τη διαδικασία μαγνήτισης αντιδρούν κατά τον ίδιο τρόπο. Σε ένα υλικό, οι τομείς διαχωρίζονται από τα λεγόμενα τοιχώματα τομέα, τα οποία έχουν ένα χαρακτηριστικό πλάτος και ενέργεια που σχετίζονται με το σχηματισμό και την ύπαρξή τους. Η κίνηση των τοιχωμάτων είναι ένα κύριο μέσο αντιστροφής της μαγνήτισης και μια σημαντική πηγή διάχυσης της ενέργειας. [1,3]

Η Εικόνα 2.64 δείχνει σχηματικά τη σχέση μεταξύ του συνεκτικού πεδίου, H_c , σε συστήματα σωματιδίων, και του μεγέθους των σωματιδίων αυτών (Leslie-Pelecky και Rieke 1996). Σε ένα μεγάλο σωματίδιο, ενεργητικές θεωρήσεις ευνοούν το σχηματισμό τοιχωμάτων τομέων, σχηματίζοντας έτσι μία δομή πολλαπλών τομέων. Η μαγνήτιση ενός τέτοιου σωματιδίου γίνεται μέσω της πυρηνοποίησης και της κίνησης των τοιχωμάτων. Καθώς το μέγεθος των σωματιδίων μειώνεται προς μια κρίσιμη διάμετρο, D_c , ο σχηματισμός τοιχωμάτων μεταξύ μαγνητικών

τομέων καθίσταται ενεργειακά δυσμενής. Έτσι, δεν υπάρχουν τομείς σε ένα τέτοιο σωματίδιο, το οποίο πλέον ονομάζεται σωματίδιο μονού τομέα. Για ένα τέτοιο σωματίδιο, η διαδικασία μαγνήτισης πραγματοποιείται μέσω της σύγχρονης περιστροφής των ιδιοπεριστροφών. Τα σωματίδια με μέγεθος κοντά στην κρίσιμη διάμετρο έχουν συνήθως μεγάλο συνεκτικό πεδίο. Καθώς το μέγεθος των σωματιδίων μικραίνει αρκετά κάτω από τη κρίσιμη διάμετρο, D_c , οι ιδιοπεριστροφές επηρεάζονται από τις θερμικές διακυμάνσεις, και ένα τέτοιο σωματίδιο μονού τομέα ονομάζεται υπερπαραμαγνητικό. Οι έννοιες του υπερπαραμαγνητισμού θα συζητηθούν σε παρακάτω παράγραφο. [1]



Εικόνα 2.4 Η σχέση μεταξύ του συνεκτικού πεδίου H_c και του μεγέθους των σωματιδίων σε συστήματα υπέρλεπτων σωματιδίων. (Leslie-Pelecky και Rieke 1996)



Εικόνα 2.5 (α) Γραφική παράσταση συνεκτικού πεδίου σε συνάρτηση με το μέγεθος σωματιδίων. Η μέγιστη τιμή συνεκτικού πεδίου βρίσκεται σε εκείνο το μέγεθος κατά το οποίο σωματίδια με πολλές μαγνητικές περιοχές μετατρέπονται σε σωματίδια μιας περιοχής. (b-d) Καμπύλες μαγνήτισης (M-H) μαγνητικών νανοσωματιδίων με διαφορετικό μέγεθος (b) εξαιρετικά μικρών (c) υπερπαραμαγνητικών και (d) σιδηρομαγνητικών νανοσωματιδίων.

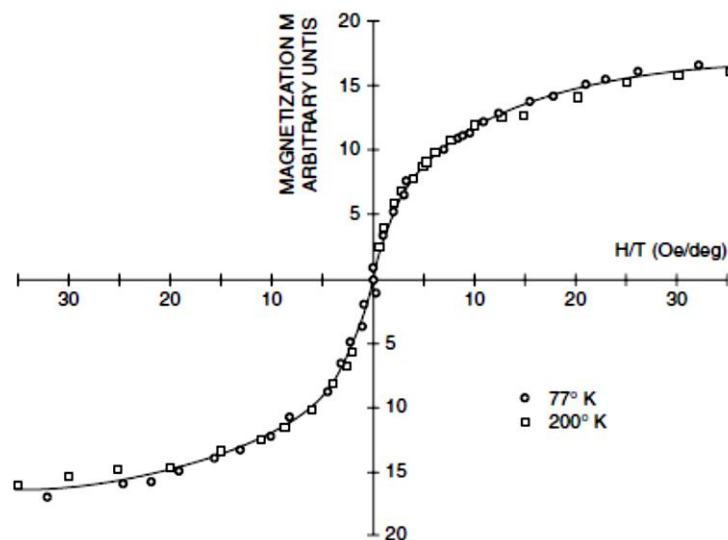
Οι Frenkel και Dorfman (1930) προέβλεψαν θεωρητικά την ύπαρξη σωματιδίων μονού μαγνητικού τομέα. Οι τιμές της κρίσιμης διαμέτρου, D_c , για ορισμένα τυπικά μαγνητικά υλικά σφαιρικού σχήματος φαίνονται στον Πίνακα 2.1. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι τα σωματίδια με σημαντική ανισοτροπία σχήματος έχουν συνήθως μεγαλύτερη κρίσιμη διάμετρο μονού τομέα από αντίστοιχα σφαιρικά σωματίδια (Leslie-Pelecky και Rieke 1996). [1]

Πίνακας 2.1 Κρίσιμη διάμετρος, D_c , για μερικά σφαιρικά σωματίδια τα οποία δεν εμφανίζουν ανισοτροπία σχήματος. (Leslie-Pelecky και Rieke 1996)

Material	D_c (nm)
Co	70
Fe	14
Ni	55
Fe_3O_4	128
$\gamma-Fe_2O_3$	166

2.4.5 Υπερπαραμαγνητισμός

Ο Neel (1949) έδειξε θεωρητικά ότι το H_c προσεγγίζει το μηδέν όταν τα σωματίδια γίνονται πολύ μικρά επειδή οι θερμικές διακυμάνσεις σε τόσο μικρά σωματίδια αποτρέπουν την ύπαρξη σταθερής μαγνήτισης. Αυτό είναι ένα τυπικό φαινόμενο υπερπαραμαγνητισμού. Υπάρχουν δύο πειραματικά κριτήρια για τον υπερπαραμαγνητισμό (Bean and Jacobs 1956). Πρώτον, η καμπύλη μαγνήτισης δεν παρουσιάζει καμία υστέρηση και δεύτερον οι καμπύλες μαγνήτισης σε διαφορετικές θερμοκρασίες πρέπει να υπερκαλύπτονται όταν έχουμε γράφημα του M συναρτήσει του λόγου H/T . Στην Εικόνα 2.6 φαίνονται οι καμπύλες της μαγνήτισης του αμαλγάματος σιδήρου (κράμα υδραργύρου με σίδηρο) σε συνάρτηση με το λόγο H/T . Οι μετρήσεις έγιναν σε 77K και 200K, αντίστοιχα, και οι δύο καμπύλες μαγνήτισης βλέπουμε να επικαλύπτει η μία την άλλη. Η ατελής επικάλυψη σε ορισμένα σημεία μπορεί να οφείλεται σε μεγάλη κατανομή μεγεθών των σωματιδίων, αλλαγές στην αυθόρμητη μαγνήτιση του σωματιδίου σε σχέση με τη θερμοκρασία ή σε κάποια μορφή ανισοτροπίας. [1,3,4]



Εικόνα 2.6 Καμπύλες της μαγνήτισης, M , συναρτήσει του λόγου H/T , ως απόδειξη του υπερπαραμαγνητισμού σε αμάλαμα σιδήρου. (Bean and Jacobs 1956)

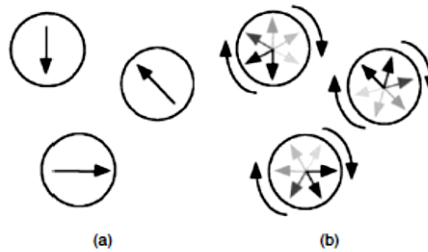
Ο βασικός μηχανισμός του υπερπαραμαγνητισμού βασίζεται στο χρόνο ηρεμίας, τ , της μαγνήτισης ενός μαγνητικού σωματιδίου (Brown 1963):

$$\tau = \tau_0 \exp\left(\frac{\Delta E}{k_B T}\right) \quad 2-12$$

όπου ΔE είναι ο ενεργειακός φραγμός στην αντιστροφή της μαγνητικής ροπής και $k_B T$ είναι η θερμική ενέργεια. Για μη αλληλεπιδρώντα σωματίδια ο όρος εκτός του εκθετικού, τ_0 , είναι της τάξης του 10^{-10} - 10^{-12} s και μόνο ασθενώς εξαρτώμενος από τη θερμοκρασία. Ο ενεργειακός φραγμός έχει πολλές προελεύσεις, τόσο ενδογενείς όσο και εξωγενείς, όπως η μαγνητοκρυσταλλική ανισοτροπία και η ανισοτροπία σχήματος, αντίστοιχα (Pankhurst et al. 2003). Ωστόσο, στις απλούστερες περιπτώσεις, είναι $\Delta E = KV$, όπου το K είναι η πυκνότητα ενέργειας ανισοτροπίας και V είναι ο όγκος των σωματιδίων. Για μικρά σωματίδια το ΔE είναι συγκρίσιμο με το $k_B T$ σε θερμοκρασία δωματίου, έτσι ο υπερπαραμαγνητισμός είναι σημαντικός για μικρά σωματίδια. [1,3,4]

Θα πρέπει να σημειωθεί ότι για ένα δεδομένο υλικό η παρατήρηση του υπερπαραμαγνητισμού εξαρτάται όχι μόνο από τη θερμοκρασία, αλλά επίσης και από το χρόνο μέτρησης, τ_m , της πειραματικής τεχνικής που χρησιμοποιείται (Pankhurst et al. 2003). Όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.7 αν $\tau \ll \tau_m$, η εναλλαγή είναι γρήγορη σε σχέση με το πειραματικό χρονικό παράθυρο και τα σωματίδια φαίνεται να είναι παραμαγνητικά. Από την άλλη, αν $\tau \gg \tau_m$, η εναλλαγή είναι αργή, και μια τέτοια κατάσταση ονομάζεται αποκλεισμένη κατάσταση. Σε μία τέτοια κατάσταση, οι μερικώς στατικές ιδιότητες του υλικού μπορούν να παρατηρηθούν. Η θερμοκρασία εμπλοκής T_B μπορεί να ληφθεί με την παραδοχή ότι $\tau = \tau_m$. Σε τυπικά πειράματα, ο χρόνος μέτρησης, τ_m , μπορεί να κυμαίνεται από την υψηλή κλίμακα χρόνου των 10^2 s για μαγνήτιση συνεχούς (DC magnetization) και εν μέσω μεσαίας κλίμακας των 10^{-1} - 10^{-5} s για την επιδεκτικότητα εναλλασσόμενου (AC

susceptibility), μέχρι το χαμηλής κλίμακας χρονικό διάστημα 10^{-7} - 10^{-9} s για φασματοσκοπία ^{57}Fe Mossbauer.



Εικόνα 2.7 Παρατήρηση του υπερπαραμαγνητισμού. Οι κύκλοι απεικονίζουν τρία μαγνητικά νανοσωματίδια και τα βέλη αντιπροσωπεύουν την κατεύθυνση της μαγνήτισης σε αυτά τα σωματίδια. Στην περίπτωση (α), σε θερμοκρασίες πολύ κάτω από τη θερμοκρασία T_B των σωματιδίων, ή για χρόνο χαλάρωσης τ (ο χρόνος μεταξύ της εναλλαγής των μαγνητικών ροπών) πολύ μεγαλύτερο από τον χαρακτηριστικό χρόνο μέτρησης τ_m , οι μαγνητικές ροπές είναι ημιστατικές. Στην περίπτωση (β), σε θερμοκρασίες πολύ πάνω από την T_B , ή για τ πολύ μικρότερο από ό, τι το τ_m , οι εναλλαγές των ροπών είναι τόσο γρήγορες ώστε σε μηδενικό εξωτερικό πεδίο ο χρονικός μέσος όρος της μαγνητικής ροπής στα σωματίδια είναι μηδέν. (Pankhurst et al. 2003)

3. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΕΙΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ

ΠΕΔΙΩΝ & ΔΥΝΑΜΕΩΝ

Βασική προϋπόθεση για το σωστό σχεδιασμό ενός μαγνητικού συστήματος, το οποίο θα είναι παρόμοιο με ένα σύστημα απεκόνισης μαγνητικού συντονισμού (MRI), είναι η δοκιμή διάφορων μοντέλων, με τη βοήθεια προσομοιώσεων, με σκοπό τη βέλτιστη διάταξη η οποία θα δώσει το καλύτερο αποτέλεσμα, μελλοντικά, για τη μαγνητική οδήγηση των σωματιδίων. Σε αυτό το τμήμα της εργασίας λοιπόν έχουμε πραγματοποιήσει προσομοίωση μαγνητικών πεδίων γύρω από ποικίλα μαγνητικά συστήματα οδήγησης σωματιδίων και υπολογιστική μελέτη των μαγνητικών δυνάμεων που εμφανίζονται σε κάθε περίπτωση. Οι προσομοιώσεις έγιναν με τη χρήση του υπολογιστικού προγράμματος ANSY's MAXWELL 15.0 3D, με χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Method).

Για να μπορέσουμε να υπολογίσουμε τις μαγνητικές δυνάμεις που δημιουργούνται θα πρέπει να εισάγουμε στο πρόγραμμα, ως παραμέτρους, τα χαρακτηριστικά ενός σωματιδίου πάνω στο οποίο θα ασκούνται οι δυνάμεις. Για τους υπολογισμούς λοιπόν επιλέγουμε ένα σωματίδιο τα χαρακτηριστικά του οποίου φαίνονται στον παρακάτω πίνακα.

Πίνακας 3.1 Χαρακτηριστικά των σωματιδίων που χρησιμοποιήθηκαν στις προσομοιώσεις

Diameter (nm)	10
Magnetic Susceptibility, χ	0.1 – 0.4
Ms [emu/g]	40
Hc [Oe]	0.89

Σε όλους τους υπολογισμούς θεωρούμε στο χώρο την παρουσία ενός σωματιδίου με ακτίνα $r = 10 \text{ nm}$ (για ευκολία στους υπολογισμούς). Προσομοιώσεις με μεγαλύτερα σωματίδια ή συσσωματώματα αυτών μπορούν να γίνουν ανάλογα.

Το λογισμικό εφόσον εκτελέσει τις προσομοιώσεις υπολογίζει τα:

$$\vec{B} = \vec{B}(B_x + B_y + B_z) \quad 3-1$$

$$\vec{H} = \vec{H}(H_x + H_y + H_z) \quad 3-2$$

και τα μέτρα τους, σε κάθε σημείο του υπολογιστικού πλέγματος που δημιουργείται στο χώρο που ορίζουμε, όπου H η ένταση του μαγνητικού πεδίου και B η πυκνότητα της μαγνητικής ροής.

Από εκεί υπολογίζουμε τα B_x, B_y, B_z και τις βαθμίδες τους ***gradB_x, gradB_y, gradB_z***.

Για τον υπολογισμό της μαγνητικής δύναμης υπολογίζουμε αρχικά τα F_x, F_y, F_z :

$$F_x = V \cdot \chi \cdot (\vec{H} \cdot \vec{\nabla} B_x) \quad 3-3$$

$$F_y = V \cdot \chi \cdot (\vec{H} \cdot \vec{\nabla} B_y) \quad 3-4$$

$$F_z = V \cdot \chi \cdot (\vec{H} \cdot \vec{\nabla} B_z) \quad 3-5$$

όπου χ η μαγνητική επιδεκτικότητα του νανοσωματιδίου και V ο όγκος του. Στη συνέχεια προσθέτουμε διανυσματικά και βρίσκουμε τη συνολική δύναμη F :

$$\vec{F} = F_x \hat{i} + F_y \hat{j} + F_z \hat{k} \quad 3-6$$

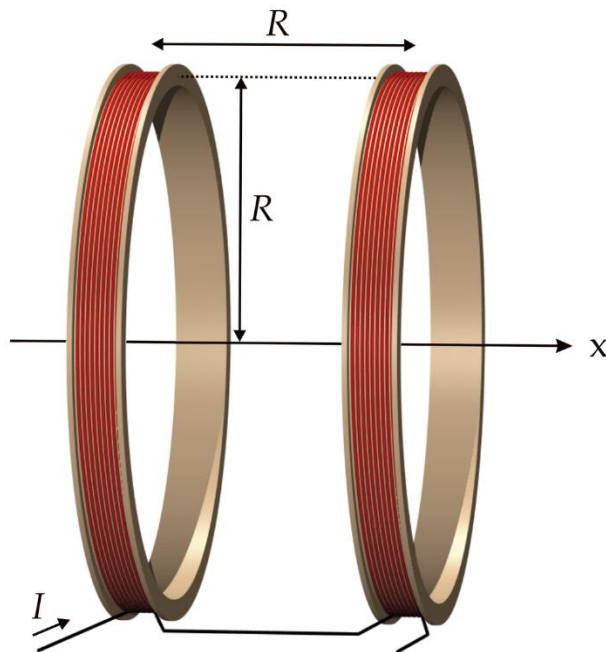
3.1 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΟΜΟΓΕΝΟΥΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ

Όπως έχουμε ήδη αναφέρει σε προηγούμενο κεφάλαιο, θα πρέπει αρχικά να εφαρμοστεί ένα εξωτερικό ομογενές μαγνητικό πεδίο με σκοπό τη μαγνήτιση των σωματιδίων. Επίσης η τιμή του μαγνητικού πεδίου θα πρέπει να είναι κατάλληλη ώστε η μαγνήτιση να φτάσει σε τιμή κορεσμού. Η μαγνήτιση κορεσμού εξαρτάται από το μαγνητικό υλικό σε κάθε περίπτωση. Στόχος λοιπόν σε αυτό το τμήμα της εργασίας είναι να προσομοιώσουμε κάποια διάταξη η οποία θα παράγει ομογενές μαγνητικό πεδίο με τιμή από 0.1 T και πάνω [1,3,5,6]. Για τον σκοπό αυτό προσομοιώθηκαν μία σειρά από πιθανές μαγνητικές διατάξεις στις οποίες λάβαμε υπόψιν μας την συνολική γεωμετρία ενός μικροροϊκού συστήματος και τις ανάγκες απεικόνισης της κίνησης των μαγνητικών νανοσωματιδίων. Η συνολική τελική διάταξη θα παρουσιαστεί με λεπτομέρεια σε επόμενο κεφάλαιο.

3.1.1 Πηνία Helmholtz

Σαν πρώτη προσέγγιση θα δοκιμάσουμε να προσομοιώσουμε μία διάταξη από ένα πηνίο Helmholtz με το οποίο θα δημιουργήσουμε το ομογενές πεδίο στο κέντρο της διάταξης. Ένα πηνίο Helmholtz αποτελείται από δύο πανομοιότυπα κυκλικά μαγνητικά πηνία που τοποθετούνται συμμετρικά κατά μήκος ενός κοινού άξονα, ένα σε κάθε πλευρά της πειραματικής περιοχής, και χωρίζονται από μια απόσταση h ίση με την ακτίνα R του πηνίου. Κάθε πηνίο φέρει ένα ίσο ηλεκτρικό ρεύμα που ρέει προς την ίδια κατεύθυνση. Η συνθήκη $h = R$, η οποία είναι αυτή που καθορίζει ένα πηνίο Helmholtz, ελαχιστοποιεί την ανομοιομορφία του πεδίου στο κέντρο της απόστασης μεταξύ των πηνίων ως αποτέλεσμα του γεγονότος ότι η βαθμίδα του μαγνητικού πεδίου στο σημείο αυτό είναι μηδενική αλλά αφήνει περίπου 7% διακύμανση στην ένταση του πεδίου μεταξύ του κέντρου και των επιπέδων των πηνίων [7]. Μια ελαφρώς μεγαλύτερη τιμή του h μειώνει τη διαφορά στην τιμή του πεδίου μεταξύ του κέντρου και των επιπέδων των πηνίων, με

αποτέλεσμα όμως την εμφάνιση ανομοιομορφίας του πεδίου στο κέντρο της διάταξης. [7]



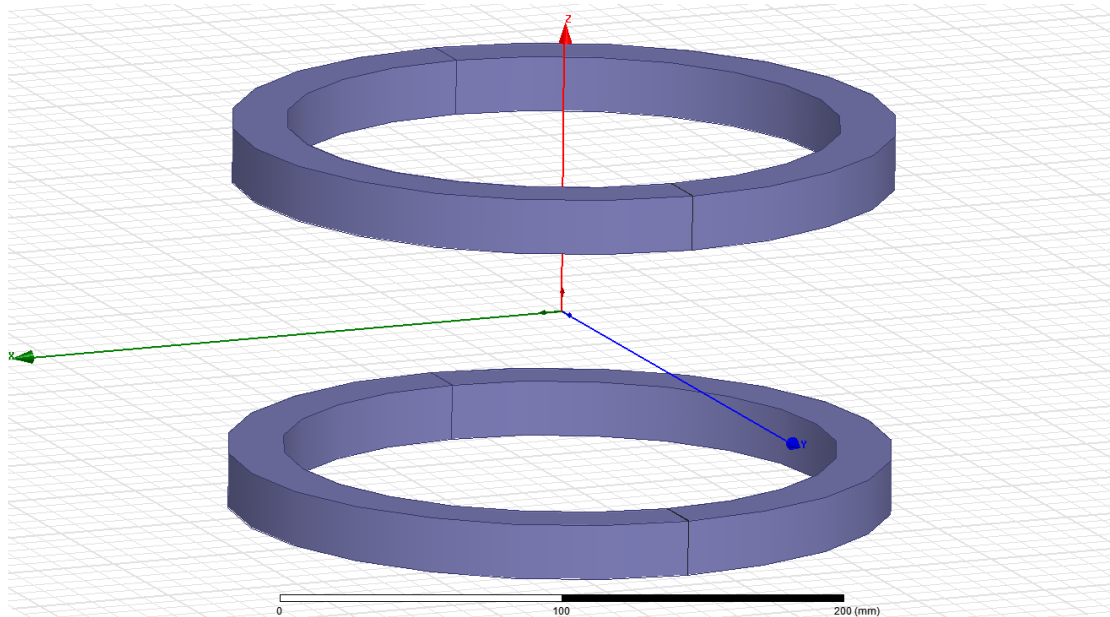
Εικόνα 3.1 Σχηματική αναπαράσταση ενός πηνίου Helmholtz

Για να μπορέσουμε να έχουμε ένα ανώτατο όριο στην ένταση του ρεύματος που θα πρέπει να διοχετεύσουμε στο σύρμα της περιέλιξης (θεωρούμε σύρμα χαλκού διαμέτρου 0.5 mm) θα έχουμε ως σημείο αναφοράς τον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 3.2) ο οποίος μας δείχνει την μέγιστη ένταση του ρεύματος που αντέχει κάθε καλώδιο πριν καταστραφεί, σύμφωνα με τους κατασκευαστές.

