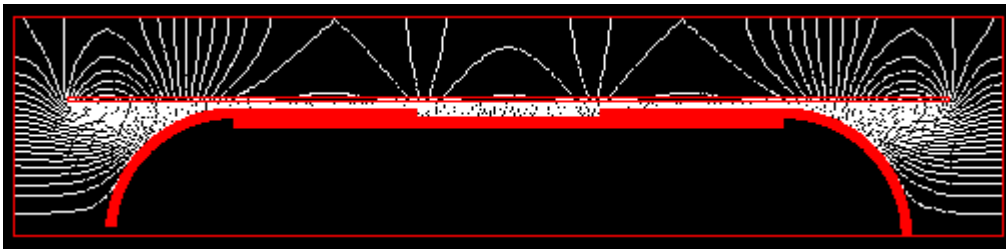


ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΥΤΟΜΑΤΙΣΜΟΥ



«ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΥΠΕΡΑΓΩΓΙΜΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΘΩΡΑΚΙΣΗΣ
ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ»



ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΚΑΣΤΑΝΗΣ ΛΟΥΚΑΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ:
ΧΡΙΣΤΟΦΟΡΟΥ ΕΥΑΓΓΕΛΟΣ

2011

Copyright © LOUKAS KASTANIS

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Το βιβλίο έχει χωριστεί σε δύο τμήματα. Στο πρώτο κεφάλαιο, που αποτελεί το θεωρητικό μέρος, γίνεται ανάλυση κάποιων εφαρμογών των υπεραγωγών με έμφαση σε ιατρικά θέματα, λόγω του ότι και ο απώτερος σκοπός της εργασίας είναι η ανίχνευση καρκίνου στον οργανισμό, όπου πειραματικά γίνεται πάνω σε ποντίκια. Στο κεφάλαιο αυτό αναλύονται η κλινική χρήση των SQUID με τεχνικές P-MRI και P-MRS, καθώς και υπεραγωγοί υψηλών συχνοτήτων ως πηγές terahertz. Στο δεύτερο κεφάλαιο, που είναι το πειραματικό μέρος, γίνεται πλήρης περιγραφή της γεωμετρίας, που θέλουμε να κατασκευάσουμε με εικόνες 3D. Αναλύονται τα βήματα, που έγιναν για να φτάσουμε στην επίλυση στην οποία ελέγχουμε το κατά πόσο αυτή η κατασκευή είναι θωρακισμένη ως προς το μαγνητικό πεδίο, όπου δείχνουμε αρκετές εικόνες από τα αποτελέσματα, που μας έδωσε το ANSYS. Και τελικά ακολουθούν τα συμπεράσματα, που προέκυψαν από αυτήν την μελέτη.

ABSTRACT

The book is divided into two sections. In the first chapter, which is the theoretical part, there is an analysis of some applications of superconductors with emphasis on medical issues, because the ultimate aim of work is the scouting of cancer in the organs of body. The experimentation is becoming with the help of mice. In this chapter are analyzed the clinical use of SQUID with the techniques of P-MRI and P-MRS, and superconductors as high frequency sources of terahertz. In the second chapter, which is the experimental part, it events a total description of geometry, which we want to construct it in 3D images. Are analyzed the steps which were taken to get to the solution, in which we are testing whether this structure is shielded in the magnetic field, where we show several pictures of the results that the ANSYS gave us. And finally, are following the conclusions which were drawn from this study.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	4
1. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	4
1.1 Κάποιες σύγχρονες και μελλοντικές εφαρμογές υπεραγωγών υψηλών θερμοκρασιών	4
1.1.1 Εισαγωγή.....	4
1.1.2 Κλινική χρήση του Superconducting Quantum Interference Device (SQUID).....	5
1.1.2.1 Proton Magnetic Resonance Imaging (P-MRI) για ιατρική διάγνωση	7
1.1.2.2 Proton Magnetic Resonance Spectroscopy (P-MRS)	9
1.1.2.3 In vivo πειραματική ανίχνευση της τραυματικής βλάβης του μαλακού εγκεφάλου (Mild Traumatic Brain Injury - MTBI) με τη βοήθεια του Proton Magnetic Resonance Imaging (P-MRI) και Proton Magnetic Resonance Spectroscopy (P-MRS)	10
1.1.2.4 Συμπεράσματα	15
1.1.3 Υπεραγωγοί υψηλών θερμοκρασιών ως μια νέα πηγή terahertz.	15
1.1.3.1 Cuprates υδραργύρου ως μια εγγενής πηγή κυμάτων terahertz.	17
1.1.3.2 Συνοπτικά συμπεράσματα για εγγενείς πηγές κυμάτων terahertz cuprate υδραργύρου	19
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	20
2. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	20
2.1 ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗΣ	20
2.2 ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ	20
2.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	31
2.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	60