Πίνακας 3.2 Χαρακτηριστικά καλωδίων περιέλιξης

AWG	Diameter [inches]	Diameter [mm]	Area [mm ²]	Resistance [Ohms / 1000 ft]	Resistance [Ohms / km]	Max Current [Amperes]	Max Frequency for 100% skin depth
0000 (4/0)	0.46	11.684	107	0.049	0.16072	302	125 Hz
000 (3/0)	0.4096	10.40384	85	0.0618	0.202704	239	160 Hz
00 (2/0)	0.3648	9.26592	67.4	0.0779	0.255512	190	200 Hz
0 (1/0)	0.3249	8.25246	53.5	0.0983	0.322424	150	250 Hz
1	0.2893	7.34822	42.4	0.1239	0.406392	119	325 Hz
2	0.2576	6.54304	33.6	0.1563	0.512664	94	410 Hz
3	0.2294	5.82676	26.7	0.197	0.64616	75	500 Hz
4	0.2043	5.18922	21.2	0.2485	0.81508	60	650 Hz
5	0.1819	4.62026	16.8	0.3133	1.027624	47	810 Hz
6	0.162	4.1148	13.3	0.3951	1.295928	37	1100 Hz
7	0.1443	3.66522	10.5	0.4982	1.634096	30	1300 Hz
8	0.1285	3.2639	8.37	0.6282	2.060496	24	1650 Hz
9	0.1144	2.90576	6.63	0.7921	2.598088	19	2050 Hz
10	0.1019	2.58826	5.26	0.9989	3.276392	15	2600 Hz
11	0.0907	2.30378	4.17	1.26	4.1328	12	3200 Hz
12	0.0808	2.05232	3.31	1.588	5.20864	9.3	4150 Hz
13	0.072	1.8288	2.62	2.003	6.56984	7.4	5300 Hz
14	0.0641	1.62814	2.08	2.525	8.282	5.9	6700 Hz
15	0.0571	1.45034	1.65	3.184	10.44352	4.7	8250 Hz
16	0.0508	1.29032	1.31	4.016	13.17248	3.7	11 k Hz
17	0.0453	1.15062	1.04	5.064	16.60992	2.9	13 k Hz
18	0.0403	1.02362	0.823	6.385	20.9428	2.3	17 k Hz
19	0.0359	0.91186	0.653	8.051	26.40728	1.8	21 kHz
20	0.032	0.8128	0.518	10.15	33.292	1.5	27 kHz
21	0.0285	0.7239	0.41	12.8	41.984	1.2	33 kHz
22	0.0254	0.64516	0.326	16.14	52.9392	0.92	42 kHz
23	0.0226	0.57404	0.258	20.36	66.7808	0.729	53 kHz
24	0.0201	0.51054	0.205	25.67	84.1976	0.577	68 kHz
25	0.0179	0.45466	0.162	32.37	106.1736	0.457	85 kHz
26	0.0159	0.40386	0.129	40.81	133.8568	0.361	107 kHz
27	0.0142	0.36068	0.102	51.47	168.8216	0.288	130 kHz
28	0.0126	0.32004	0.081	64.9	212.872	0.226	170 kHz
29	0.0113	0.28702	0.0642	81.83	268.4024	0.182	210 kHz
30	0.01	0.254	0.0509	103.2	338.496	0.142	270 kHz
31	0.0089	0.22606	0.0404	130.1	426.728	0.113	340 kHz
32	0.008	0.2032	0.032	164.1	538.248	0.091	430 kHz
33	0.0071	0.18034	0.0254	206.9	678.632	0.072	540 kHz
34	0.0063	0.16002	0.0201	260.9	855.752	0.056	690 kHz
35	0.0056	0.14224	0.016	329	1079.12	0.044	870 kHz
36	0.005	0.127	0.0127	414.8	1360	0.035	1100 kHz
37	0.0045	0.1143	0.01	523.1	1715	0.0289	1350 kHz
38	0.004	0.1016	0.00797	659.6	2163	0.0228	1750 kHz
39	0.0035	0.0889	0.00632	831.8	2728	0.0175	2250 kHz
40	0.0031	0.07874	0.00501	1049	3440	0.0137	2900 kHz

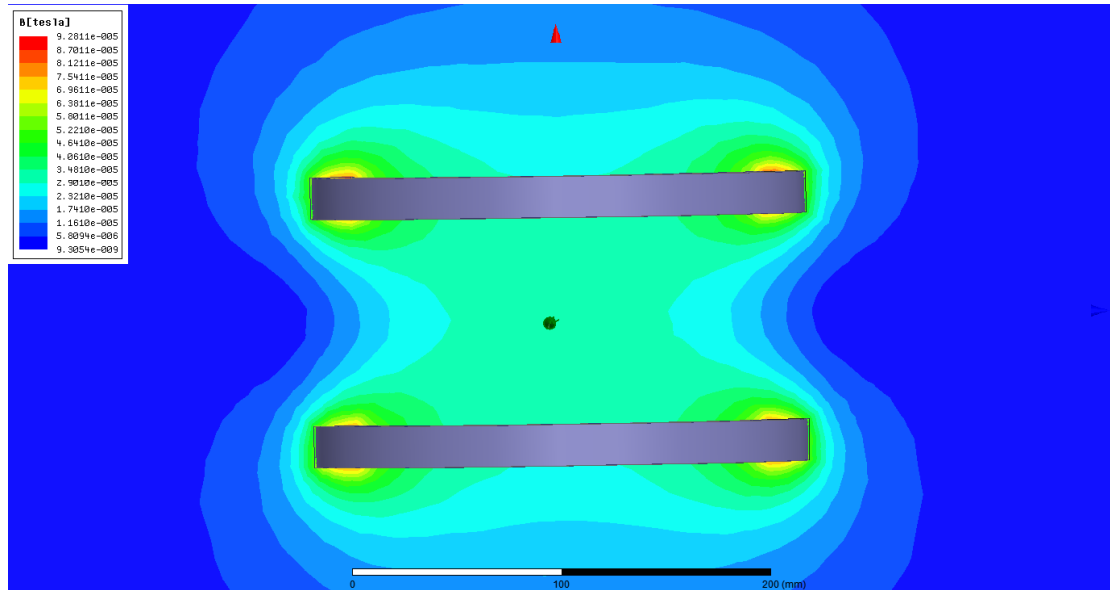
Σχεδιάζουμε λοιπόν ένα πηνίο Helmholtz (σύστημα από δύο πηνία συνολικά), όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.2, ακτίνας $R' = 120$ mm ($R = 100$ mm εσωτερική ακτίνα + 20 mm το πάχος της περιέλιξης) και ύψους 20 mm. Διοχετεύουμε ρεύμα 4 A σε επιφάνεια 400 mm² (πυκνότητα ρεύματος $J = 10^4$ A/m²) ίδιας φοράς και στα δύο πηνία. Αυτή η πυκνότητα ρεύματος αντιστοιχεί περίπου σε 2 mA στη διατομή του σύρματος. Η απόσταση μεταξύ των δύο πηνίων είναι $h = 100$ mm ίση με την εσωτερική ακτίνα R του κάθε πηνίου. [7]



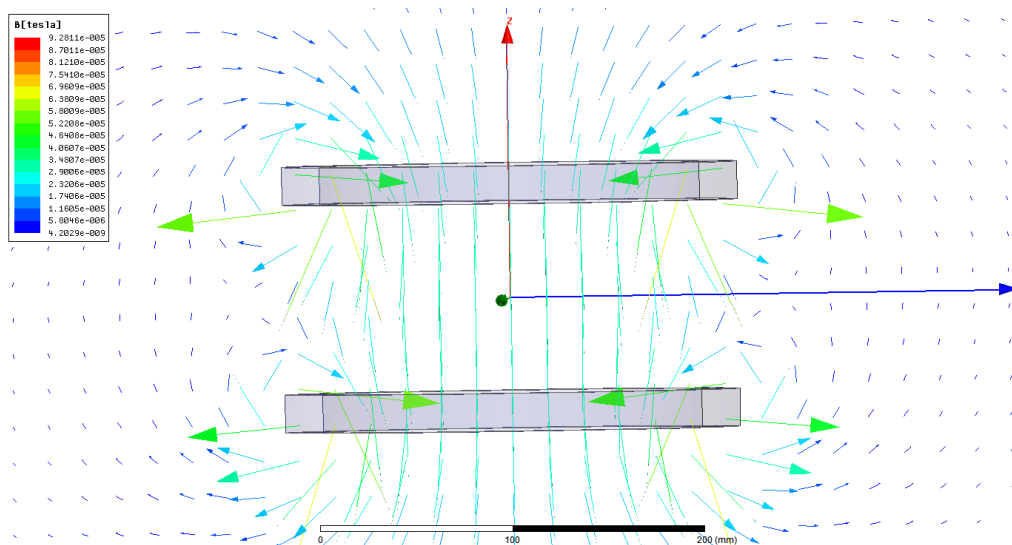
Εικόνα 3.2 Πηνία Helmholtz

Μετά το πέρας της προσομοίωσης παίρνουμε το μαγνητικό πεδίο σε διανυσματική μορφή αλλά και το μέτρο του, Εικόνα 3.4 και Εικόνα 3.3 αντίστοιχα.

Από τις δύο αυτές εικόνες παρατηρούμε ότι έχουμε ομογενές πεδίο, τουλάχιστον σε μία στενή περιοχή κοντά στο κέντρο, αλλά η ένταση του σε αυτό το σημείο δεν επαρκεί για να αποκτήσουμε τη μαγνήτιση κορεσμού των σωματιδίων. Το μαγνητικό πεδίο σε αυτή τη περιοχή είναι περίπου $B = 4,5 \times 10^{-5} \text{ T}$, ενώ το απαιτούμενο είναι $B = 0,1 \text{ T}$.



Εικόνα 3.3 Μέτρο Μαγνητικού Πεδίου στο επίπεδο ZY ($I = 23.55$ mA στη διατομή του σύρματος)



Εικόνα 3.4 Μαγνητικό Πεδίο σε διανυσματική μορφή ($I = 23.55$ mA στη διατομή του σύρματος)

Γνωρίζουμε από τη θεωρία ότι το μαγνητικό πεδίο σε απόσταση x από το κέντρο συμμετρίας ενός από τα πηνία και κατά μήκος του άξονα συμμετρίας των πηνίων είναι [7]:

$$B = \frac{\mu_0 R^2 NI}{(R^2 + x^2)^{\frac{3}{2}}} \quad 3-7$$

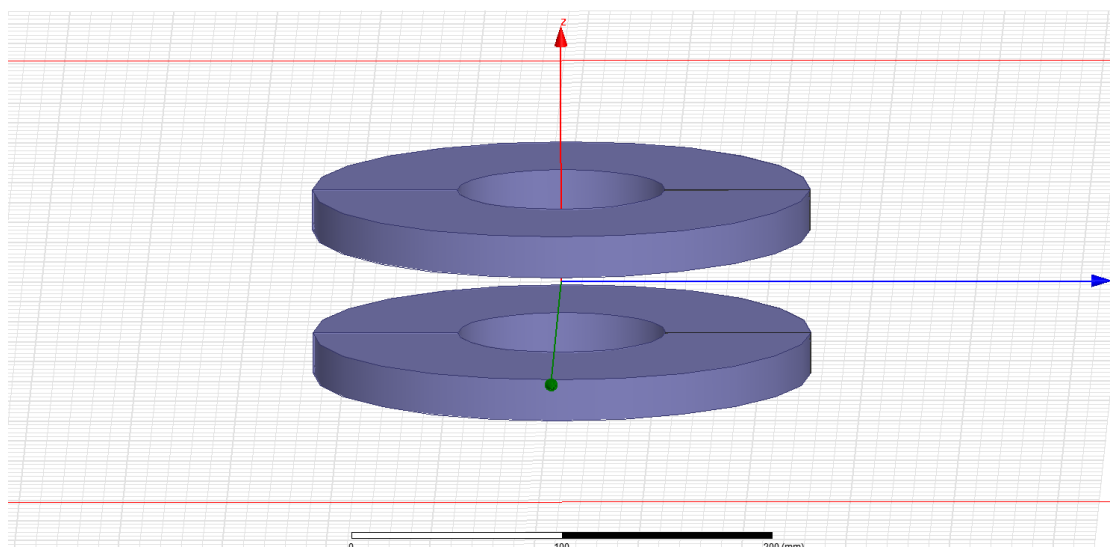
Για $x = R/2$ (κέντρο συστήματος), έχουμε:

$$B = \frac{8\mu_0 NI}{\sqrt{125}R} \quad 3-8$$

Όπου $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ Weber/Am η μαγνητική διαπερατότητα του κενού, N ο αριθμός των σπειρών, I η ένταση του ηλεκτρικού ρεύματος και R η ακτίνα των πηνίων. [7]

Βλέπουμε λοιπόν ότι αλλάζοντας αυτές τις παραμέτρους μπορούμε να αυξήσουμε ή να μειώσουμε το μαγνητικό πεδίο. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, επειδή θέλουμε αύξηση του μαγνητικού πεδίου, θα αυξήσουμε το N και το I και θα μειώσουμε το R.

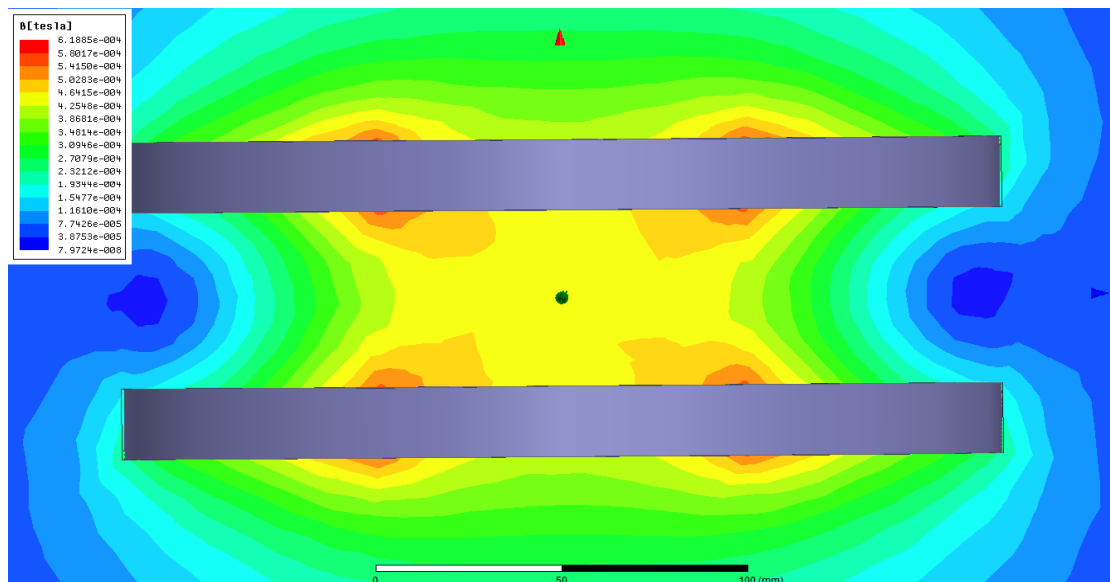
Στο πρόγραμμα της προσομοίωσης σχεδιάζουμε εκ νέου το παρακάτω σχέδιο.



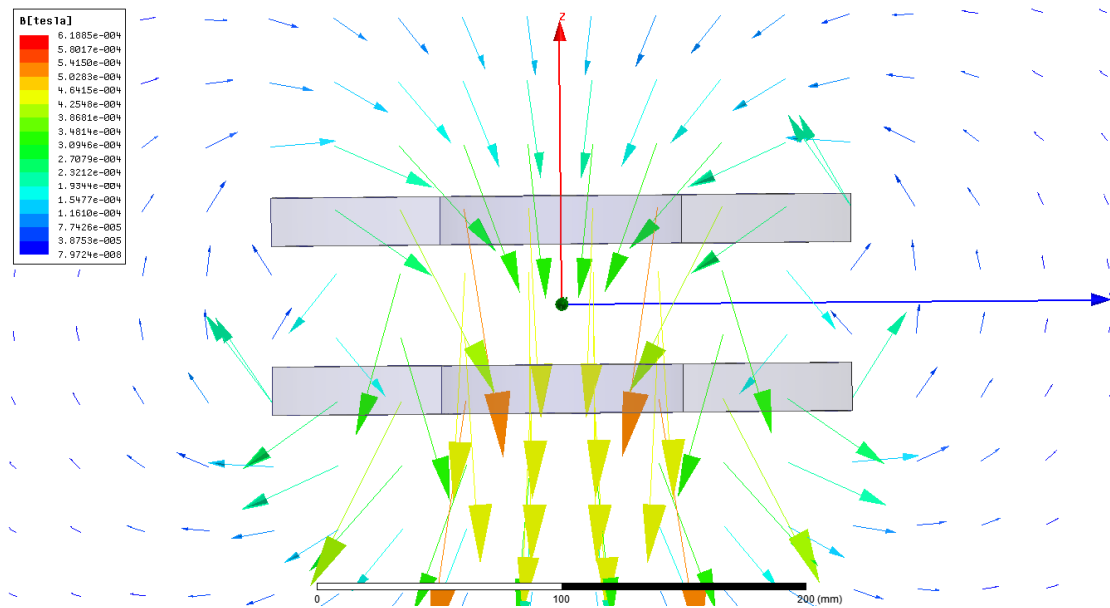
Εικόνα 3.5 Πηνία Helmholtz (2^ο σχέδιο)

Σε αυτό το νέο σχέδιο έχουμε δύο πηνία ακτίνας $R' = 120 \text{ mm}$ ($R = 50 \text{ mm}$ εσωτερική ακτίνα + 70 mm το πάχος της περιέλιξης) και ύψους 20 mm . Μειώνουμε τη μεταξύ τους απόσταση έτσι ώστε να είναι ίση με την εσωτερική ακτίνα R των πηνίων. Αυξάνουμε το ρεύμα που διοχετεύουμε στα πηνία από 4 A σε επιφάνεια 400 mm^2 στα 40 A σε επιφάνεια 1400 mm^2 (πυκνότητα ρεύματος $J = 3 \times 10^4 \text{ A/m}^2$).

Εκτελούμε ξανά την προσομοίωση και παίρνουμε τα αποτελέσματα που φαίνονται στις παρακάτω εικόνες.



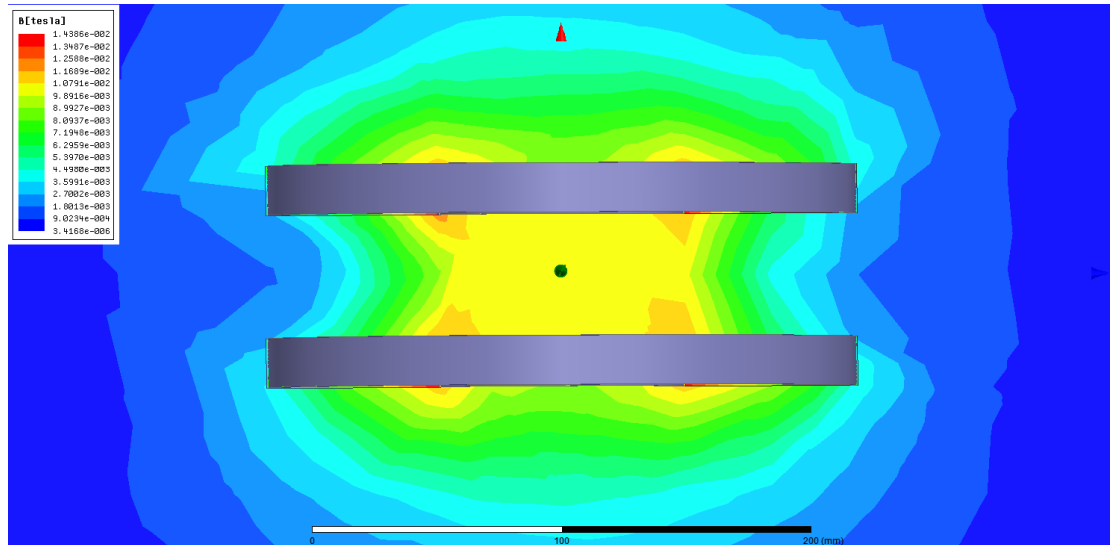
Εικόνα 3.6 Μέτρο Μαγνητικού Πεδίου στο επίπεδο ZY ($I = 5.7 \text{ mA}$ στη διατομή του σύρματος).



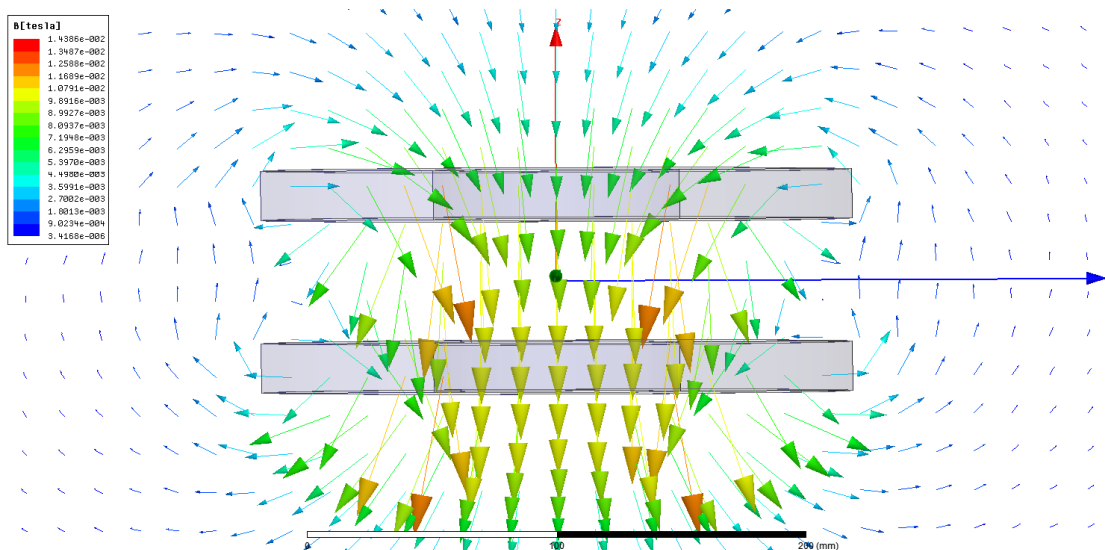
Εικόνα 3.7 Μαγνητικό Πεδίο σε διανυσματική μορφή ($I = 5.7 \text{ mA}$ στη διατομή του σύρματος).

Από τις παραπάνω εικόνες παρατηρούμε ότι έχουμε ομογενές πεδίο κοντά στο κέντρο, αλλά η ένταση του σε αυτό το σημείο ακόμα δεν επαρκεί για να αποκτήσουμε τη μαγνήτιση κορεσμού των σωματιδίων. Το μαγνητικό πεδίο σε αυτή τη περιοχή είναι περίπου $B = 4,6 \times 10^{-4} \text{ T}$. Βελτιώσαμε λοιπόν το πεδίο κατά μία τάξη μεγέθους αλλά ακόμα δεν έχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα (0,1 T).

Δοκιμάζουμε σε αυτή τη διάταξη να αυξήσουμε την ένταση του ρεύματος στα όρια λειτουργίας του σύρματος της περιέλιξης, η οποία είναι $I = 0.5 \text{ A}$ στη διατομή του σύρματος. Η νέα προσομοίωση μας δίνει τα παρακάτω αποτελέσματα.



Εικόνα 3.8 Μέτρο Μαγνητικού Πεδίου στο επίπεδο ZY ($I = 0.5$ A στη διατομή του σύρματος).



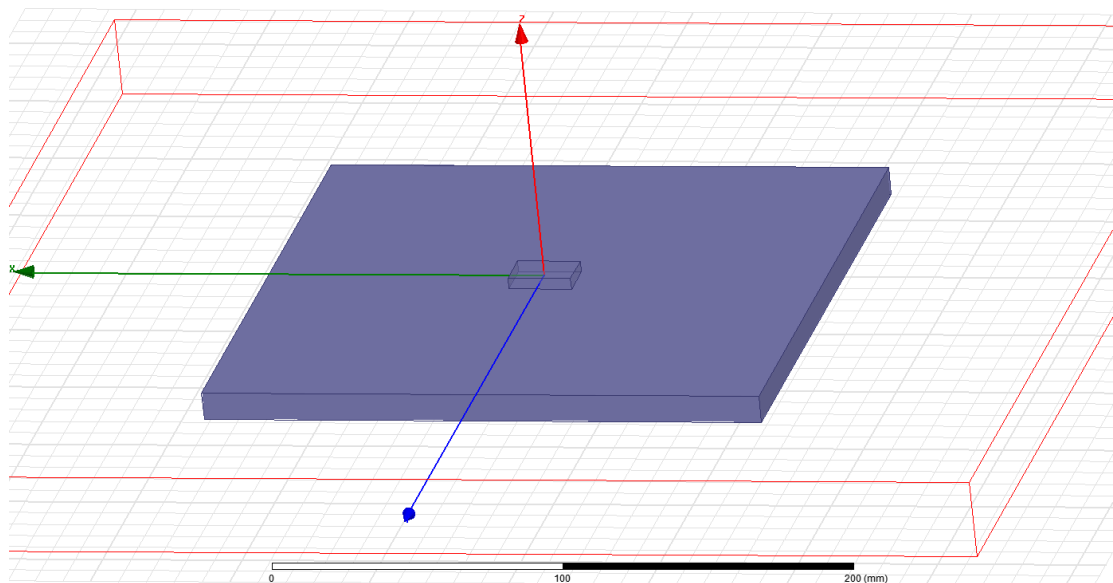
Εικόνα 3.9 Μαγνητικό Πεδίο σε διανυσματική μορφή ($I = 0.5$ A στη διατομή του σύρματος).

Ακόμα και σε αυτή τη περίπτωση παρατηρούμε ότι η ένταση του μαγνητικού πεδίου στο κέντρο της διάταξης είναι μία με δύο τάξεις μεγέθους μικρότερη από το απαιτούμενο. Για να έχουμε λοιπόν το επιθυμητό αποτέλεσμα θα πρέπει όλες οι παράμετροι να αλλάξουν σημαντικά, το οποίο είναι σχεδόν ανέφικτο. Ίσως μία διαφορετική προσέγγιση να μας έδινε καλύτερο αποτέλεσμα.

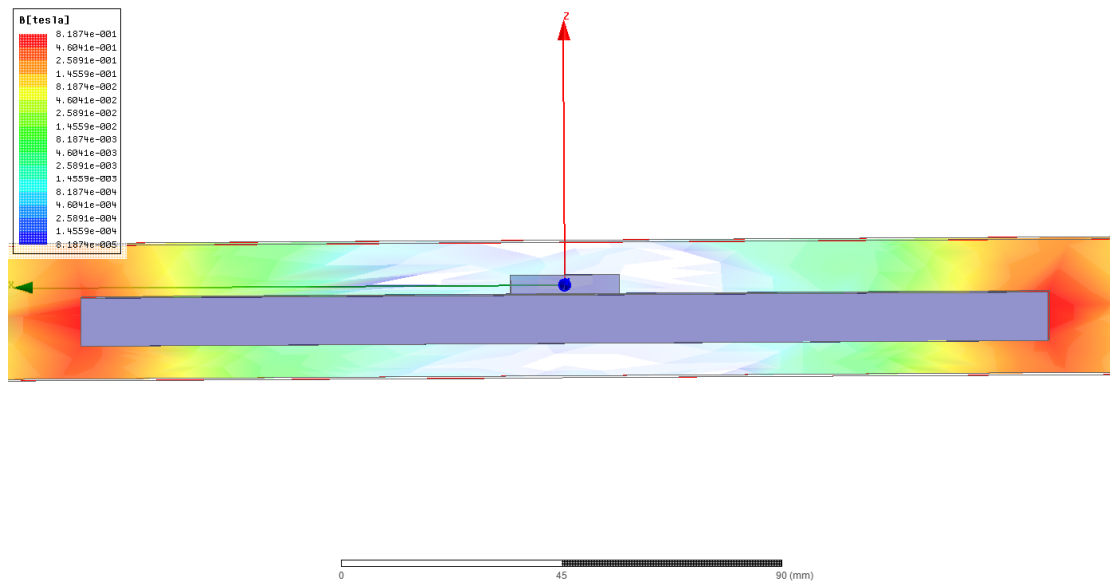
3.1.2 Μόνιμοι μαγνήτες NdFeB

Μία άλλη προσέγγιση είναι να δοκιμάσουμε να παράγουμε το ομογενές μαγνητικό πεδίο με τη χρήση ενός ή περισσότερων μόνιμων μαγνητών. Οι πιο ισχυροί εμπορικοί μαγνήτες είναι οι μαγνήτες σπάνιων γαιών NdFeB. Στις προσομοιώσεις θα χρησιμοποιήσουμε μαγνήτες NdFeB τάξης N40.

Αρχικά δοκιμάζουμε να προσομοιώσουμε το μαγνητικό πεδίο πάνω από μία μαγνητική πλάκα NdFeB (Εικόνα 3.10). Η μαγνητική πλάκα έχει διαστάσεις 200 mm x 200 mm x 10 mm. Τα αποτελέσματα φαίνονται στην Εικόνα 3.11.



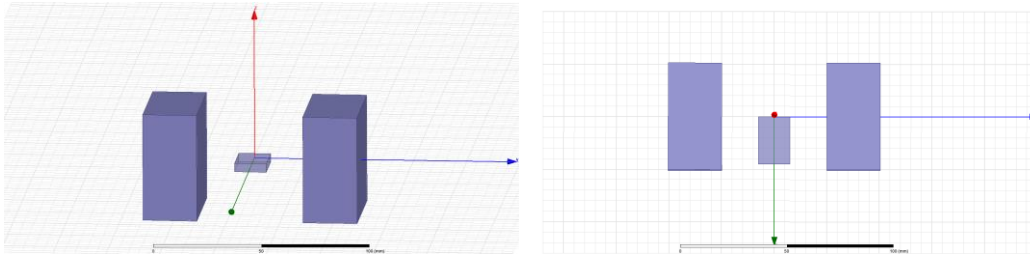
Εικόνα 3.10 Μαγνητική πλάκα NdFeB τοποθετημένη ούτως ώστε να εφάπτεται με την κάτω πλευρά του μικροροϊκού συστήματος.



Εικόνα 3.11 Ένταση μαγνητικού πεδίου γύρω από μία μαγνητική πλάκα NdFeB.

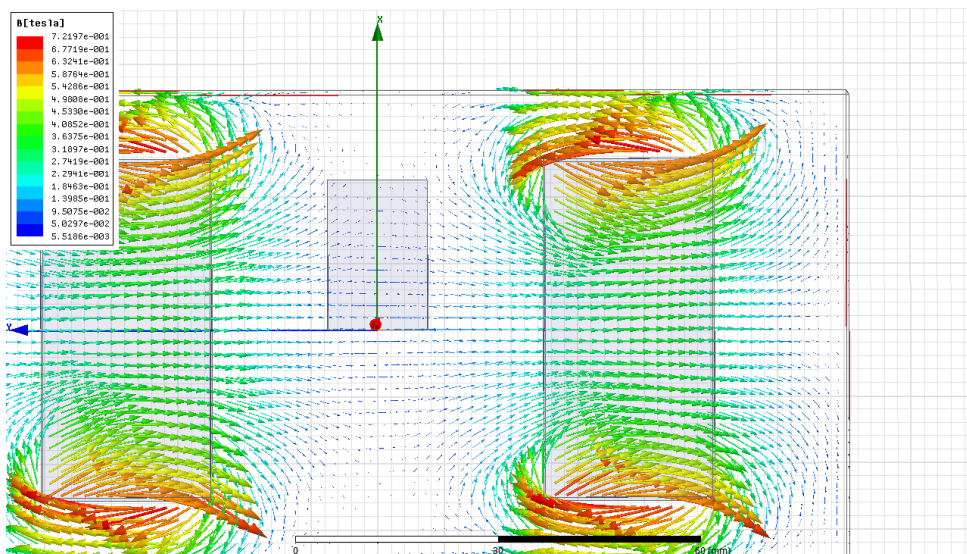
Από την παραπάνω εικόνα παρατηρούμε ότι το μαγνητικό πεδίο ακριβώς πάνω στην επιφάνεια και στο κέντρο της μαγνητικής πλάκας έχει μία σχετικά σταθερή τιμή (σε αντίθεση, στο σύνολο του χώρου παρατηρούμε μεγάλη ανομοιογένεια) αλλά η τιμή του στο σημείο αυτό είναι τάξεις μεγέθους μικρότερη από την απαιτούμενη για τη μαγνήτιση των σωματιδίων. Όπως έχουμε είδη αναφέρει η τιμή της έντασης του μαγνητικού πεδίου θα πρέπει να είναι τουλάχιστον 0.1 T. Επομένως η συγκεκριμένη διάταξη φαίνεται να μην εξυπηρετεί το σκοπό του πειράματος και θα πρέπει να δοκιμαστεί μία διαφορετική.

Ως μία εναλλακτική προσέγγιση, τοποθετούμε δύο μόνιμους μαγνήτες NdFeB N40 τον ένα απέναντι στον άλλο με αντίθετους πόλους όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 3.12). Οι μαγνήτες έχουν διαστάσεις 50.4 mm x 50.4 mm x 25.2 mm.

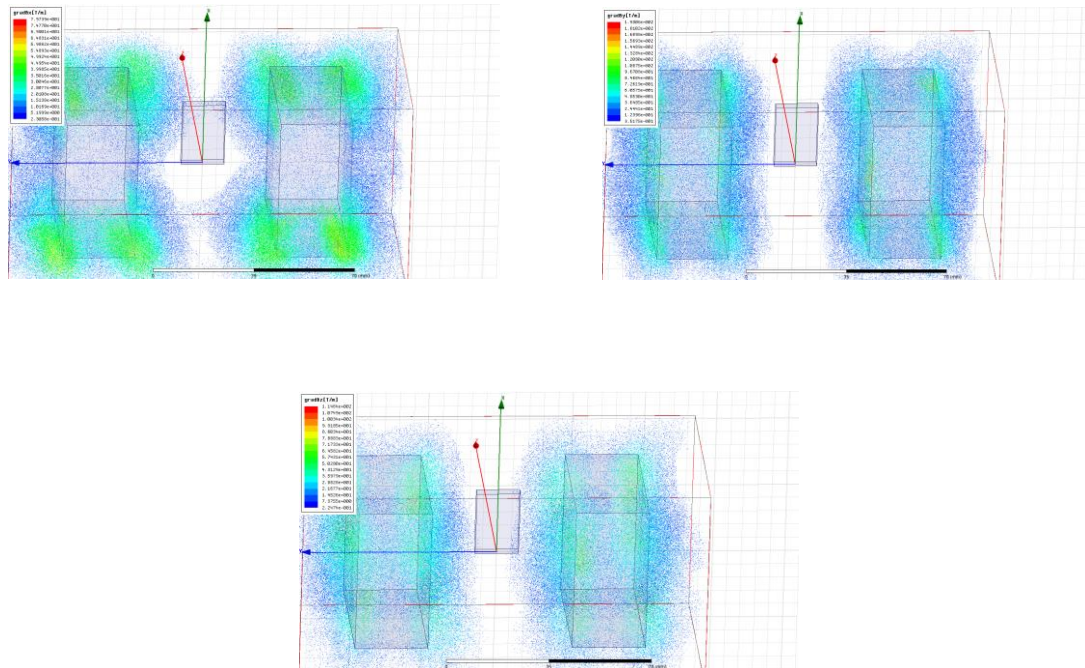


Εικόνα 3.12 Μόνιμοι μαγνήτες τοποθετημένοι απέναντι ο ένας στον άλλο με αντίθετους πόλους.

Τοποθετούμε τους δύο μαγνήτες σε απόσταση 50 mm μεταξύ τους, τέτοια ώστε να χωράει ανάμεσα τους το μικροροϊκό σύστημα. Εκτελούμε την προσομοίωση και τα αποτελέσματα φαίνονται στις παρακάτω εικόνες.



Εικόνα 3.13 Μαγνητικό Πεδίο σε διανυσματική μορφή που δημιουργείται από δύο μόνιμους μαγνήτες NdFeB τοποθετημένους απέναντι με αντίθετους πόλους (η απόσταση μεταξύ τους είναι 50 mm).



Εικόνα 3.14 Οι βαθμίδες των τριών συνιστωσών του μαγνητικού πεδίου $B_x(a)$, $B_y(b)$ και $B_z(c)$ αντίστοιχα.

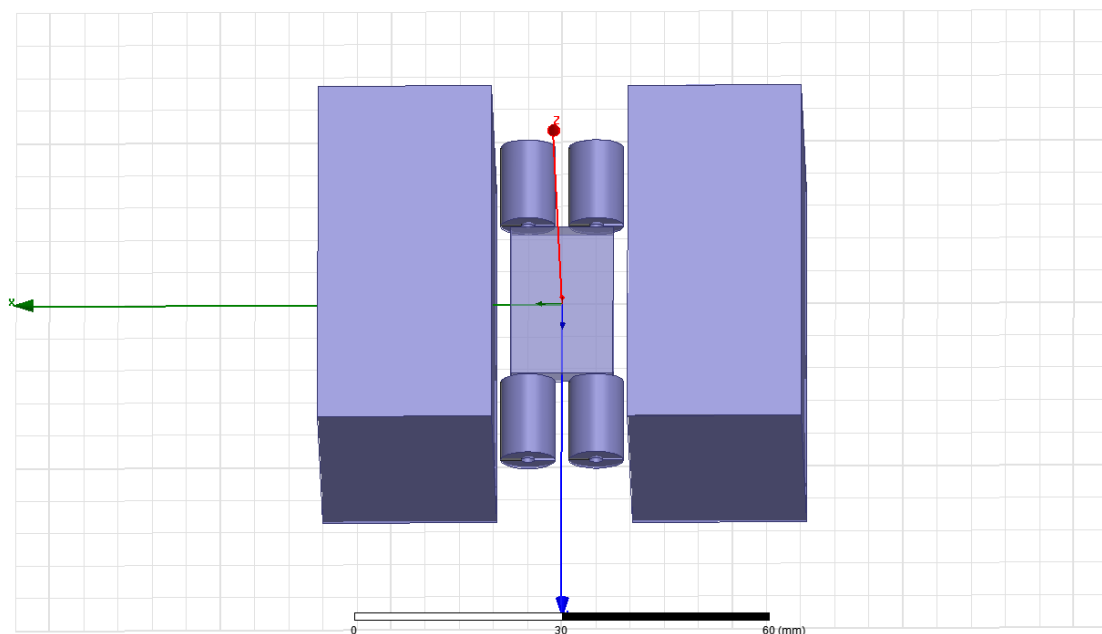
Παρατηρούμε από την Εικόνα 3.13 ότι το πεδίο που δημιουργείται στο κέντρο του συστήματος είναι ομογενές και αρκετά ισχυρό ώστε να πετύχουμε τη μαγνήτιση κορεσμού των σωματιδίων. Στην περιοχή του μικροροϊκού έχουμε $B = 0.12$ T και πάνω. Από την Εικόνα 3.14 βλέπουμε ότι οι βαθμίδες του μαγνητικού πεδίου που δημιουργούνται είναι έντονες κυρίως στις ακμές των μαγνητών ενώ στο κέντρο του συστήματος είναι πολύ χαμηλές έως και μηδενικές με αποτέλεσμα οι μαγνήτες να συμμετέχουν κυρίως στη μαγνήτιση των σωματιδίων και όχι στην καθοδήγησή τους.

Με αυτό το σύστημα λοιπόν έχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα όσον αφορά στη μαγνήτιση των σωματιδίων και ταυτόχρονα μας επιτρέπεται η παρατήρηση του μικροροϊκού συστήματος (το σύστημα απεικόνισης θα βρίσκεται στον άξονα z).

3.2 ΒΑΘΜΙΔΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ – ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΟΔΗΓΗΣΗ

Εφόσον με την παρουσία των δύο μόνιμων μαγνητών έχουμε πετύχει τη δημιουργία ενός ομογενούς μαγνητικού πεδίου ικανού να μαγνητίσει τα σωματίδια μέχρι η τιμή της μαγνήτισης να φτάσει στον κορεσμό, σκοπός πλέον είναι με κατάλληλη διάταξη να επιτύχουμε την δημιουργία βαθμίδας του μαγνητικού πεδίου στο χώρο έτσι ώστε να έχουμε την καθοδήγηση των σωματιδίων.

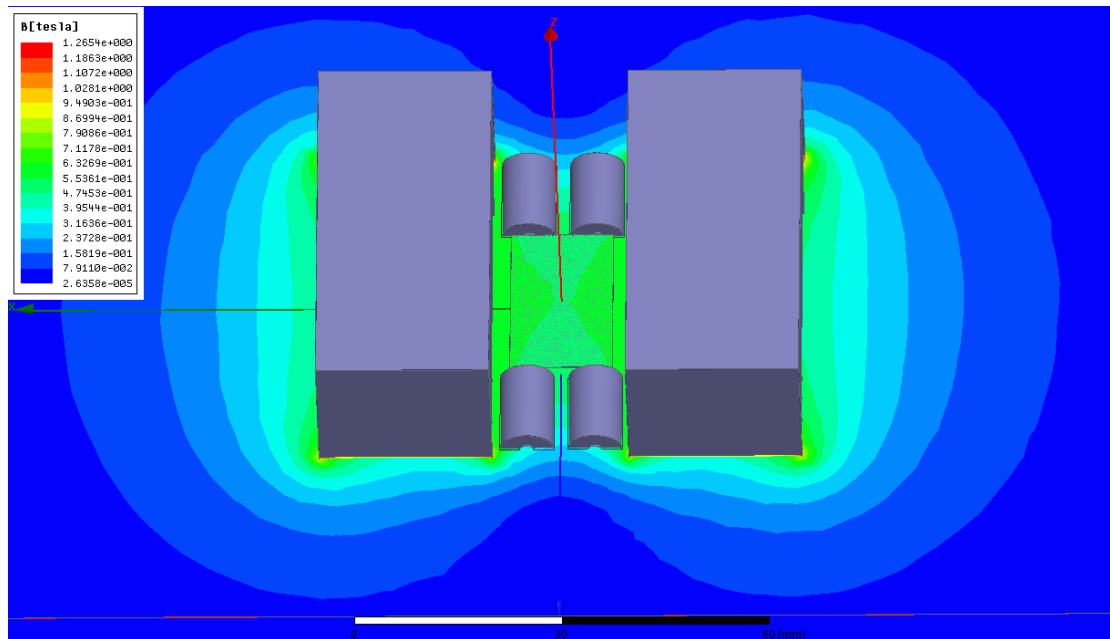
Μία προτεινόμενη διάταξη είναι αυτή όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 3.15 Τέσσερα μικρά πηνία με περιέλιξη χαλκού (χωρίς πυρήνα) τοποθετημένα ενδιάμεσα των μόνιμων μαγνητών.