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1.1 Κάποιες σύγχρονες και μελλοντικές εφαρμογές υπεραγωγών υψηλών θερμοκρασιών

1.1.1 Εισαγωγή

Οι υπεραγωγοί υψηλών θερμοκρασιών (High temperature superconductors - HTS) έχουν ένα ευρύ φάσμα πολύ ευαίσθητων και αξιόπιστων προηγμένων τεχνολογικών εφαρμογών. Στη συνέχεια θα αναφερθούν μερικά παραδείγματα σύγχρονων και μελλοντικών χρήσεων των υπεραγωγών όπως *in vivo* μετρήσεις στην ιατρική, terahertz εξοπλισμοί για τα συστήματα ασφαλείας, κβαντικές τελείες επονομαζόμενες “qubit” με εφαρμογές στους κβαντικούς υπολογιστές, Θερμόμετρα (bolometers) για διαστημικές έρευνες θα εξεταστούν.

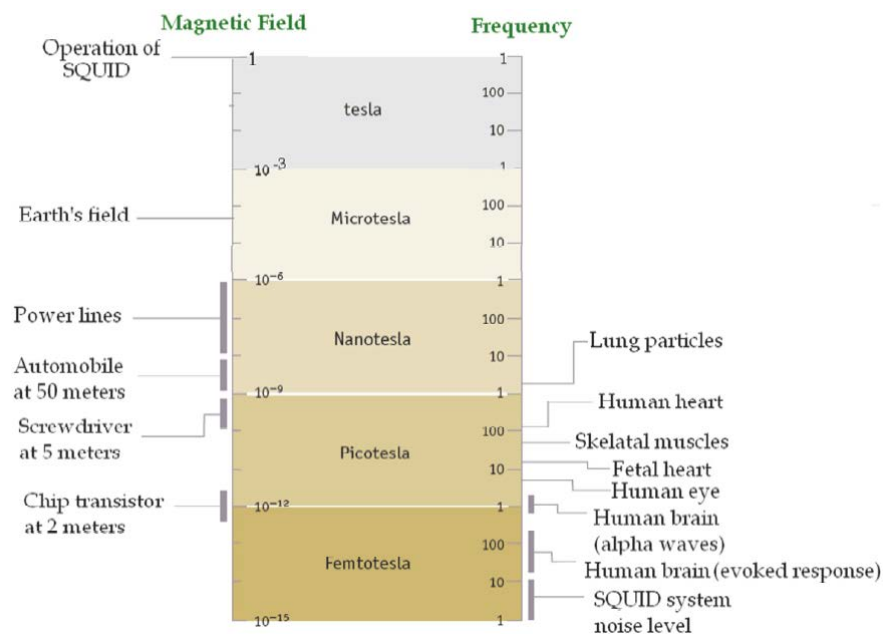
Ειδικά στην ιατρική, οι υπεραγωγοί έχουν χρησιμοποιηθεί με αξιοπιστία σε Magnetic Resonance Imaging (MRI), Magnetic Resonance Spectroscopy (MRS), magnetoencephalography (MEG) και magnetocardiography (MCG) για την ανάλυση της μαγνητικής δραστηριότητας των διαφορετικών περιοχών του ανθρώπινου σώματος, όπως οι μεταβαλλόμενες δραστηριότητες εγκεφάλου και της καρδιάς και η πολύ έγκαιρη διάγνωση διάφορων ασθενειών. Όλοι οι εξοπλισμοί που προαναφέρθηκαν περιέχουν Superconducting Quantum Interference Device (SQUID), το οποίο είναι βασισμένο στο φαινόμενο Josephson. Το SQUID είναι ένας πολύ ευαίσθητος μαγνητικός ανιχνευτής για να προσδιορίσει την αλλαγή της μαγνητικής ροής στα υλικά μέσα της τάξης των $10^{-15} Tm^2$, η οποία συμπίπτει με την τάξη των κβάντων μαγνητικής ροής, $\Phi_0 = 2.0678 \times 10^{-15} Tm^2$. Η ευαισθησία του SQUID αποκαλύπτεται εύκολα με την υπενθύμιση του γεγονότος ότι το μαγνητικό πεδίο της γης είναι ίσο με $5 \times 10^{-5} Tesla$.