Στη συγκεκριμένη διάταξη έχουμε τοποθετήσει ανάμεσα στους δύο μόνιμους μαγνήτες τέσσερα πηνία με περιέλιξη χαλκού (θεωρούμε πάχος σύρματος 1 mm). Τα πηνία έχουν ακτίνα $R' = 4$ mm (1 mm εσωτερική ακτίνα + 3 mm το πάχος της περιέλιξης) και ύψος 12 mm. Τα πηνία τοποθετούνται στις τέσσερις γωνίες του μικροροϊκού συστήματος όπως ακριβώς φαίνεται στην Εικόνα 3.15.

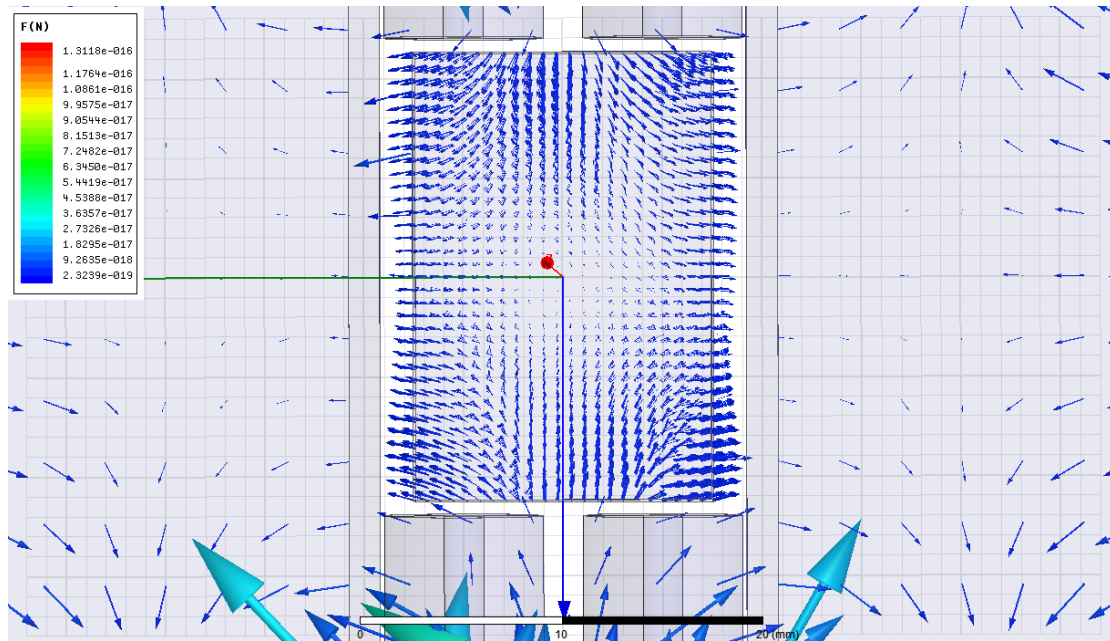
Διοχετεύουμε ρεύμα 0,45 A στη διατομή του σύρματος και στα τέσσερα πηνία έτσι ώστε το μαγνητικό πεδίο που θα δημιουργείται να είναι προς το μικροροϊκό. Το αποτέλεσμα φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 3.16 Μέτρο Μαγνητικού Πεδίου στο επίπεδο xy και στο εσωτερικό του μικροροϊκού.

Παρατηρούμε ότι μετά την παροχή του ρεύματος στα τέσσερα πηνία το πεδίο στο κέντρο του μικροροϊκού παραμένει ομογενές και αρκετά ισχυρό.

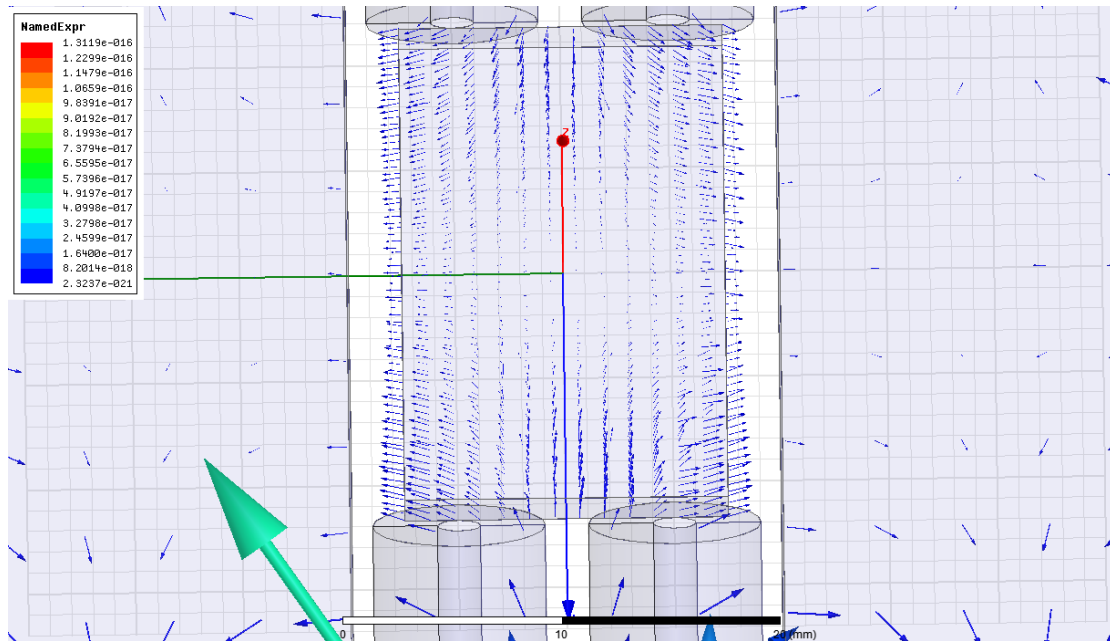
Σχεδιάζουμε επίσης το διανυσματικό πεδίο της συνολικής δύναμης F στο επίπεδο xy και εντός του μικροροϊκού, όπως φαίνεται παρακάτω.



Εικόνα 3.17 Διανυσματικό Πεδίο Δυνάμεων.

Από την παραπάνω εικόνα παρατηρούμε ότι οι δυνάμεις που εμφανίζονται εντός του μικροροϊκού είναι μεν αρκετά χαμηλές (της τάξης του 10^{-18} N) αλλά όπως ήταν αναμενόμενο είναι ίδιας τάξης μεγέθους και στις τέσσερις γωνίες του μικροροϊκού και ομοιόμορφες προς τα έξω. Το αποτέλεσμα ήταν αναμενόμενο εφόσον και τα τέσσερα πηνία έχουν ίσης έντασης ρεύμα. Οι δυνάμεις που εμφανίζονται στις γωνίες δημιουργούνται και εξαιτίας βαθμίδας που δημιουργείται από τους μόνιμους μαγνήτες επειδή σε αυτά τα σημεία δεν υπάρχει ομοιογένεια του πεδίου.

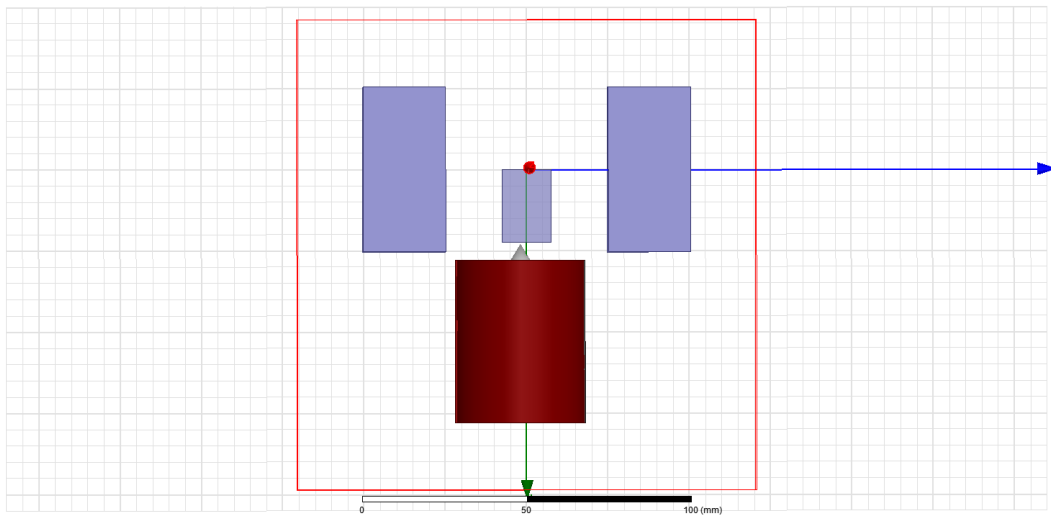
Σε επόμενο στάδιο θα πρέπει να αυξήσουμε το ρεύμα σε ένα από τα τέσσερα πηνία έτσι ώστε να δούμε τι είδους δυνάμεις δημιουργούνται λόγω της βαθμίδας του μαγνητικού πεδίου. Αυξάνουμε στο κάτω αριστερά πηνίο το ρεύμα στα 4,5 A στη διατομή του σύρματος και σχεδιάζουμε ξανά το διανυσματικό πεδίο δυνάμεων.



Εικόνα 3.18 Διανυσματικό Πεδίο Δυνάμεων.

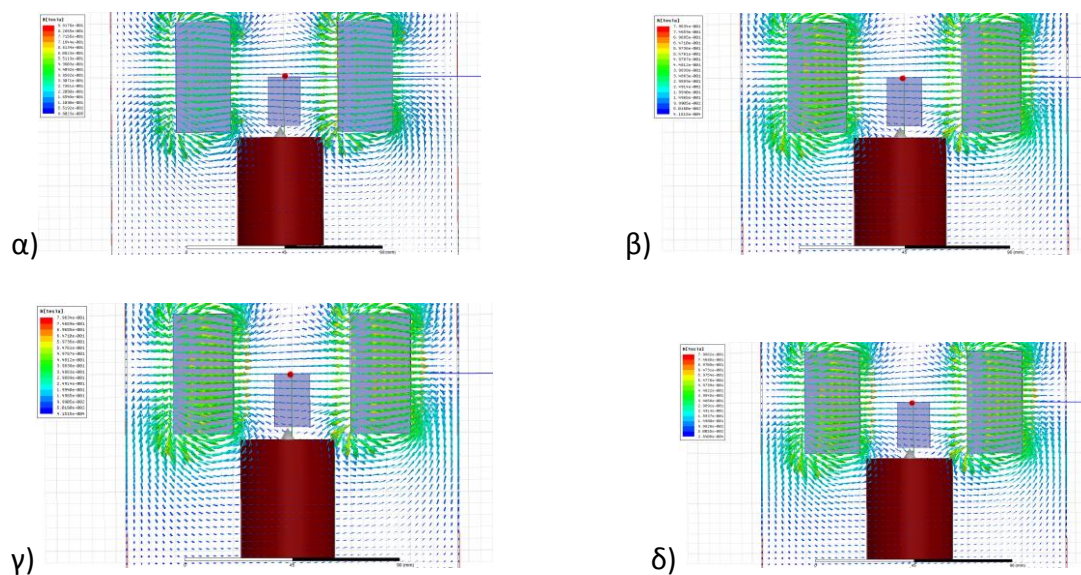
Από το παραπάνω διανυσματικό πεδίο δυνάμεων βλέπουμε ότι παρά το γεγονός ότι αυξήσαμε το ρεύμα κατά μία τάξη μεγέθους στο ένα εκ των τεσσάρων πηνίων η δύναμη δεν αυξήθηκε σημαντικά στη μία γωνία σε σχέση με τις άλλες τρεις. Το σημαντικότερο συμπέρασμα που εξάγουμε από τις παραπάνω προσομοιώσεις είναι ότι η βαθμίδα που δημιουργείται από το πηνίο είναι ελάχιστη σε σχέση με εκείνη λόγω της ανομοιογένειας του μαγνητικού πεδίου των μόνιμων μαγνητών στις γωνίες και για να έχουμε σημαντική συνεισφορά του πηνίου θα πρέπει το ρεύμα να αυξηθεί αρκετές τάξεις μεγέθους, το οποίο δεν είναι εφικτό. Ήδη αυξάνοντας το ρεύμα στα 4.5 A έχουμε ξεπεράσει το όριο λειτουργίας του σύρματος.

Για το λόγο αυτό θα πρέπει να σχεδιαστεί ένα σύστημα με κάποιες σημαντικές αλλαγές. Μία πρώτη προσπάθεια θα ήταν εάν η μία πλευρά του μικροροϊκού τοποθετούνταν στο κέντρο του συστήματος ώστε να βρίσκεται σε περιοχή ομογενούς μαγνητικού πεδίου και στην άλλη πλευρά να τοποθετηθεί μόνο ένα πηνίο με κωνικό πυρήνα μαλακού σιδήρου στο σημείο στο οποίο θέλουμε να μετακινήσουμε τα σωματίδια. Το εν λόγω σχέδιο φαίνεται στην Εικόνα 3.19.

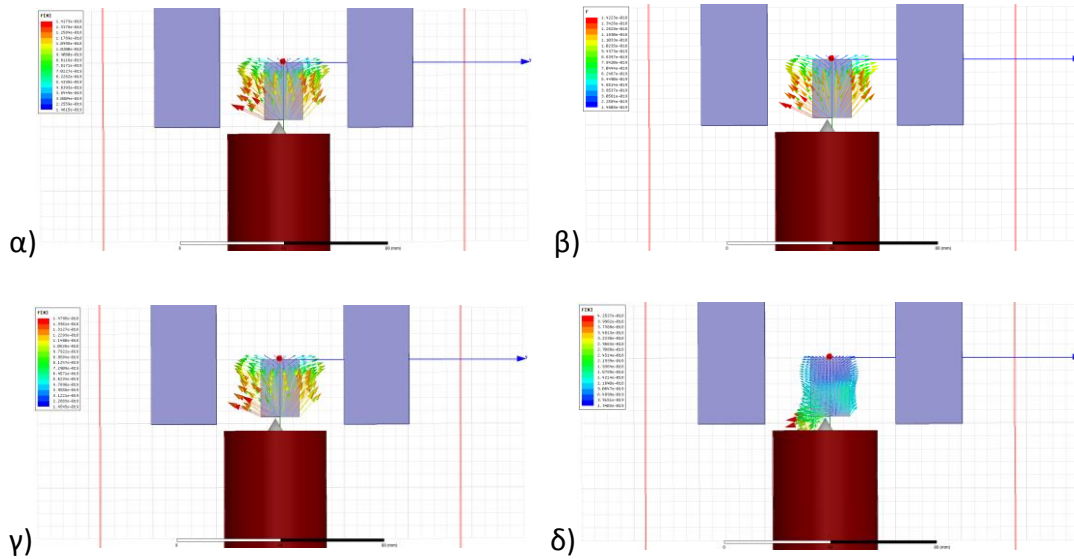


Εικόνα 3.19 Κυλινδρικός ηλεκτρομαγνήτης με περιέλιξη χαλκού και κωνικό πυρήνα μαλακού σιδήρου τοποθετημένος στη μία γωνία του μικροροϊκού συστήματος.

Μετά το πέρας της προσομοίωσης λαμβάνουμε τα αποτελέσματα που φαίνονται στις εικόνες Εικόνα **3.20** και Εικόνα **3.21**.



Εικόνα 3.20 Μαγνητικό πεδίο σε διανυσματική μορφή για α) 0 A, β) 0.09 A, γ) 0.9 A και δ) 9.24 A στη διατομή του σύρματος περιέλιξης του ηλεκτρομαγνήτη.



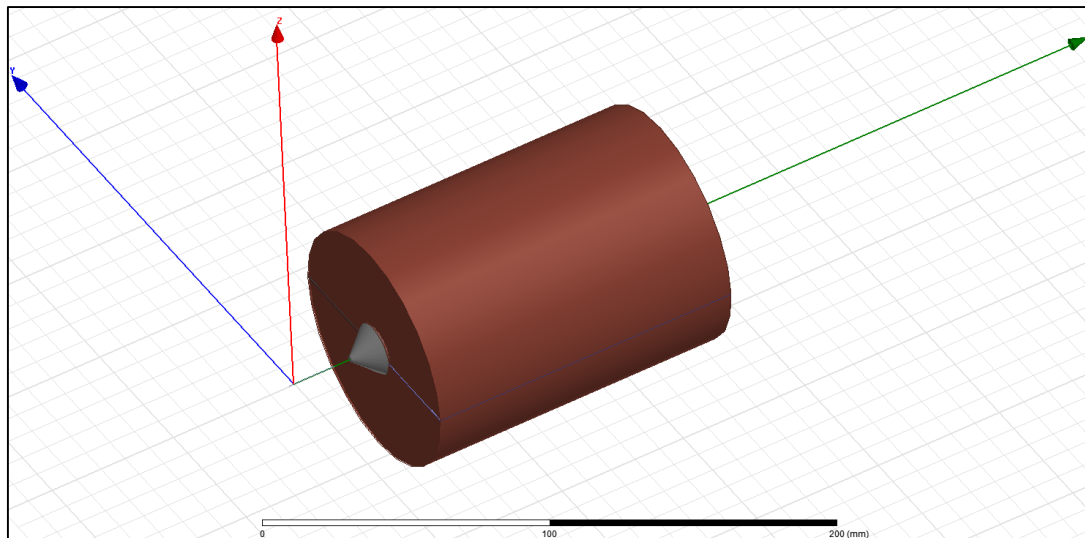
Εικόνα 3.21 Μαγνητική δύναμη εντός του μικροροβότου για α) 0 A, β) 0.09 A, γ) 0.9 A και δ) 9.24 A στη διατομή του σύρματος περιέλιξης του ηλεκτρομαγνήτη.

Από τις παραπάνω εικόνες παρατηρούμε ότι αυξάνοντας σταδιακά το ρεύμα στον ηλεκτρομαγνήτη παράγεται όλο και μεγαλύτερη δύναμη στο χώρο του μικροροβότου συστήματος. Συγκεκριμένα από την Εικόνα 3.20 βλέπουμε ότι αυξάνοντας το ρεύμα του ηλεκτρομαγνήτη το μαγνητικό πεδίο κοντά στην άκρη του ηλεκτρομαγνήτη επηρεάζεται αρκετά με αποτέλεσμα τη δημιουργία βαθμίδας. Στην Εικόνα 3.21 είναι εμφανές ότι από κάποια τιμή του ρεύματος και πάνω οι μαγνητικές δυνάμεις έχουν φορά προς τον ηλεκτρομαγνήτη, το οποίο είναι και το επιθυμητό αποτέλεσμα. Μία σημαντική παρατήρηση είναι ότι στην Εικόνα 3.21δ, στην οποία εμφανίζονται και οι κατάλληλες δυνάμεις, έχουμε ξεπεράσει τα όρια λειτουργίας του σύρματος της περιέλιξης σύμφωνα με τον Πίνακα 3.3. Μπορούμε, για να αποφύγουμε το συγκεκριμένο πρόβλημα, να αυξήσουμε κι άλλο τον αριθμό των σπειρών της περιέλιξης έτσι ώστε να έχουμε καλύτερη κατανομή ρεύματος διατηρώντας τα επιθυμητά αποτελέσματα για την παραγωγή μαγνητικής βαθμίδας.

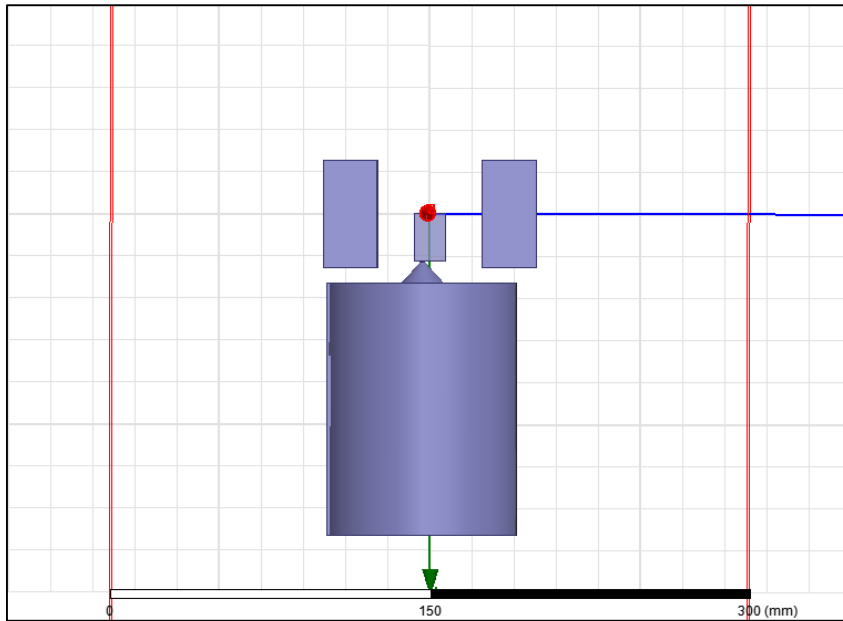
Μετά λοιπόν από κατάλληλους υπολογισμούς καταλήγουμε σε μία βέλτιστη διάταξη, η οποία φαίνεται στις παρακάτω εικόνες (**Εικόνα 3.22** και Εικόνα 3.23). Τα χαρακτηριστικά του ηλεκτρομαγνήτη είναι τα εξής:

Πίνακας 3.3 Χαρακτηριστικά του ηλεκτρομαγνήτη που χρησιμοποιήθηκε στην τελική διάταξη των προσομοιώσεων.

Υλικό Περιέλιξης	Χαλκός (σύρμα διαμέτρου 1.5 mm)
Υλικό Πυρήνα	Μαλακός σίδηρος
Εξωτερική Διάμετρος	90 mm
Εσωτερική Διάμετρος (Διάμετρος Πυρήνα)	20 mm
Ύψος	120 mm
Ύψος Μύτης	10 mm
Κάτω διάμετρος μύτης	20 mm
Άνω διάμετρος μύτης	2 mm
Μέγιστο ρεύμα λειτουργίας	5 A στη διατομή του σύρματος

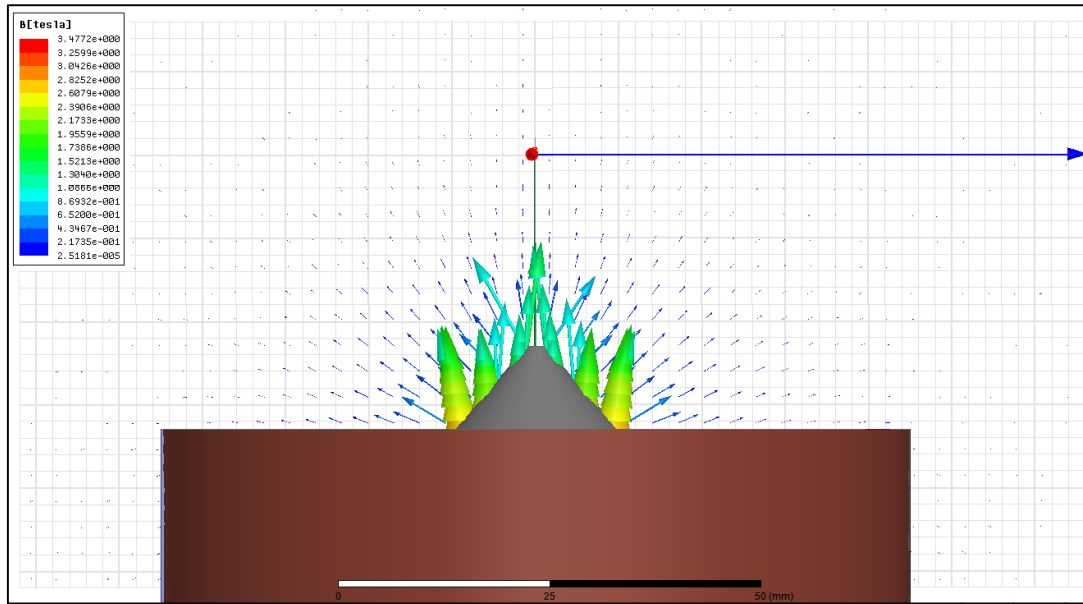


Εικόνα 3.22 Κυλινδρικός ηλεκτρομαγνήτης με περιέλιξη χαλκού και κωνικό πυρήνα μαλακού σιδήρου.

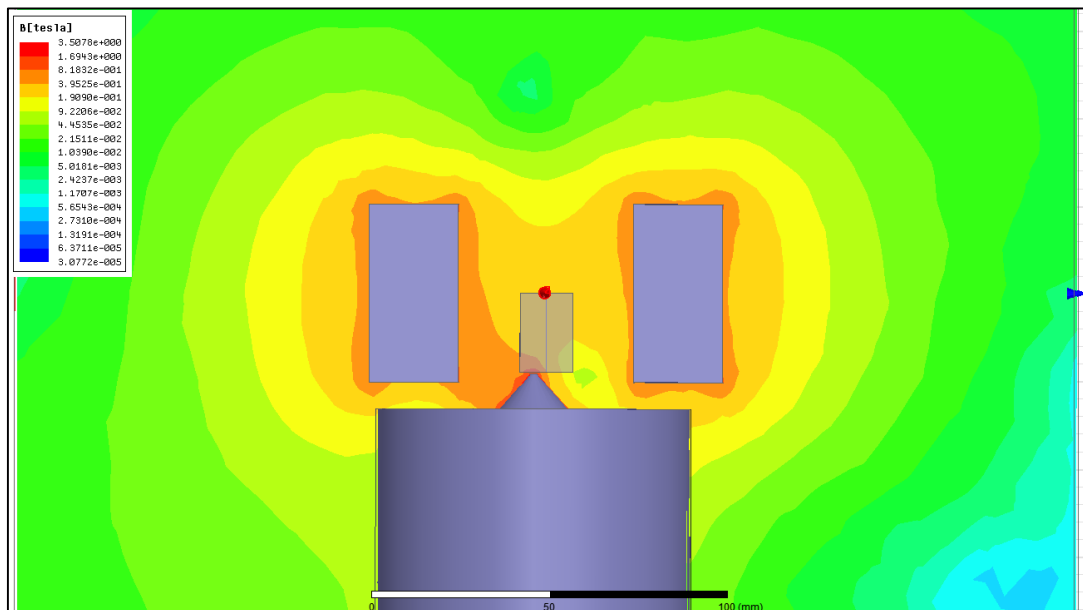


Εικόνα 3.23 Κυλινδρικός ηλεκτρομαγνήτης με περιέλιξη χαλκού και κωνικό πυρήνα μαλακού σιδήρου τοποθετημένος στη μία γωνία του μικροροϊκού συστήματος.

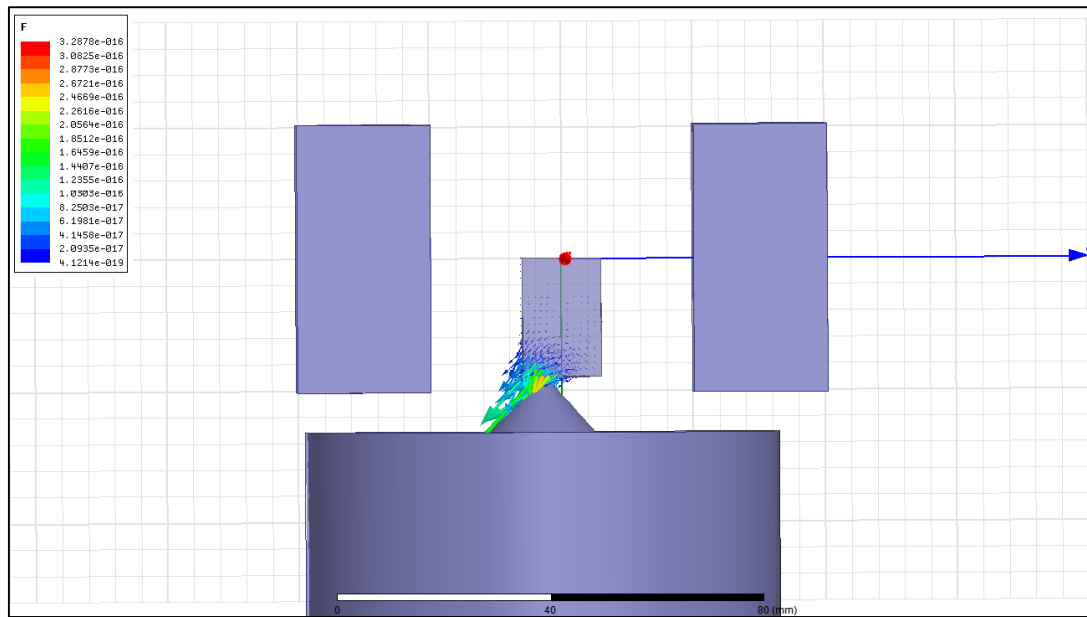
Με βάση λοιπόν το τελευταίο σχέδιο και τα νέα χαρακτηριστικά για τον ηλεκτρομαγνήτη εκτελούμε προσομοιώσεις με τον ηλεκτρομαγνήτη αλλά και το συνολικό μαγνητικό σύστημα με το ρεύμα να εισάγεται στη μέγιστη δυνατή ένταση. Τα αποτελέσματα φαίνονται στις παρακάτω εικόνες.



Εικόνα 3.24 Μαγνητικό πεδίο σε διανυσματική μορφή που παραγόμενο από ηλεκτρομαγνήτη με ένταση ρεύματος $I = 5A$.



Εικόνα 3.25 Μαγνητικό πεδίο στο επίπεδο xy το οποίο είναι συνεισφορά των δύο μόνιμων μαγνητών και του ηλεκτρομαγνήτη.

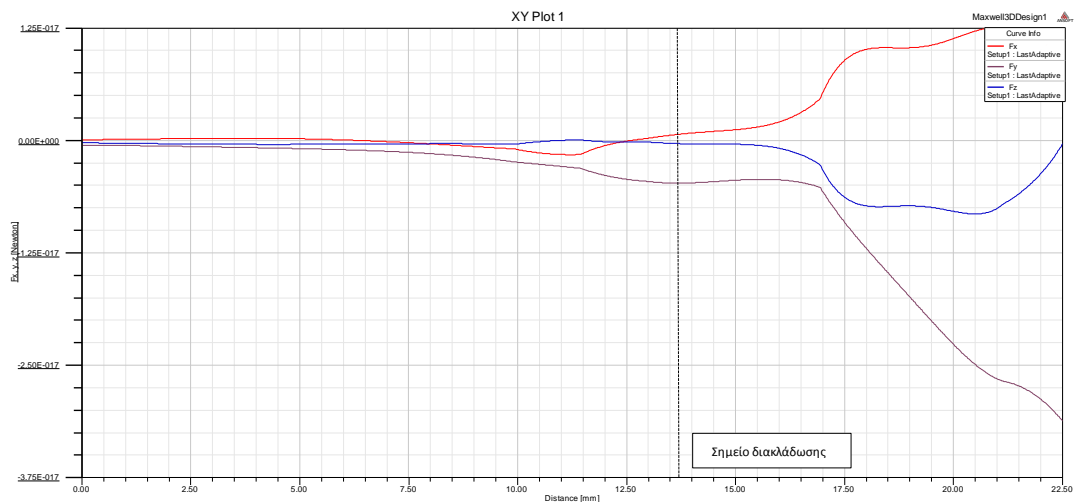


Εικόνα 3.26 Μαγνητικές δυνάμεις παραγόμενες από τον ηλεκτρομαγνήτη για ένταση ρεύματος $I = 5$ A στη διατομή του σύρματος της περιέλιξης.

Από τις παραπάνω εικόνες παρατηρούμε ξεκάθαρα ότι το μαγνητικό πεδίο είναι αρκετά υψηλό ούτως ώστε τα σωματίδια να φτάσουν σε μαγνήτιση κορεσμού και παράλληλα δημιουργούνται έντονες δυνάμεις με κατάλληλη φορά προς τη μία γωνία του μικροροϊκού συστήματος χωρίς να ξεπερνάμε τα όρια λειτουργίας του ηλεκτρομαγνήτη, το οποίο είναι και το επιθυμητό αποτέλεσμα. Στον παρακάτω πίνακα δίνονται οι τιμές του μαγνητικού πεδίου και των βαθμίδων των B_x , B_y και B_z κατά μήκος του κεντρικού άξονα του μικροροϊκού συστήματος με συνολικό μήκος 22.5 mm. Επίσης στην εικόνα Εικόνα 3.27 βλέπουμε τη γραφική παράσταση των τριών συνιστωσών της δύναμης F συναρτήσει της απόστασης κατά μήκος του κεντρικού άξονα του μικροροϊκού συστήματος.

Πίνακας 3.4 Τιμές του μαγνητικού πεδίου και των βαθμίδων των B_x , B_y και B_z κατά μήκος του κεντρικού άξονα του μικροροϊκού συστήματος.

	Distance [mm]	Mag_B [mTesla] Setup1 : LastAdaptive	mag_gradBx [Tesla/m] Setup1 : LastAdaptive	mag_gradBy [Tesla/m] Setup1 : LastAdaptive	mag_gradBz [Tesla/m] Setup1 : LastAdaptive
1	0.000000	263.691100	3.031316	1.921986	2.471340
2	1.184211	262.910255	3.679647	2.612500	2.282497
3	2.368421	262.031505	4.465904	3.115336	2.228384
4	3.552632	261.054848	5.360086	3.644399	2.308999
5	4.736842	259.980286	6.392193	4.199689	2.524343
6	5.921053	258.807818	7.552224	4.781207	2.874417
7	7.105263	257.537444	8.840181	5.388953	3.359220
8	8.289474	256.169164	10.256063	6.022925	3.978752
9	9.473684	254.702979	11.799870	6.683126	4.733013
10	10.657895	248.995111	13.129560	9.508615	6.125183
11	11.842105	241.781559	14.933015	17.624107	7.323044
12	13.026316	238.160366	17.979018	16.101109	8.035991
13	14.210526	242.653153	21.517913	15.235078	9.578147
14	15.394737	248.856511	25.900799	14.378544	11.479869
15	16.578947	256.770440	31.127675	13.531505	13.741158
16	17.763158	279.381271	39.163320	31.329119	14.662074
17	18.947368	308.604700	45.871963	42.572860	19.213778
18	20.131579	338.833957	49.896178	54.199414	28.814204
19	21.315789	368.229986	51.293304	45.954690	42.936080
20	22.500000	389.646354	51.141071	50.956009	58.008339



Εικόνα 3.27 Γραφική παράσταση των τριών συνιστωσών της δύναμης F συναρτήσει της απόστασης κατά μήκος του κεντρικού άξονα του μικροροϊκού συστήματος

Παρατηρώντας τις τιμές που δίνονται στον Πίνακα 3.4, βλέπουμε πως όσο πλησιάζουμε προς την πλευρά του μικροροϊκού η οποία βρίσκεται κοντά στον ηλεκτρομαγνήτη, οι βαθμίδες των B_x , B_y και B_z αυξάνονται σταδιακά και φτάνουν σε τιμές που ξεπερνούν τα 50 T/m. Επίσης παρατηρούμε ότι ακόμα και στην άλλη

πλευρά του μικροροϊκού συστήματος (μακριά από τον ηλεκτρομαγνήτη) εμφανίζονται βαθμίδες του μαγνητικού πεδίου, με σχετικά μικρό μέτρο και αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι δεν έχουμε ένα πλήρως ομογενές μαγνητικό πεδίο στην συγκεκριμένη περιοχή.

Από το διάγραμμα της Εικόνα 3.277 βλέπουμε ότι οι τρεις συνιστώσες της δύναμης F αυξάνονται σταδιακά όσο πλησιάζουμε προς τον ηλεκτρομαγνήτη, με τις F_x και F_y να έχουν αρκετά υψηλότερες τιμές από την F_z . Το αποτέλεσμα αυτό υποδηλώνει μία κίνηση των νανοσωματιδίων προς την επιθυμητή κατεύθυνση. Ένα ακόμα σημαντικό στοιχείο που παρατηρούμε από το παραπάνω διάγραμμα είναι η αυξομοίωση που εμφανίζουν οι τρεις συνιστώσες σε συγκεκριμένα σημεία. Αυτό φαίνεται και από τις τιμές των βαθμίδων του μαγνητικού πεδίου στα συγκεκριμένα σημεία. Μία πιθανή εξήγηση μπορεί να είναι ότι στα σημεία αυτά το μαγνητικό πεδίο εμφανίζει σχετικά υψηλότερη ομοιογένεια από εκείνα τα σημεία όπου οι τρεις συνιστώσες της δύναμης έχουν υψηλότερες τιμές. Γενικότερα, εφόσον στο χώρο έχουμε την παρουσία μαγνητικών πεδίων που δημιουργούνται από δύο μόνιμους μαγνήτες και από έναν ηλεκτρομαγνήτη δεν είναι πάντα εύκολο να προβλέψουμε ή να κατανοήσουμε τη μορφή που θα έχει το συνολικό παραγόμενο μαγνητικό πεδίο και ιδιαίτερα κοντά στην άκρη του ηλεκτρομαγνήτη. Τα αποτελέσματα αυτά χρειάζονται βέβαια περισσότερη διερεύνηση καθώς, όπως έχουμε αναφέρει νωρίτερα, οι προσομοιώσεις έχουν πραγματοποιηθεί θεωρώντας την παρουσία ενός μοναδικού νανοσωματιδίου.

Με βάση λοιπόν τα παραπάνω αποτελέσματά μπορούμε να καταλήξουμε στο συμπέρασμα ότι το τελευταίο σχέδιο για το μαγνητικό σύστημα οδήγησης, με τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά του ηλεκτρομαγνήτη, είναι αρκετά κατάλληλο για να χρησιμοποιηθεί για την υλοποίηση της διάταξης για τη μαγνητική οδήγηση των νανοσωματιδίων σε εργαστηριακές συνθήκες. Η πειραματική διάταξη, κάποιες πρώτες μετρήσεις και τα αποτελέσματά τους θα παρουσιασθούν σε επόμενο κεφάλαιο.

4. ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΝΑΝΟΣΩΜΑΤΙΔΙΩΝ

Στο προηγούμενο κεφάλαιο χρησιμοποιήθηκαν ως παράμετροι ορισμένα χαρακτηριστικά από νανοσωματίδια τα οποία ήταν εμπορικά διαθέσιμα από συγκεκριμένες εταιρείες (Chemicell GmbH). Αυτά τα σωματίδια θα χρησιμοποιηθούν για τους σκοπούς της πειραματικής διαδικασίας με αποτέλεσμα τη μαγνητική τους οδήγηση κάτω από κατάλληλες συνθήκες. Βασική διαδικασία πριν από τη χρήση τους σε οποιαδήποτε πειραματική εφαρμογή είναι ο χαρακτηρισμός τους με διάφορες τεχνικές (XRD, φασματοσκοπία Raman, SEM, SQUID).

Σε αυτό λοιπόν το κεφάλαιο θα παρουσιασθούν οι διάφορες τεχνικές χαρακτηρισμού που χρησιμοποιήθηκαν αλλά και τα αποτελέσματα τους.

4.1 ΠΕΡΙΘΛΑΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ (X-RAY DIFFRACTION – XRD)

4.1.1 Θεωρία

Στη οπτική περιοχή, η μελέτη του φάσματος και της κατανομής της ενέργειας στα διάφορα μήκη κύματος επιτυγχάνεται κυρίως με δύο μεθόδους:

1. της διάθλασης από πρίσματα και
2. της περίθλασης από κατάλληλο φράγμα.

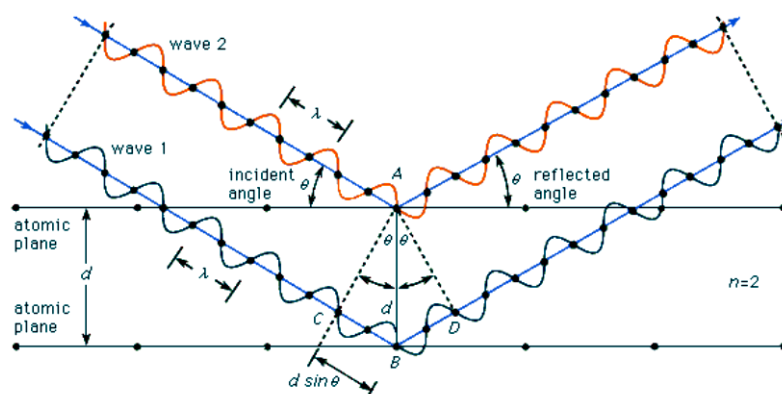
Επειδή όμως και οι δύο μέθοδοι παρουσιάζουν δυσκολίες, η κυριότερη μέθοδος έρευνας του φάσματος στηρίζεται στην περίθλαση των ακτίνων Χ από τους κρυστάλλους οι οποίοι ενεργούν σαν φυσικά τρισδιάστατα φράγματα. Η χρήση αυτή των κρυστάλλων είναι άμεση συνέπεια της θεώρησης του φαινομένου της περίθλασης από τον Bragg (υιός) σαν ισοδύναμο με ανάκλαση της

προσπίπτουσας δέσμης από τα διάφορα πλεγματικά επίπεδα του κρυστάλλου. Η περίθλαση των ακτίνων Χ είναι μία από τις πιο σημαντικές εξελίξεις της επιστήμης. Η περίθλαση μελετάται περισσότερο στην κρυσταλλογραφία, κι αυτό γιατί τα μήκη κύματος των ακτίνων Χ είναι περίπου ίσα με τις αποστάσεις μεταξύ των ατόμων μέσα στον κρύσταλλο. Οι περιθλώμενες ακτίνες που βρίσκονται σε φάση πρέπει να ικανοποιούν τον νόμο του Bragg [8] :

$$n\lambda = 2d \sin \theta$$

4-1

όπου n ακέραιος αριθμός, λ το μήκος κύματος των ακτίνων Χ, d η απόσταση μεταξύ των επιπέδων των ατόμων και θ η συμπληρωματική της γωνίας πρόσπτωσης. Αυτό μπορούμε να το δούμε και στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 4.1 Σχηματική απεικόνιση της σκέδασης ακτίνων-Χ από δύο κρυσταλλικά επίπεδα από όπου, μέσω της διαφοράς του οπτικού δρόμου που δημιουργείται μεταξύ των κυμάτων 1 & 2 που σκεδάζονται από τα δύο διαφορετικά επίπεδα, προκύπτει ο κανόνας για ενισχυτική συμβολή του Bragg.

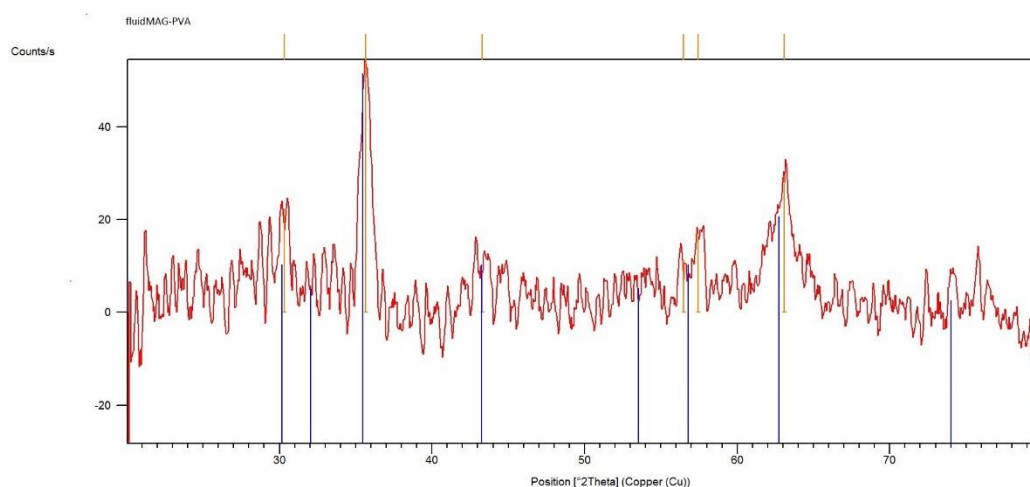
Οι παράμετροι λοιπόν που βρίσκονται στην διάθεση ενός πειραματικού ερευνητή είναι το μήκος κύματος λ της ακτινοβολίας και η γωνία θ . Ζητούμενο είναι τα διαφορετικά d . Έτσι τυπικά μπορεί κανείς να μεταβάλλει είτε το μήκος κύματος της ακτινοβολίας με σταθερή γωνία είτε τη γωνία με σταθερό μήκος κύματος μέχρι να πάρει σύμφωνη σκέδαση. Έτσι είτε κρατάμε σταθερό το θ και μεταβάλλουμε το λ

(Μέθοδος Laue) ή κρατάμε σταθερό το λ και μεταβάλλουμε τη γωνία θ (Μέθοδοι κόνεως και περιστροφής) [8].