Εκτός από τις προαναφερθείσες σύγχρονες εφαρμογές στην ιατρική, οι μετρήσεις Proton-MRS (PMRS) θα προταθούν για τις έρευνες στις δικανικές επιστήμες ως μια από τις ενδεχόμενες εφαρμογές HTS. Λόγω του γεγονότος ότι μερικές *in vivo* έρευνες μέσω του P-MRS παρέχουν τη δυνατότητα για να ανιχνεύσουν τις ελάχιστες αλλαγές των μεταβολιτών στον ανθρώπινο εγκέφαλο (Onbasli et al., 1999), η μέθοδος, η οποία επιτρέπει να ανιχνευθούν οι ήπιοι τραυματισμοί στο κεφάλι, που δεν μπορούν να αναγνωριστούν σύμφωνα με την κλίμακα κώματος της Γλασκώβης (Glasgow Coma Scale - GCS) (Teasdale & Jennett, 1974) από τη νευρολογική άποψη, θα παρουσιαστεί σε αυτό το κεφάλαιο.

Επιπλέον, ένα από τα αξιοπρόσεκτα χαρακτηριστικά γνωρίσματα των HTS είναι ότι κάποια στρώματα οξειδίων HTS λειτουργούν ως πηγή κυμάτων terahertz. Από αυτήν την άποψη, HTS χρησιμοποιούνται επίσης στα συστήματα ασφαλείας, στην τηλεπισκόπηση και τη μη καταστρεπτική διάγνωση. Όπως προηγουμένως καθορίστηκε ότι τα στρώματα HTS οξειδίων του χαλκού που είναι βασισμένα στον υδράργυρο (mercury cuprates) δρουν ως φυσική κοιλότητα κυμάτων terahertz σε ένα ιδιαίτερο διάστημα θερμοκρασίας (Özdemir et al., 2006; Güven Özdemir et al., 2009).

1.1.2 Κλινική χρήση του Superconducting Quantum Interference Device (SQUID)

Οι υπεραγώγιμοι μαγνήτες στους υπερευαίσθητους ανιχνευτές μαγνητισμού (1.5 Tesla και άνω) δηλαδή τα μαγνητόμετρα SQUID (Superconducting Quantum Interference Device) παρέχουν αξιόπιστη παρακολούθηση του μεταβολισμού των ζωντανών οργανισμών σε κλινικές εφαρμογές.