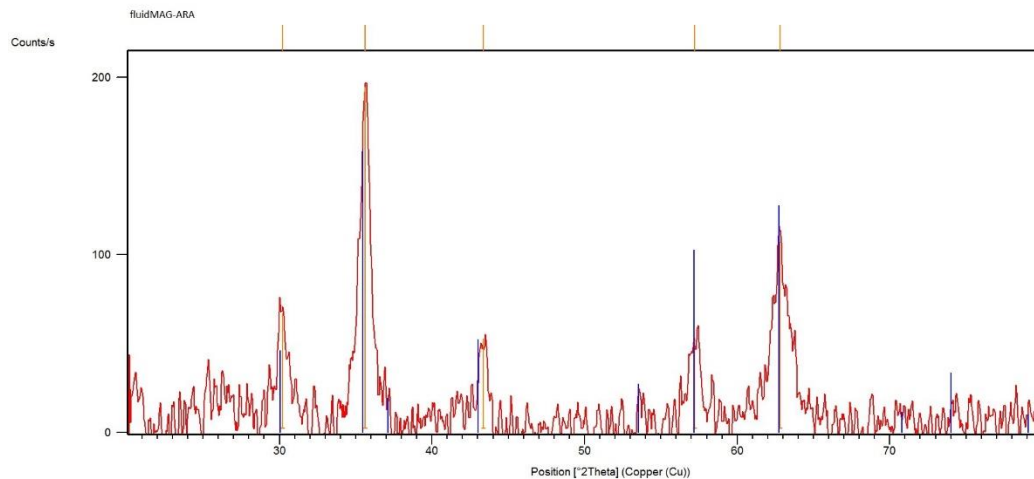
4.1.2 Αποτελέσματα

Η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για τις μετρήσεις είναι η PANalytical X'Pert Pro που βρίσκεται στον Τομέα Φυσικής της Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών (Ε.Μ.Π). Οι μετρήσεις έγιναν υπό σταθερή γωνία πρόσπτωσης (δείγμα και πηγή ακτίνων X παραμένουν σταθερά) και μεταβαλλόμενη γωνία 2θ για τον ανιχνευτή. Αυτή η γεωμετρία είναι ιδανική για πολυκρυσταλλικά και νανοδομημένα υλικά, όπου οι κρυσταλλίτες του υλικού έχουν τυχαίες διευθύνσεις ως προς την επιφάνεια του δείγματος, με αποτέλεσμα, κατά την σάρωση της πηγής και του ανιχνευτή, να ικανοποιείται η παραπάνω συνθήκη για κάθε σετ επιπέδων, όταν ο αντίστοιχος κρυσταλλίτης προσανατολίζεται σε σχέση με την πηγή και τον ανιχνευτή έτσι ώστε να ισχύει ο νόμος της ανάκλασης. Αυτό συμβαίνει σε ένα μικρό ποσοστό κρυσταλλιτών για κάθε σετ επιπέδων, με αποτέλεσμα να παίρνουμε το σύνολο των κορυφών του υλικού.

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων μας φαίνονται στις παρακάτω εικόνες.



Εικόνα 4.2 Φάσμα XRD για νανοσωματίδια fluidMAG-PVA



Εικόνα 4.3 Φάσμα XRD για νανοσωματίδια fluidMAG-ARA

Από τις παραπάνω εικόνες εξάγουμε το γεγονός ότι και τα δύο νανοσωματίδια (fluidMAG-PVA και fluidMAG-ARA) αποτελούνται από οξειδίο του σιδήρου (Fe_3O_4). Μετά από σύγκριση με στοιχεία από τη βάση δεδομένων του λογισμικού που χρησιμοποιήσαμε συμπεραίνουμε ότι οι κορυφές που εμφανίζονται και στα δύο φάσματα αντιστοιχούν στο συγκεκριμένο υλικό. Επίσης παρατηρούμε ότι οι κορυφές δεν είναι γραμμικές αλλά έχουν κάποιο εύρος, στοιχείο το οποίο είναι χαρακτηριστικό για πολυκρυσταλλικά, νανοδομημένα και άμορφα υλικά.

Ένα επιπλέον δεδομένο που μπορούμε να εξάγουμε από τα παραπάνω φάσματα είναι το μέγεθος των μαγνητικών πυρήνων των νανοσωματιδίων (καθώς τα πολυμερικά περιβλήματα PVA και ARA είναι άμορφα και δεν επηρεάζουν το φάσμα του πυρήνα) κάνοντας χρήση της εξίσωσης του Scherrer [9]:

$$t = \frac{K\lambda}{\Gamma \cos \theta} \quad 4-2$$

όπου, t το μέγεθος του κρυσταλλίτη (εδώ του μαγνητικού πυρήνα του νανοσωματιδίου), K μία σταθερά που η τιμή της εξαρτάται από το σχήμα του κρυσταλλίτη (=0.89 για σφαιρικό σχήμα) [9], λ το μήκος κύματος των ακτίνων X

(~1.54Å), Γ το εύρος της κορυφής στο μέσο της συνολικής έντασης της (FWHM) και θ η γωνία Bragg σε rad. Χρησιμοποιώντας στοιχεία από τους παρακάτω πίνακες για το fluidMAG-PVA και fluidMAG-ARA αντίστοιχα μπορούμε να βγάλουμε μία μέση τιμή για το μέγεθος τους. Είναι:

$$\bar{t}_{PVA} = 14.14nm$$

$$\bar{t}_{ARA} = 12.43nm$$

Πίνακας 4.1 Αριθμητικά αποτελέσματα ανάλυσης XRD για το fluidMAG-PVA

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM [°2Th.]	d-spacing [E]	Rel. Int. [%]
30,3091	66,80	0,7872	2,94899	41,38
35,6505	161,42	0,7872	2,51846	100,00
43,2772	25,98	0,5904	2,09067	16,09
56,4855	34,21	0,5904	1,62917	21,20
57,4534	50,83	0,5904	1,60401	31,49
63,0685	88,51	0,5904	1,47404	54,83

Πίνακας 4.2 Αριθμητικά αποτελέσματα ανάλυσης XRD για το fluidMAG-ARA

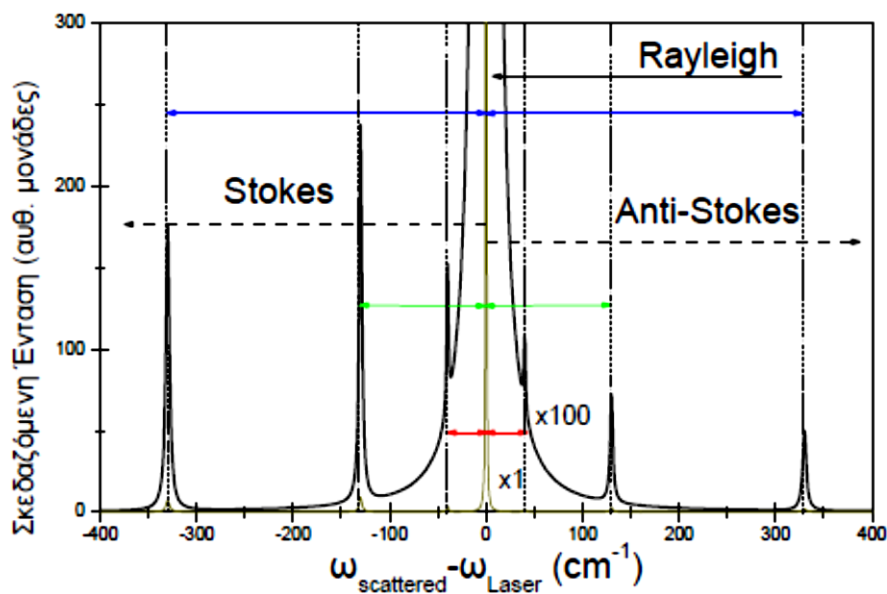
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM [°2Th.]	d-spacing [E]	Rel. Int. [%]
30,2122	226,42	0,5904	2,95823	33,62
35,6007	673,39	0,7872	2,52187	100,00
43,3708	177,31	0,5904	2,08638	26,33
57,2272	173,83	0,7872	1,60981	25,81
62,7988	368,06	0,9840	1,47972	54,66

Από τα αποτελέσματα για τη μέση τιμή του μεγέθους των δύο σωματιδίων μέσω της εξίσωσης του Scherrer παρατηρούμε ότι οι τιμές είναι αρκετά κοντά στα στοιχεία που έχουμε λάβει από την εταιρεία από την οποία αγοράστηκαν τα νανοσωματίδια (Chemicell GmbH).

4.2 ΦΑΣΜΑΤΟΣΚΟΠΙΑ RAMAN

4.2.1 Θεωρία

Η φασματοσκοπία Raman είναι μία μέθοδος μη-ελαστικής σκέδασης φωτός, η οποία παίρνει το όνομά της από το αντίστοιχο φαινόμενο. Κατά το φαινόμενο Raman, (το οποίο παρατηρήθηκε, για πρώτη φορά το 1928, από τους C. V. Raman και K. S. Krishnan και, ανεξάρτητα, από τους G. Landsberg και L. Madelstam, ενώ είχε ήδη προβλεφθεί θεωρητικά από τον A. Smekal), όταν κάποιο υλικό σύστημα (αέριο, υγρό, στερεό, άμορφο ή κρυσταλλικό) ακτινοβολείται με μονοχρωματική ακτινοβολία (συνήθως, από την περιοχή του ορατού φάσματος), τότε η διάχυτη ακτινοβολία, που σκεδάζεται, (σε διευθύνσεις, γενικά, διαφορετικές από τη διεύθυνση πρόσπτωσης, διέλευσης ή ανάκλασης, αλλά όχι απαραίτητα), περιέχει νέες φασματικές περιοχές, (σε συχνότητες, δηλαδή, διαφορετικές από εκείνη της προσπίπτουσας-διεγείρουσας ακτινοβολίας). Ένα φάσμα Raman, στο οποίο καταγράφεται η ένταση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, συναρτήσει της συχνότητας, έχει τη μορφή που φαίνεται όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.4. [10]

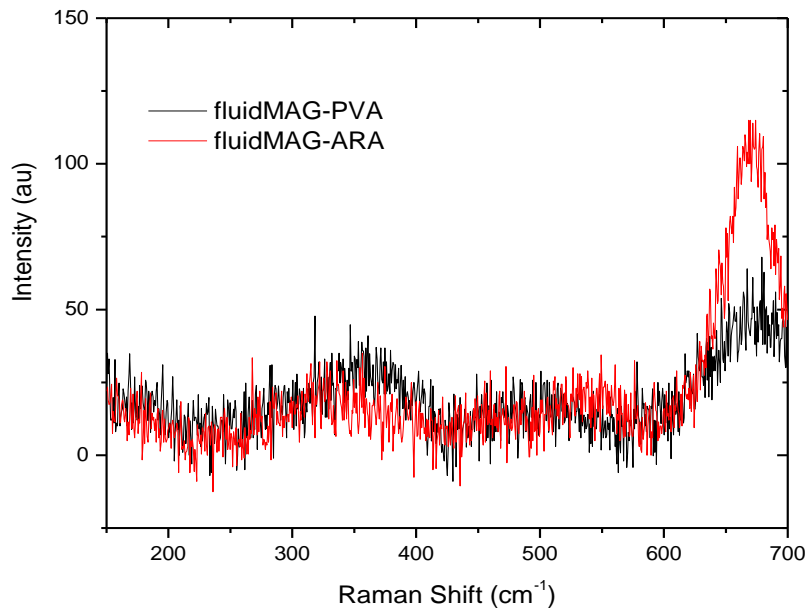


Εικόνα 4.4 Τυπικό φάσμα σκέδασης Raman, στο οποίο φαίνονται η ζώνη ελαστικής σκέδασης (Rayleigh) και οι ζώνες μη-ελαστικής σκέδασης (Stokes και Anti-Stokes).

Στην παραπάνω εικόνα φαίνεται η ζώνη ελαστικής σκέδασης (Rayleigh, στη συχνότητα $\omega_{\text{scattered}} = \omega_{\text{Laser}}$) και οι, κατά πολύ ασθενέστερες, πλευρικές ζώνες που εμφανίζονται σε νέες συχνότητες. Όπως φαίνεται από την εικόνα, οι πλευρικές ζώνες εμφανίζονται ανά δύο σε ίσες αποστάσεις συχνότητας από την διεγείρουσα συχνότητα (ω_{Laser}), ενώ οι εντάσεις τους διαφέρουν. Οι ζώνες που παρατηρούνται σε συχνότητες σκέδασης χαμηλότερες από την συχνότητα διέγερσης ($\omega_{\text{scattered}} - \omega_{\text{Laser}} < 0$) ονομάζονται ζώνες Stokes και έχουν εντάσεις υψηλότερες από τις αντίστοιχες ζώνες, που παρατηρούνται σε συχνότητες σκέδασης υψηλότερες από την συχνότητα διέγερσης ($\omega_{\text{scattered}} - \omega_{\text{Laser}} > 0$) και ονομάζονται ζώνες Anti-Stokes. [\[10\]](#)

4.2.2 Αποτελέσματα

Πραγματοποιήθηκε ανάλυση Micro-Raman σε νανοσωματίδια οξειδίου του σιδήρου (fluidMAG-PVA & fluidMAG-ARA) με δέσμη διέγερσης στα 514.53 nm, 0.5 mW ισχύς λέιζερ, και εστιάζοντας στο 1 μm στην επιφάνεια του δείγματος χρησιμοποιώντας έναν αντικειμενικό φακό 100x. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στον Τομέα Φυσικής της Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών (Ε.Μ.Π) και τα αποτελέσματα φαίνονται στην παρακάτω εικόνα.



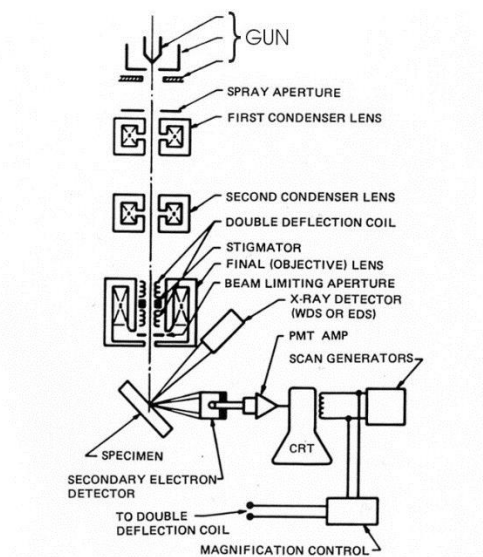
Εικόνα 4.5 Συγκριτική ανάλυση Micro-Raman για νανοσωματίδια fluidMAG-PVA και fluidMAG-ARA.

Από την παραπάνω εικόνα μπορούμε εύκολα να επιβεβαιώσουμε ότι και τα δύο είδη νανοσωματιδίων που εξετάστηκαν αποτελούνται από οξείδιο του σιδήρου (Fe_3O_4). Συγκεκριμένα από τα δύο φάσματα Raman βλέπουμε τη χαρακτηριστική κορυφή για το οξείδιο του σιδήρου στα 670 cm^{-1} αν και η κορυφή για το fluidMAG-PVA είναι ελάχιστα μετατοπισμένη προς τα αριστερά γεγονός όμως το οποίο δεν επηρεάζει το αποτέλεσμά μας. Συγκρίνοντας αυτά τα αποτελέσματα με τα αποτελέσματα από την ανάλυση με περίθλαση ακτίνων Χ των δειγμάτων, μπορούμε να πούμε με μέγιστη βεβαιότητα ότι τα νανοσωματίδια έχουν μαγνητικό πυρήνα από οξείδιο του σιδήρου.

4.3 ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗ ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΑ ΣΑΡΩΣΗΣ (SCANNING ELECTRON MICROSCOPY – SEM)

4.3.1 Θεωρεία

Το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM) χρησιμοποιεί μια εστιασμένη δέσμη ηλεκτρονίων υψηλής ενέργειας για να δημιουργήσει μία ποικιλία σημάτων στην επιφάνεια στερεών δειγμάτων. Τα σήματα που προέρχονται από αλληλεπιδράσεις ηλεκτρονίων-δείγματος αποκαλύπτουν πληροφορίες σχετικά με το δείγμα οι οποίες περιλαμβάνουν την εξωτερική μορφολογία (υφή), τη χημική σύνθεση, την κρυσταλλική δομή και τον προσανατολισμό των υλικών που αποτελούν το δείγμα. Στις περισσότερες εφαρμογές, τα δεδομένα συλλέγονται σε μια επιλεγμένη περιοχή της επιφάνειας του δείγματος, και παράγεται μία δισδιάστατη εικόνα η οποία εμφανίζει χωρικές διακυμάνσεις στις προαναφερθέντες ιδιότητες. Περιοχές που κυμαίνονται από περίπου 5 μm έως 1 cm σε πλάτος μπορούν να απεικονιστούν σε λειτουργία σάρωσης χρησιμοποιώντας συμβατικές τεχνικές SEM (μεγέθυνση που κυμαίνεται από 20x έως περίπου 30.000x και χωρική ανάλυση από 50 nm έως 100 nm). Το SEM είναι επίσης ικανό να εκτελεί αναλύσεις σε επιλεγμένες θέσεις του δείγματος. Αυτή η προσέγγιση είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε ποιοτικό ή ημι-ποσοτικό προσδιορισμό χημικών συνθέσεων (χρησιμοποιώντας Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy - EDS), κρυσταλλικής δομής και προσανατολισμό των κρυστάλλων (χρησιμοποιώντας Electron Backscatter Diffraction - EBSD). Ο σχεδιασμός και η λειτουργία του SEM είναι παρόμοιοι με το Electron probe micro-analyzer (EPMA) και εν γένει υπάρχει σημαντική επικάλυψη στις δυνατότητες των δύο μέσων [[11,12,13](#)].



Εικόνα 4.6 Σχηματική διάταξη ενός ηλεκτρονίου και της οπτικής διάταξης ακτίνων X σε ένα συνδυαστικό σύστημα SEM – EPMA.

Επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια σε ένα SEM μεταφέρουν σημαντικές ποσότητες κινητικής ενέργειας και αυτή η ενέργεια διασκορπίζεται ως μια ποικιλία από σήματα που παράγονται από τις αλληλεπιδράσεις ηλεκτρονίου-δείγματος, όταν τα αλληλεπιδρώντα ηλεκτρόνια επιβραδύνονται στο στερεό δείγμα. Αυτά τα σήματα περιλαμβάνουν δευτερεύοντα ηλεκτρόνια (που παράγουν εικόνες SEM), οπισθοσκεδαζόμενα ηλεκτρόνια, οπισθοσκεδαζόμενα ηλεκτρόνια προερχόμενα από περίθλαση (χρησιμοποιούνται για τον προσδιορισμό της κρυσταλλικής δομής και τον κρυσταλλικό προσανατολισμό των ορυκτών), φωτόνια (χαρακτηριστικές ακτίνες X που χρησιμοποιούνται για στοιχειακή ανάλυση), ορατό φως και θερμότητα. Τα δευτερεύοντα ηλεκτρόνια και τα οπισθοσκεδαζόμενα ηλεκτρόνια χρησιμοποιούνται συνήθως για την απεικόνιση των δειγμάτων: τα δευτερεύοντα ηλεκτρόνια είναι πιο πολύτιμα για την προβολή της μορφολογίας και της τοπογραφίας των δειγμάτων και τα οπισθοσκεδαζόμενα ηλεκτρόνια είναι πιο πολύτιμα για την απεικόνιση αντίθεσης στη σύνθεση πολυφασικών δειγμάτων. Η παραγωγή ακτίνων X οφείλεται σε ανελαστικές σκεδάσεις των ηλεκτρονίων της δέσμης με ηλεκτρόνια διακριτών τροχιακών των ατόμων του δείγματος. Καθώς τα διεγερμένα ηλεκτρόνια των ατόμων επιστρέφουν σε στάθμες χαμηλότερης

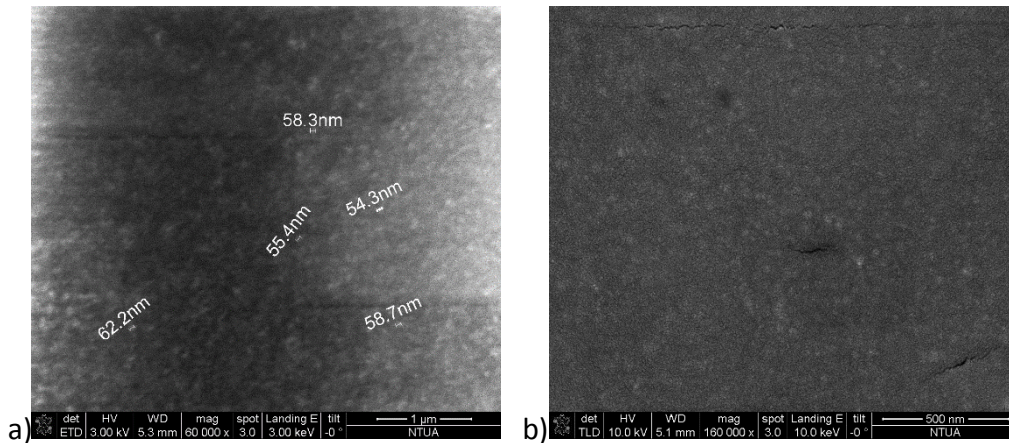
ενέργειας, παράγουν ακτίνες X που έχουν ένα σταθερό μήκος κύματος (το οποίο σχετίζεται με τη διαφορά στα ενεργειακά επίπεδα των ηλεκτρονίων σε διαφορετικές στάθμες για ένα δεδομένο στοιχείο). Έτσι, παράγονται χαρακτηριστικές ακτίνες X για κάθε στοιχείο σε ένα ορυκτό που είναι αποτέλεσμα της διέγερσης από τη δέσμη ηλεκτρονίων. Η ανάλυση SEM θεωρείται «μη καταστρεπτική» δηλαδή, ακτίνες X που παράγονται από τις αλληλεπιδράσεις ηλεκτρονίων δεν οδηγούν σε απώλεια όγκου του δείγματος, έτσι ώστε είναι δυνατόν να αναλυθούν τα ίδια υλικά επανειλημμένα [11,12,13].