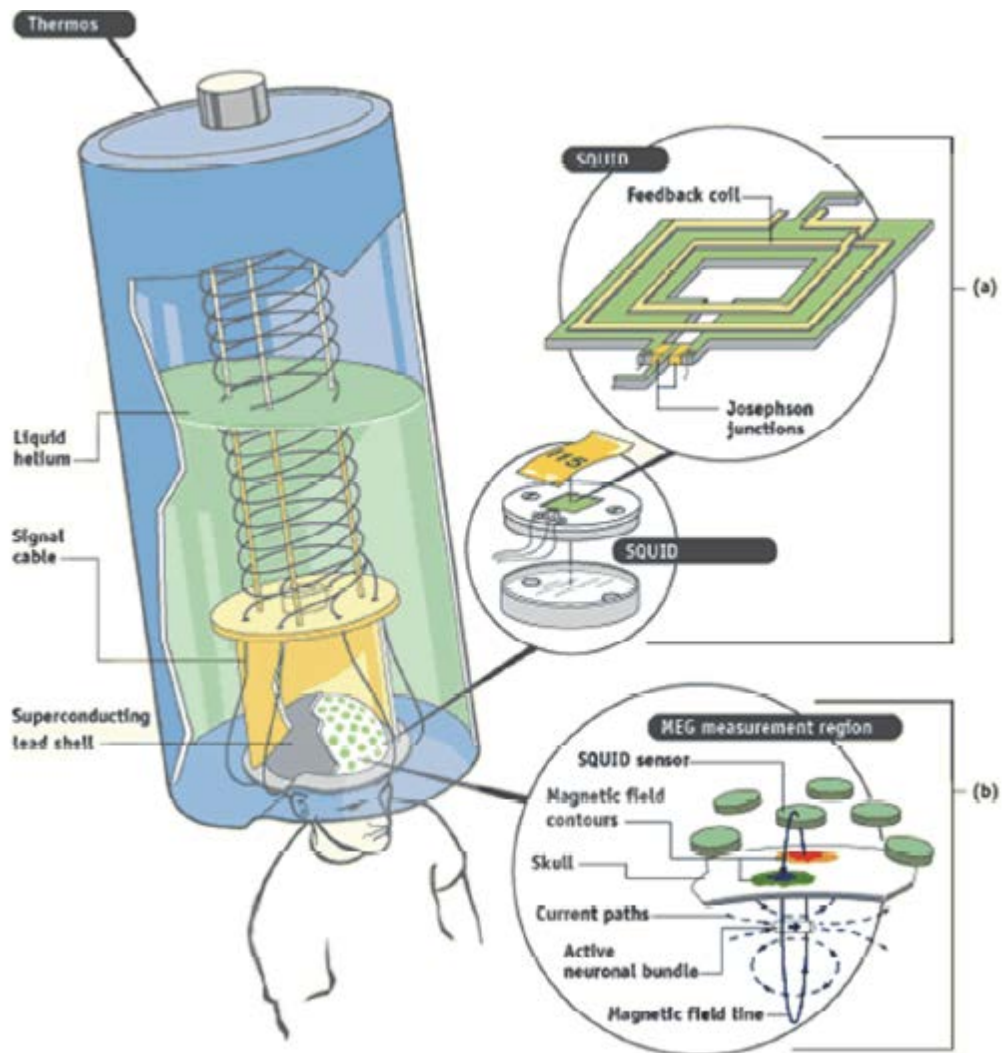
Εικόνα 1 (Εντάσεις κάποιων βιομαγνητικών πεδίων [Fishbine, 2003]).

Όπως είναι γνωστός, οι λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος πραγματοποιούνται από τη μετατόπιση ιόντων, όπως Na^+ , K^+ το Cl^- κ.λπ. Η μετατόπιση των ιόντων αντιστοιχεί σε ένα ρεύμα, που παράγει ένα μαγνητικό πεδίο. Στην εικόνα 1 δίνονται τα μεγέθη των βιομαγνητικών πεδίων μαζί με άλλες πηγές μαγνητικών πεδίων.

Σύμφωνα με την εικόνα 1 ειδικά βιομαγνητικά πεδία, που παράγονται από δραστηριότητες νευρωνικών κύτταρων, είναι πολύ αδύνατα. Έχουν ένταση μαγνητικού πεδίου της τάξης των fT (femto Tesla δηλ. $10^{-15}T$). Για σύγκριση, το γήινο μαγνητικό πεδίο μετριέται στα micro Tesla και ένα σύστημα MRI λειτουργεί σε μερικά Tesla. Η ανίχνευση τέτοιων πολύ μικρών μαγνητικών πεδίων πραγματοποιείται από τον πιο ευαίσθητο ανιχνευτή μαγνητικών πεδίων γνωστό ως συσκευή SQUID.