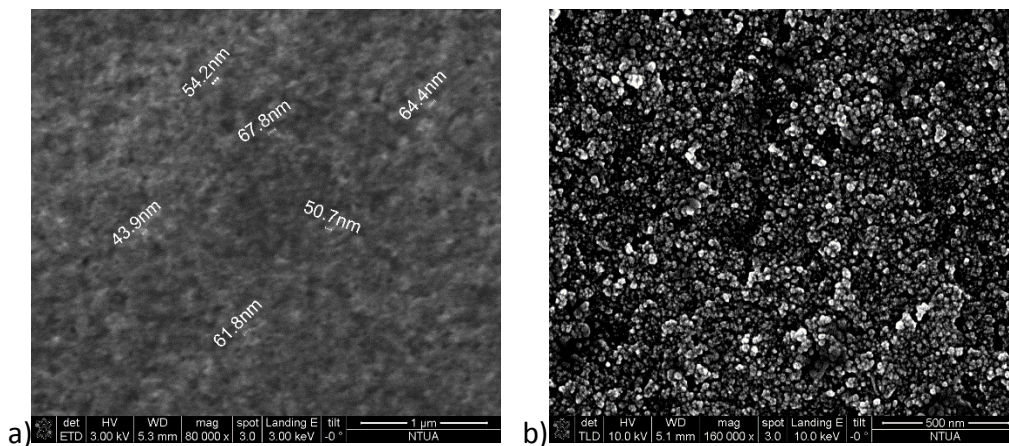
Εικόνα 4.7 Ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης του Τομέα Φυσικής της Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών & Φυσικών Επιστημών (Ε.Μ.Π.), στο οποίο φαίνεται η στήλη των ηλεκτρονίων, ο θάλαμος του δείγματος, ο ανιχνευτής EDS, η ηλεκτρονική κονσόλα και οι οθόνες οπτικής απεικόνισης.

4.3.2 Αποτελέσματα

Η ηλεκτρονική μικροσκοπία σάρωσης πραγματοποιήθηκε στον Τομέα Φυσικής της Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών (Ε.Μ.Π) μετά από κατάλληλη επεξεργασία των δειγμάτων. Οι εικόνες που παρουσιάζονται παρακάτω είναι από μαγνητικά νανοσωματίδια fluidMAG-ARA και fluidMAG-PVA.



Εικόνα 4.8 Εικόνα SEM νοσοσωματιδίων fluidMAG-ARA



Εικόνα 4.9 Εικόνα SEM από νοσοσωματίδια fluidMAG-PVA

Στην εικόνα Εικόνα 4.8 βλέπουμε νοσοσωματίδια fluidMAG-ARA τα οποία φαίνεται να έχουν μία μέση διάμετρο περίπου 57 nm, αρκετά κοντά στην τιμή που μας δώθηκε από την εταιρεία από την οποία αγοράστηκαν (50 nm). Όπως παρατηρούμε από τις εικόνες τα νοσοσωματίδια δεν είναι ιδιαίτερα ευδιάκριτα και αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι κατά τη διάρκεια της απεικόνισης τους φαίνεται να ενώνονται σε ένα ενιαίο στρώμα από σωματίδια και δεν παραμένουν ως ξεχωριστά σωματίδια. Αυτό το γεγονός μπορεί εν μέρει να οφείλεται σε μερική καταστροφή του πολυμερικού στρώματος που περιβάλλει το νοσοσωματίδιο εξαιτίας της δέσμης των ηλεκτρονίων του SEM.

Αντίστοιχα στην Εικόνα 4.9 βλέπουμε νοσοσωματίδια fluidMAG-PVA τα οποία είναι εμφανώς πιο ευδιάκριτα και δεν φαίνεται να προκύπτουν μεγάλες

αλλοιώσεις κατά την απεικόνιση τους. Και στη συγκεκριμένη περίπτωση παρατηρούμε ότι τα νανοσωματίδια έχουν μία μέση διάμετρο περίπου 57 nm (αρκετά κοντά στα 50 nm).

Συμπερασματικά, μπορούμε να πούμε ότι και τα δύο είδη νανοσωματιδίων ταιριάζουν δομικά με τα χαρακτηριστικά τα οποία μας έχει δώσει η εταιρεία (Chemicell GmbH).

4.4 ΥΠΕΡΑΓΩΓΙΜΟ ΜΑΓΝΗΤΟΜΕΤΡΟ ΚΒΑΝΤΙΚΗΣ ΣΥΜΒΟΛΗΣ - SQUID

4.4.1 Θεωρία

Η διάταξη που περιγράφουμε σε αυτή την ενότητα ανήκει στην κατηγορία των συσκευών που είναι γνωστές ως SQUIDs: «υπεραγωγίμα μαγνητόμετρα κβαντικής συμβολής». Τα SQUIDs είναι υπεραγωγίμες συσκευές που μετρούν τη μαγνητική ροή και το σήμα εξόδου που παράγουν είναι τάση. Η μέγιστη ροή που μπορούν να μετρήσουν αυτές οι συσκευές είναι της τάξης του $\sim 10^{-5} \Phi_0$ όπου $\Phi_0 = 2.07 \times 10^{-15}$ weber [14].

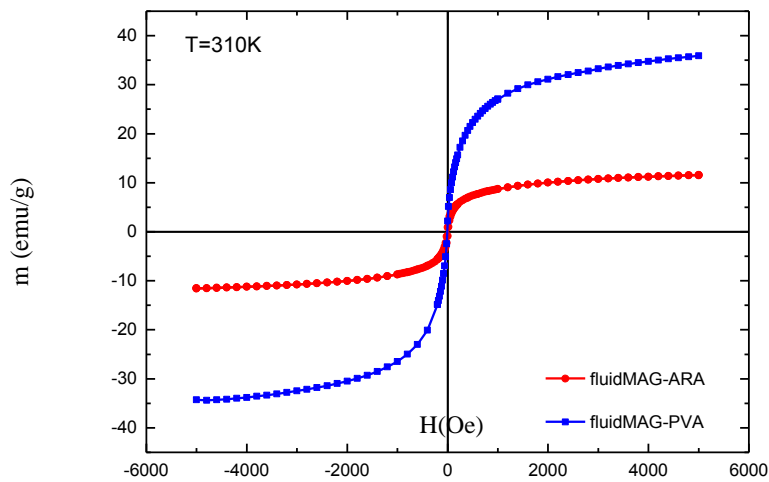
Ένα υπεραγωγίμο μαγνητόμετρο κβαντικής συμβολής βασίζεται στο νόμο του Faraday. Το μαγνητόμετρο SQUID είναι εφοδιασμένο με έναν υπεραγωγίμο μαγνήτη ο οποίος μπορεί να παράγει μαγνητικό πεδίο έως 55 kOe. Η περιοχή θερμοκρασιών που δύναται να πραγματοποιηθούν μετρήσεις είναι από 1.8 K ως 350 K. Το σημαντικότερο εξάρτημα του μαγνητόμετρου SQUID είναι ο αισθητήρας SQUID. Ουσιαστικά ο αισθητήρας SQUID είναι ένας μετατροπέας μαγνητικής ροής σε ηλεκτρική τάση με πολύ μεγάλη διακριτική ικανότητα. Αποτελείται από ένα υπεραγωγίμο δακτύλιο και μία ασθενή επαφή τη λεγόμενη επαφή Josephson (η επαφή αποτελείται από δύο ημιαγωγούς και ένα μονωτή ενδιάμεσά τους) [14].

Οι συσκευές SQUID είναι πολύ ευαίσθητες συσκευές και έχουν πάρα πολύ υψηλό επίπεδο ευαισθησίας, δεδομένου ότι μπορούν να μετρήσουν μαγνητικά πεδία από μία ανθρώπινη καρδιά ή εγγέφαλο με πάρα πολύ μεγάλη ακρίβεια [14].

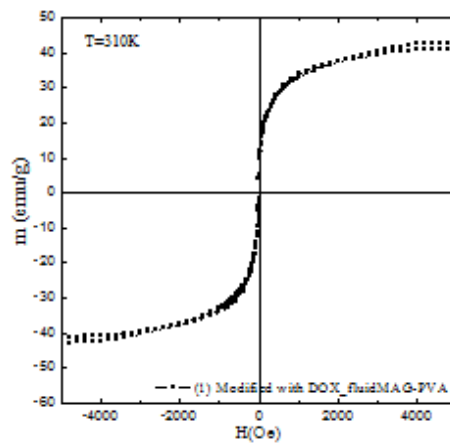
4.4.2 Αποτελέσματα

Πραγματοποιήθηκε μαγνητικός χαρακτηρισμός των νανοσωματιδίων fluidMAG-ARA και fluidMAG-PVA τα οποία ήταν εμπορικά διαθέσιμα. Επίσης έγινε μαγνητικός χαρακτηρισμός νανοσωματιδίων fluidMAG-PVA πάνω στα οποία είχε τοποθετηθεί ο αντικαρκινικός παράγοντας Doxorubicin. Όλες οι μετρήσεις μαγνητικού χαρακτηρισμού πραγματοποιήθηκαν από την ομάδα του Δημοσθένη Σταμόμολου, στον Τομέα Επιστήμης Υλικών του Ε.Κ.Ε.Φ.Ε «Δημόκριτος».

Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις μαγνήτισης συναρτήσει του εφαρμοζόμενου μαγνητικού πεδίου, $M(H)$, στην περιοχή $-5 \text{ kOe} \leq H \leq 5 \text{ kOe}$ σε θερμοκρασία $T = 310 \text{ K}$. Οι μετρήσεις αυτές είχαν ως στόχο τη μελέτη των μαγνητικών ιδιοτήτων των δειγμάτων σε θερμοκρασία που προσομοιώνει εκείνη του ανθρώπινου σώματος. Τα αποτελέσματα δίνονται στις παρακάτω εικόνες.



Εικόνα 4.10 Καμπύλη μαγνήτισης συναρτήσει του μαγνητικού πεδίου για τα νανοσωματίδια fluidMAG-PVA & fluidMAG-ARA.



Εικόνα 4.11 Καμπύλη μαγνήτισης συναρτήσει του μαγνητικού πεδίου για τα νανοσωματίδια fluidMAG-PVA πάνω στα οποία έχει τοποθετηθεί αντικαρκινικό φάρμακο (Doxorubicin).

Από τις δύο παραπάνω εικόνες (Εικόνα 4.10 και Εικόνα 4.11) παρατηρούμε ότι οι καμπύλες, $M(H)$, που προκύπτουν από τις μαγνητικές μετρήσεις, δεν εμφανίζουν υστέρηση. Το αποτέλεσμα αυτό είναι ένα έντονο στοιχείο που υποδειλώνει την υπερπαραμαγνητική φύση των νανοσωματιδίων. Γενικά, μία

τέτοια καμπύλη, χωρίς υστέρηση, θα μπορούσε να προέρχεται και από ένα μαλακό σισηρομαγνητικό υλικό και όχι μόνο από ένα υλικό υπερπαραμαγνητικής φύσης. Στη συγκεκριμένη περίπτωση όμως μπορούμε να είμαστε αρκετά σίγουροι για την υπερπαραμαγνητική συμπεριφορά των δειγμάτων εφόσον γνωρίζουμε εκ των προτέρων το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένα καθώς και το μέγεθος τους. Βασικό στοιχείο που προκύπτει από τις μετρήσεις είναι και το γεγονός ότι τα νανοσωματίδια fluidMAG-PVA εμφανίζουν υψηλότερες τιμές για τη μαγνήτιση κορεσμού και έτσι ίσως είναι ευκολότερη η οδήγηση τους μέσα σε ένα μαγνητικό σύστημα. Επίσης συγκρίνοντας τις δύο εικόνες παρατηρούμε ότι η μαγνήτιση του νανοσωματιδίου, πάνω στο οποίο έχουμε τοποθετήσει αντικαρκινικό φάρμακο, δεν μειώνεται σε σχέση με αυτό που δεν έχει φάρμακο στην επιφάνεια του, χωρίς όμως να είμαστε σίγουροι για το ποσοστό φαρμάκου που έχει τοποθετηθεί στην επιφάνεια των νανοσωματιδίων. Το συγκεκριμένο ζήτημα χρειάζεται περισσότερη διερεύνηση.

Σε επόμενο στάδιο με τη βοήθεια των μετρήσεων και των αποτελεσμάτων τους είμαστε σε θέση να υπολογίσουμε τη μαγνητική διαπερατότητα, μ , και τη μαγνητική επιδεκτικότητα, χ , των νανοσωματιδίων. Ο συγκεκριμένος υπολογισμός έγινε για τα νανοσωματίδια fluidMAG – ARA. Για τον υπολογισμό μετρήσαμε την κλίση της εφαπτομένης στην καμπύλη μαγνήτισης ευθεία η οποία περνάει από την αρχή των αξόνων και η τιμή της είναι η μαγνητική επιδεκτικότητα, χ , η οποία βρέθηκε:

$$\chi = 0.1$$

Όπως παρατηρούμε η τιμή του χ είναι αδιάστατη εφόσον ο υπολογισμοί έγιναν στο S.I. (διεθνές σύστημα μονάδων). Κάνοντας χρήση του τύπου $\mu = 1 + 4\pi\chi$ βρίσκουμε τη μαγνητική διαπερατότητα των σωματιδίων:

$$\mu = 2.25$$

Καταλήγοντας, μπορούμε να πούμε ότι οι μαγνητικές ιδιότητες των νανοσωματιδίων είναι αρκετά κοντά με αυτές που είχαν προβλεφθεί θεωρητικά.

5. ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΟΔΗΓΗΣΗ ΝΑΝΟΣΩΜΑΤΙΔΙΩΝ

5.1 ΣΥΣΤΗΜΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΟΔΗΓΗΣΗΣ – ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ

5.1.1 Εισαγωγή

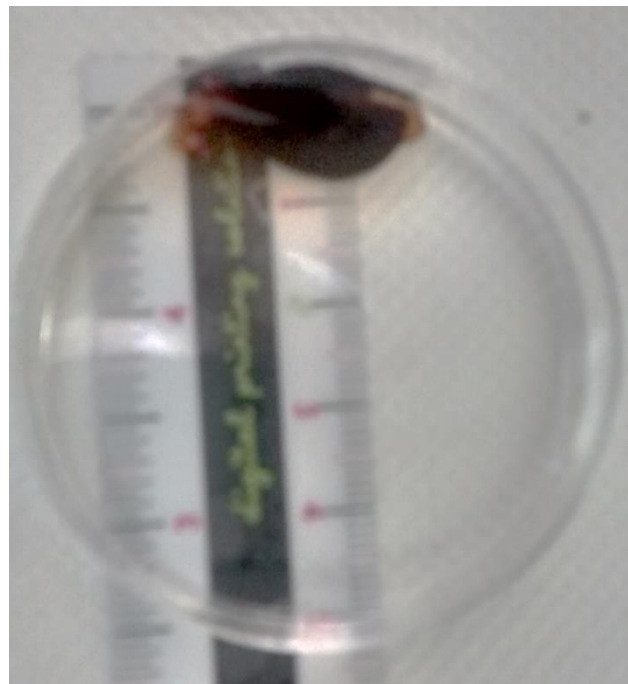
Στα προηγούμενα κεφάλαια παρουσιάστηκε όλο το θεωρητικό υπόβαθρο του μαγνητισμού στη νανοκλίμακα καθώς και οι ιδιότητες των μαγνητικών νανοσωματιδίων. Έπειτα έγινε αγορά και χαρακτηρισμός νανοσωματιδίων με μαγνητικό πυρήνα από οξείδιο του σιδήρου. Τα σωματίδια χαρακτηρίστηκαν με κατάλληλες μεθόδους προς διερεύνηση και επιβεβαίωση των χαρακτηριστικών και των ιδιοτήτων τους.

Παράλληλα πραγματοποιήθηκαν προσομοιώσεις μαγνητικών πεδίων που δημιουργούνται από ποικίλα προτεινόμενα μαγνητικά συστήματα και έγιναν υπολογισμοί των μαγνητικών δυνάμεων που δημιουργούνται σε κάθε περίπτωση πάνω σε ένα μοναδικό μαγνητικό νανοσωματίδιο και με σκοπό τη γενίκευση των αποτελεσμάτων για μεγάλο αριθμό σωματιδίων.

Συγκεντρώνοντας λοιπόν τα αποτελέσματα από όλες τις προαναφερθέντες διαδικασίες είμαστε σε θέση να σχεδιάσουμε και να υλοποιήσουμε την βέλτιστη πειραματική διάταξη που θα χρησιμοποιηθεί για την οδήγηση των μαγνητικών νανοσωματιδίων η οποία θα αποτελείται εν γένει από τρία μέρη, το μικροροϊκό σύστημα, το σύμπλεγμα μαγνητών και το οπτικό σύστημα για την απεικόνιση και παρακολούθηση του πειράματος. Η διάταξη θα παρουσιασθεί αναλυτικά παρακάτω.

5.1.2 Διερεύνηση Της Απόκρισης Των Νανοσωματιδίων Σε Μαγνητικό Πεδίο

Πριν την υλοποίηση και χρήση της πειραματικής διάταξης στην οποία καταλήξαμε για την οδήγηση των μαγνητικών νανοσωματιδίων είναι απαραίτητη μία πρώτη διερεύνηση της απόκρισής τους σε ένα απλό μαγνητικό πεδίο. Σε αυτό το στάδιο έχουμε πραγματοποιήσει μετρήσεις χρησιμοποιώντας μία ποσότητα νανοσωματιδίων τοποθετημένα σε τρυβλίο το οποίο περιέχει νερό όπως φαίνεται στην Εικόνα 5.1.



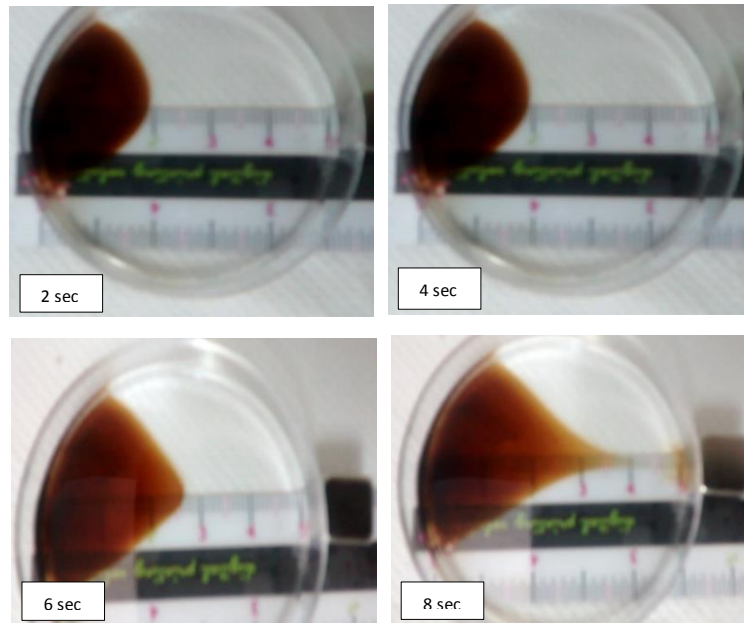
Εικόνα 5.1 Νανοσωματίδια fluidMAG-ARA σε τρυβλίο με νερό.

Το τρυβλίο το οποίο χρησιμοποιήσαμε έχει διάμετρο $d = 50 \text{ mm}$ και έχει τοποθετηθεί πάνω σε βαθμονομημένο χάρακα. Εντός του τρυβλίου βάλαμε νερό ποσότητας 10 mL και μία ποσότητα διαλύματος νανοσωματιδίων fluidMAG-ARA (νανοσωματίδια και νερό) 0.05 mL, τα οποία τοποθετήθηκαν με τέτοιο τρόπο ώστε να βρίσκονται συγκεντρωμένα στη μία πλευρά του τρυβλίου όπως φαίνεται στην παραπάνω εικόνα. Σε αυτό το στάδιο υπολογίσαμε τη συγκέντρωση των

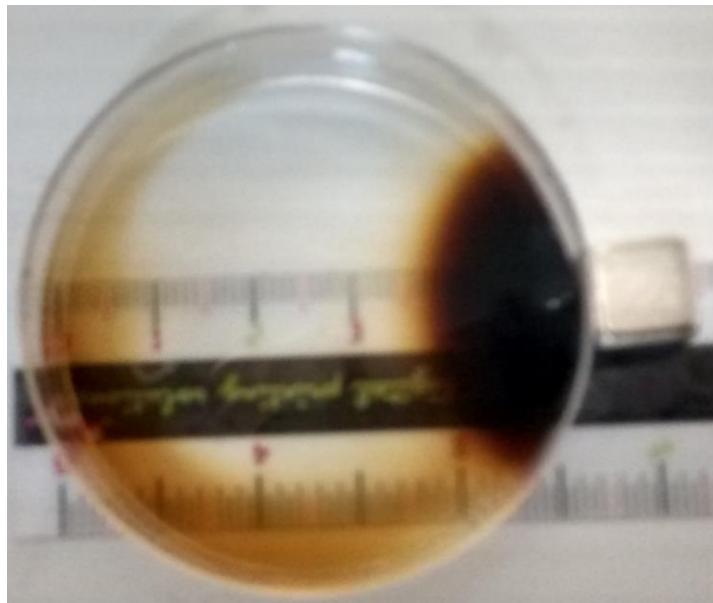
νανοσωματιδίων η οποία είναι 0.65×10^{13} σωματίδια/mL. Σημειώνουμε εδώ ότι η μέγιστη συγκέντρωση νανοσωματιδίων που μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε για εφαρμογές όπως είναι η στοχευμένη θεραπεία είναι περίπου 14×10^{16} σωματίδια/mL, οπότε θα μπορούσαμε να αυξήσουμε και άλλο την ποσότητα νανοσωματιδίων για τις πειραματικές μας διαδικασίες, μελλοντικά.

Σε επόμενο στάδιο, τοποθετήσαμε στην πλευρά που δεν υπάρχουν νανοσωματίδια ένα μικρό μόνιμο μαγνήτη με σκοπό την έλξη των σωματιδίων προς αυτή την πλευρά. Ο μαγνήτης που χρησιμοποιήθηκε ήταν ένας κυβικός μαγνήτης διαστάσεων 10 mm x 10 mm x 10 mm, από κράμα NdFeB, κλάσης N42. Κατά τη διάρκεια του πειράματος, μετρήθηκε ο χρόνος που τα σωματίδια χρειάστηκαν για να διασχίσουν την απόσταση των 50 mm και ο χρόνος που χρειάστηκαν για να μαζευτούν σχεδόν συνολικά στην περιοχή του μαγνήτη. Έπειτα έγινε ένας υπολογισμός της μέσης ταχύτητας που ανέπτυξαν.

Στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 5.2) φαίνονται τα στάδια της κίνησης των νανοσωματιδίων από την εφαρμογή του μαγνητικού πεδίου μέχρι τη στιγμή που το μέτωπο των σωματιδίων ακουμπάει την πλευρά του τρυβλίου πάνω στην οποία εφάπτεται ο μαγνήτης. Στην Εικόνα 5.3 απεικονίζεται η πλήρης συλλογή των νανοσωματιδίων κοντά στον μόνιμο μαγνήτη.



Εικόνα 5.2 Σταδιακή κίνηση νανοσωματιδίων fluidMAG-ARA μέσα σε τρυβλίο, το οποίο περιέχει νερό, υπό την επήρεια εξωτερικού μαγνητικού πεδίου.



Εικόνα 5.3 Σχεδόν πλήρης συλλογή των νανοσωματιδίων μπροστά από τον μόνιμο μαγνήτη.

Μετά το πέρας των πειραμάτων και εφόσον έχουμε μετρήσει τη διάρκεια της κίνησης των νανοσωματιδίων είμαστε σε θέση να υπολογίσουμε τη μέση ταχύτητα που ανέπτυξαν τα σωματίδια μέσα στο νερό. Μετά από υπολογισμούς

βρήκαμε μία μέση τιμή της ταχύτητας, $u = 6.3 \text{ mm/sec}$. Επίσης, η πλήρης συλλογή των σωματιδίων μπροστά από το μαγνήτη έγινε περίπου σε χρόνο, $t = 2.5 \text{ mins}$. Για να είμαστε σίγουροι για τα αποτελέσματα επαναλάβαμε τις μετρήσεις αρκετές φορές καταλήγοντας σε μία μέση ταχύτητα, $\bar{u} = 3.775 \text{ mm/sec}$ και ένα μέσο χρόνο για τη συνολική τους συλλογή, $\bar{t} = 7.86 \text{ mins}$. Έχοντας υπόψιν τα παραπάνω δεδομένα και κάνοντας χρήση του τύπου για την υδροδυναμική δύναμη ενός ρευστού [3]:

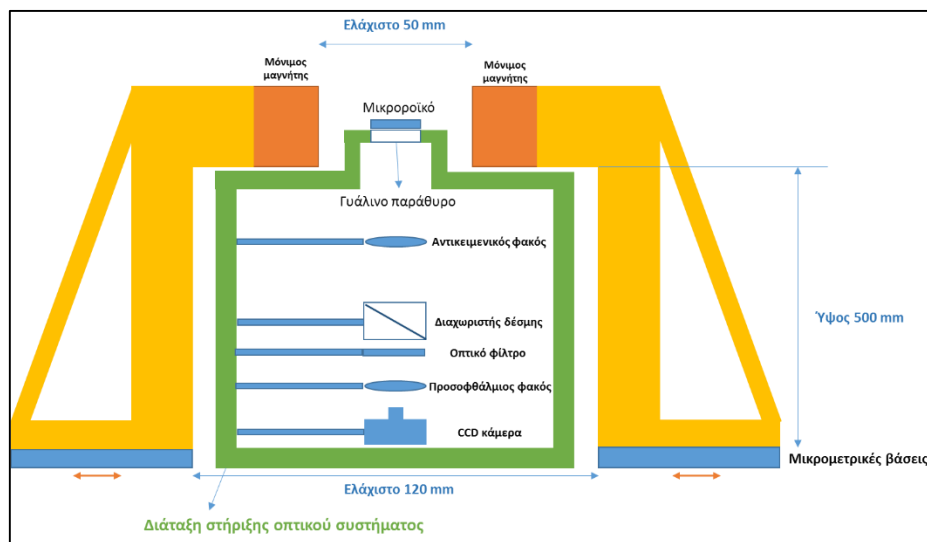
$$F_d = 6\pi\eta R\Delta u \quad 5-1$$

όπου η το δυναμικό ιξώδες του ρευστού ($\eta = 1.002 \times 10^{-3} \text{ Ns/m}^2$ [19]), R η ακτίνα του νανοσωματιδίου και $\Delta u = u_m - u_w$ η διαφορά ταχυτήτων του νανοσωματιδίου και του νερού είμαστε σε θέση να υπολογίσουμε κατά προσέγγιση τις δυνάμεις που ασκούνται στα σωματίδια. Εξισώνοντας την F_d με την μαγνητική δύναμη, F_m , και αφού μηδενίσουμε την ταχύτητα του νερού, εφόσον δεν έχουμε ροή, μπορούμε να βρούμε την τιμή της μαγνητικής δύναμης. Κάνοντας λοιπόν τους υπολογισμούς καταλήγουμε ότι έχουμε μία στατιστική μέση τιμή για τη μαγνητική δύναμη, $\overline{F_m} = 1.79 \times 10^{-9} \text{ N}$. Η τιμή αυτή της δύναμης θα πρέπει να επαναυπολογισθεί αρκετές φορές σε μελλοντικά πειράματα, χωρίς όμως να είμαστε σίγουροι για την εγκυρότητα των υπολογισμών εφόσον δεν είμαστε σε θέση να γνωρίζουμε ακριβώς το είδος της κίνησης που εκτελούν τα σωματίδια μέσα στο ρευστό.

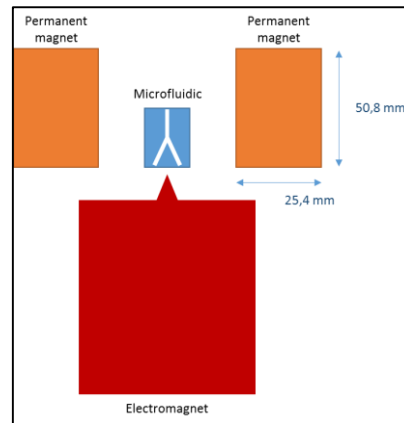
Μελλοντικά θα είναι απαραίτητο να πραγματοποιηθούν παρόμοιες μετρήσεις κίνησης νανοσωματιδίων σε διάφορα μέσα εκτός του νερού τα οποία θα έχουν μεγαλύτερο ιξώδες, με σκοπό τη γενίκευση των αποτελεσμάτων και την ορθή χρήση τους σε *in vivo* εφαρμογές.

5.1.3 Ανάλυση Συνολικής Πειραματικής Διάταξης

Κάνοντας χρήση και των τελευταίων αποτελεσμάτων για την απόκριση των νανοσωματιδίων σε ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο και της χαρτογράφησης του μαγνητικού πεδίου του ηλεκτρομαγνήτη, είμαστε σε θέση να υλοποιήσουμε την πειραματική διάταξη όπως αναφέρεται στην παράγραφο [5.1.1](#). Στις δύο παρακάτω εικόνες φαίνεται διαγραμματικά η πλάγια όψη και η κάτοψη αντίστοιχα της πειραματικής διάταξης η οποία αποτελείται, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, από ένα μικροροϊκό σύστημα, ένα σύμπλεγμα μαγνητών (μόνιμοι μαγνήτες NdFeB και ένας ηλεκτρομαγνήτης) και από ένα οπτικό σύστημα καταγραφής και απεικόνισης.



Εικόνα 5.4 Πλάγια όψη διάταξης στήριξης μόνιμων μαγνητών, μικροροϊκού και οπτικού συστήματος



Εικόνα 5.5 Κάτοψη βασικής διάταξης

Από την Εικόνα 5.4 βλέπουμε ότι οι δύο μόνιμοι μαγνήτες που θα χρησιμοποιηθούν για την παραγωγή του ομογενούς μαγνητικού πεδίου βρίσκονται πάνω σε βάσεις οι οποίες θα είναι τοποθετημένες πάνω σε μικρομετρικές βάσεις με δυνατότητα κίνησης. Θα είναι NdFeB μαγνήτες, κλάσης N40, διαστάσεων 50.8 mm x 50.8 mm x 20.4 mm, θα βρίσκονται σε ύψος $H = 500$ mm πάνω από το τραπέζι στήριξης και θα τοποθετηθούν με τέτοιο τρόπο ώστε να έχουν αντίθετους πόλους (ακριβώς όπως χρησιμοποιήθηκαν για τις προσομοιώσεις στο κεφάλαιο 3). Ενδιάμεσα από τους δύο μαγνήτες θα τοποθετηθεί πάνω σε κατάλληλη βάση το μικροροϊκό σύστημα και μπροστά από αυτό θα τοποθετηθεί ο ηλεκτρομαγνήτης ο οποίος θα παράγει τις βαθμίδες του μαγνητικού πεδίου στο επίπεδο του μικροροϊκού. Ο ηλεκτρομαγνήτης επίσης θα έχει τα ίδια χαρακτηριστικά με εκείνου που χρησιμοποιήθηκε για τις τελευταίες προσομοιώσεις του 3^{ου} κεφαλαίου. Το τελευταίο αυτό κομμάτι της διάταξης φαίνεται καλύτερα στην Εικόνα 5.5 και μία πρώτη εικόνα του μικροροϊκού δίνεται στην Εικόνα 5.6.



Εικόνα 5.6 Μικροροϊκό σύστημα το οποίο θα χρησιμοποιηθεί στην πειραματική διάταξη για προσομοίωση ενός αιμοφόρου αγγείου.

Κάτω από το επίπεδο στο οποίο βρίσκεται το μαγνητικό σύστημα θα κατασκευασθεί, όπως προαναφέρθηκε, ένα οπτικό σύστημα για καταγραφή και απεικόνιση των πειραμάτων. Αυτό θα αποτελείται από μία φωτεινή πηγή η οποία θα είναι είτε μία λάμπα αλογόνου ή ένα LED λευκού φωτός υψηλής ενέργειας και μπροστά από αυτή θα μπορούμε να τοποθετούμε κατάλληλα φίλτρα με σκοπό τη μετατροπή του συστήματος σε μικροσκόπιο φθορισμού. Το σύστημα θα έχει επίσης ένα διχρωμικό φακό όπου στην περίπτωση μας θα είναι ένας διαχωριστής δέσμης με κατάλληλο φακό συγκεκριμένης επίστρωσης ούτως ώστε να ρυθμίζει την ανακλαστικότητα και την διέλευση της δέσμης. Τέλος το σύστημα θα έχει μία κάμερα CCD, έναν αντικειμενικό φακό και ένα προσοφθαλμιο φακό όπως φαίνεται και στο σχέδιο της Εικόνα 5.4. Ο αντικειμενικός φακός θα εστιάζει την φωτεινή δέσμη στο σημείο παρατήρησης και θα συλλέγει την σκεδαζόμενη από αυτό δέσμη. Θα είναι Plano Convex με εστιακή απόσταση 100 ή 50 mm. Ο προσοφθάλμιος θα είναι και αυτός Plano Convex και θα συλλέγει τη δέσμη από τον αντικειμενικό φακό και θα την προβάλλει στον αισθητήρα της CCD κάμερας (detector) που θα χρησιμοποιηθεί για την καταγραφή των πειραμάτων.

Τελικώς, η διάταξη, όπως περιγράφηκε συνολικά στις παραπάνω παραγράφους, θα χρησιμοποιηθεί ως το μαγνητικό σύστημα για την οδήγηση των μαγνητικών νανοσωματιδίων με τέτοιο τρόπο ώστε να προσομοιώνει ένα σύστημα MRI και με τελικό σκοπό την επιτυχημένη παράδοση φαρμακευτικού παράγοντα σε καρκινώματα και τη στοχευμένη θεραπεία τους. Φυσικά κατά τη διάρκεια των πειραμάτων θα υπάρχουν περιθώρια για προσαρμογή της διάταξης με σκοπό τη βέλτιστη αποτελεσματικότητά της για τις απαιτούμενες εφαρμογές.

5.2 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΟΙ ΣΤΟΧΟΙ

Μετά από αρκετές, επαναλαμβανόμενες προσομοιώσεις σε διάφορα μαγνητικά συστήματα προς μελέτη του μαγνητικού πεδίου που δημιουργείται σε κάθε περίπτωση αλλά και της δύναμης που αυτά ασκούν πάνω σε ένα μαγνητικό νανοσωματίδιο, καταλήξαμε στη καλύτερη δυνατή διάταξη ικανή να χρησιμοποιηθεί σε μελλοντικές εφαρμογές στην οδήγηση μαγνητικών νανοσωματιδίων. Το μαγνητικό σύστημα εν συνεχεία σχεδιάστηκε ούτως ώστε να προσομοιώνει εκείνο ενός συστήματος μαγνητικής τομογραφίας.

Παράλληλα πραγματοποιήθηκε μελέτη και χαρακτηρισμός των νανοσωματιδίων fluidMAG-ARA και fluidMAG-PVA, τα οποία ήταν εμπορικά διαθέσιμα, τα χαρακτηριστικά των οποίων χρησιμοποιήθηκαν ως παράμετροι στις προσομοιώσεις για τον υπολογισμό της μαγνητικής δύναμης.

Βασική παράμετρος για τον τελικό σχεδιασμό και υλοποίηση της πειραματικής διάταξης ήταν η μελέτη της απόκρισης των νανοσωματιδίων σε απλά μαγνητικά πεδία, κυρίως παραγόμενα από μόνιμους μαγνήτες, με σκοπό τη μελλοντική επιτυχή χειραγώγησή τους εντός του τελικού πειραματικού συστήματος.

Εν γένει, μπορούμε να καταλήξουμε ότι τα στοιχεία που συλλέξαμε από το λογισμικό των προσομοιώσεων, από το χαρακτηρισμό των σωματιδίων αλλά και τις πρώτες δοκιμές της κίνησής τους υπό την επήρεια εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, μας οδηγούν στο συμπέρασμα ότι η χειραγώγηση μαγνητικών νανοσωματιδίων είναι εφικτή και με κατάλληλες πειραματικές συνθήκες θα είναι επιτυχής.

Μελλοντικός στόχος της συγκεκριμένης έρευνας θα είναι η κατάλληλη ενεργοποίηση των νανοσωματιδίων με φαρμακευτικό αντικαρκινικό παράγοντα καθώς και με ειδικούς υποδοχείς που θα αναγνωρίζουν συγκεκριμένα καρκινικά κύτταρα και εν συνεχεία, η οδήγησή τους, με τη βοήθεια του μαγνητικού συστήματος που σχεδιάστηκε, σε *in vitro* και *in vivo* περιβάλλον. Τελικός στόχος της έρευνας θα είναι, μετά από κατάλληλες προσαρμογές, η οδήγηση των



νανοσωματιδίων από ένα σύστημα μαγνητικής τομογραφίας με τη δυνατότητα της ταυτόχρονης παρατήρησής τους.



6. ΑΝΑΦΟΡΕΣ

1. Vijay K. Varadan, Linfeng Chen, Jining Xie, **“Nanomedicine. Design and Applications of Magnetic Nanomaterials, Nanosensors and Nanosystems”**, 2008, John Wiley & Sons, Ltd
2. Manuel Arruebo, Rodrigo Fernandez-Pacheco, M. Ricardo Ibarra, Jesus Santamaria, **“Magnetic nanoparticles for drug delivery”**, NANOTODAY June 2007, Vol 2, Number 3
3. Q A Pankhurst, J Connolly, S K Jones and J Dobson, **“Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine”**, J. Phys. D: Appl. Phys. 36 (2003) R167–R181
4. Subhankar Bedanta and Wolfgang Kleemann, **“Superparamagnetism”**, J. Phys. D: Appl. Phys. 42 (2009) 013001 (28pp)
5. Christoph Alexiou, Dirk Diehl, Peter Henninger, Heinrich Iro, Rudolf Röckelein, Wolfgang Schmidt, and Horst Weber, **“A High Field Gradient Magnet for Magnetic Drug Targeting”**, IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, VOL. 16, NO. 2, JUNE 2006
6. Jeffrey H. Leach, **Master of Science Thesis “Magnetic Targeted Drug Delivery”**, Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University, February 2003, Blacksburg, VA
7. D.W. Carnegie and J. Timpf, **“Characterizing permanent magnet blocks with Helmholtz Coils”**, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A319 (1992) 97-99, North-Holland
8. Jean Susini, **“X-ray optics & X-ray microscopies: new challenges”**, European Synchrotron Radiation Facility
9. J. I. Langford and A. J. C. Wilson, **“Scherrer after Sixty Years: A Survey and Some New Results in the Determination of Crystallite Size”**, J. Appl. Cryst. Vol. 11 (1978) pp.102-113.
10. W. H. Weber, R. Merlin, **“Raman Scattering in Materials Science”**, Springer, Berlin, 2000.
11. Egerton, R. F., **“Physical principles of electron microscopy : an introduction to TEM, SEM, and AEM”**, (2005), Springer, 202
12. Clarke, A. R., **“Microscopy techniques for materials science”**, (2002), CRC Press (electronic resource)
13. Goldstein, J., **“Scanning electron microscopy and x-ray microanalysis”**, (2002), Kluwer Academic/Plenum Publishers, 689 p.
14. G. Aviv, **“SQUIDS- Superconducting Quantum Interference Devices”**, Department of Physics, Ben-Gurion University of the Negev, Experimental physics course (2008)



15. Anne-Laure Gassner, M_elanie Abonnenc, Hong-Xu Chen, Jacques Morandini,^c Jacques Jossierand, Joel S. Rossier, Jean-Marc Busnel^a and Hubert H. Girault, **“Magnetic forces produced by rectangular permanent magnets in static microsystems”**, Lab Chip, 2009, 9, 2356–2363 | 2363
16. Panagiotis Vartholomeos, Matthieu Fruchard, Antoine Ferreira and Constantinos Mavroidis, **“MRI-guided nanorobotic systems for therapeutic and diagnostic applications”**
17. Panagiotis Vartholomeos, Suleyman S. Aylak, Constantinos Mavroidis, **“Computational studies of controlled nanoparticle agglomerations for mri-guided nanorobotic drug-delivery systems”**
18. Venkatasubramaniam S Kalambur, BumsooHan, Bruce E Hammer, Thomas W Shield³ and John C Bischof, **“In vitro characterization of movement, heating and visualization of magnetic nanoparticles for biomedical applications”**, Nanotechnology 16 (2005) 1221–1233
19. http://www.engineeringtoolbox.com/water-dynamic-kinematic-viscosity-d_596.html
20. Pakatip Ruenraroengsak, Janice M. Cook, Alexander T. Florence, **“Nanosystem drug targeting: Facing up to complex realities”**, Journal of Controlled Release 141 (2010) 265–276
21. Beata Chertok, Allan E. David, Victor C. Yang, **“Brain tumor targeting of magnetic nanoparticles for potential drug delivery: Effect of**
22. **administration route and magnetic field topography”**, Journal of Controlled Release 155 (2011) 393–399
23. James A. Ritter, Armin D. Ebner, Karen D. Daniel, Krystle L. Stewart, **“Application of high gradient magnetic separation principles to magnetic drug targeting”**, Journal of Magnetism and Magnetic Materials 280 (2004) 184–201
24. Benjamin Shapiro, **“Towards dynamic control of magnetic fields to focus magnetic carriers to targets deep inside the body”**, Journal of Magnetism and Magnetic Materials 321 (2009) 1594–1599
25. A. Nacev, C. Beni, O. Bruno, B. Shapiro, **“The behaviors of ferromagnetic nano-particles in and around blood vessels under applied magnetic fields”**, Journal of Magnetism and Magnetic Materials 323 (2011) 651–668
26. S. Nishijima, F. Mishima, T. Terada, S. Takeda, **“A study on magnetically targeted drug delivery system using superconducting magnet”**, Physica C 463–465 (2007) 1311–1314
27. S. Fukui, R. Abe, J. Ogawa, T. Oka, M. Yamaguchi, T. Sato, H. Imaizumi, **“Study on optimization design of superconducting magnet for magnetic force assisted drug delivery system”**, Physica C 463–465 (2007) 1315–1318



28. Y. Hirota, Y. Akiyama, Y. Izumi, S. Nishijima, **“Fundamental study for development magnetic drug delivery system”**, Physica C 469 (2009) 1853–1856
29. Kevin Kendall, Maria R. Kosseva, **“Nanoparticle aggregation influenced by magnetic fields”**, Colloids and Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects 286 (2006) 112–116
30. B. Hallmark, N. J. Darton, T. James, P. Agrawal, N. K. H. Slater, **“Magnetic field strength requirements to capture superparamagnetic nanoparticles within capillary flow”**, J Nanopart Res (2010) 12:2951–2965