Ένα SQUID χρησιμοποιεί τις ιδιότητες της συνοχής κυμάτων ζευγών ηλεκτρονίου και του φαινομένου Josephson για να ανιχνεύσει τα πολύ μικρά μαγνητικά πεδία. Παραδείγματος χάριν, για να μετρήσει το μαγνητικό πεδίο, που παράγεται από την ηλεκτρική δραστηριότητα στον εγκέφαλο, χρησιμοποιείται μια ειδική τεχνική απεικόνισης χωρίς εισβολή επονομαζόμενη μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG) που περιέχει αισθητήρες SQUID (Fishbine, 2003).

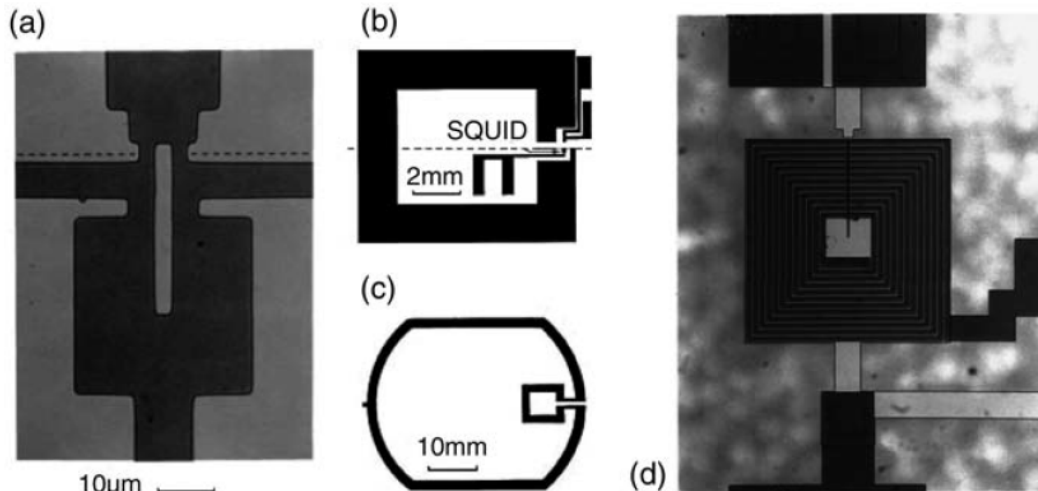
Στην εικόνα 2, δίνεται μια αντιπροσωπευτική απεικόνιση της ανίχνευσης των φυσικών δραστηριοτήτων στον ανθρώπινο εγκέφαλο από MEG. Η ακρίβεια της μέτρησης των κυμάτων του εγκεφάλου από MEG εξαρτάται από τη μαγνητική θωράκιση των αισθητήρων SQUID από τα μαγνητικά πεδία του περιβάλλοντος, όπως το μαγνητικό πεδίο της γης, το μαγνητικό πεδίο του ηλεκτροφόρου καλωδίου κ.λπ..



Εικόνα 2 (Αντιπροσωπευτική απεικόνιση της ανίχνευσης των φυσικών δραστηριοτήτων στον ανθρώπινο εγκέφαλο από MEG [Fishbine, 2003]).

Όπως φαίνεται στην εικόνα 2 οι αισθητήρες SQUID και το υπεραγώγιμο κέλυφος μολύβδου ψύχονται με βύθιση σε υγρό ήλιο. Στην υπεραγώγιμη κατάσταση το κέλυφος μολύβδου απωθεί το μαγνητικό πεδίο του περιβάλλοντος σε όλες τις συχνότητες και λόγω αυτού εξασφαλίζεται ότι ο αισθητήρας SQUID ανιχνεύει μόνο το μαγνητικό πεδίο, που παράγεται από τα κύματα εγκεφάλου. Κάθε αισθητήρας SQUID περιέχει μια σπείρα του υπεραγωγισμού σύρματος, που λαμβάνει το πεδίο του εγκεφάλου και συνδέεται μαγνητικά με το SQUID, το οποίο παράγει μια τάση ανάλογη προς το μαγνητικό πεδίο, που παραλαμβάνεται από τη σπείρα. Ένα πρόγραμμα υπολογιστή μετατρέπει τις τιμές

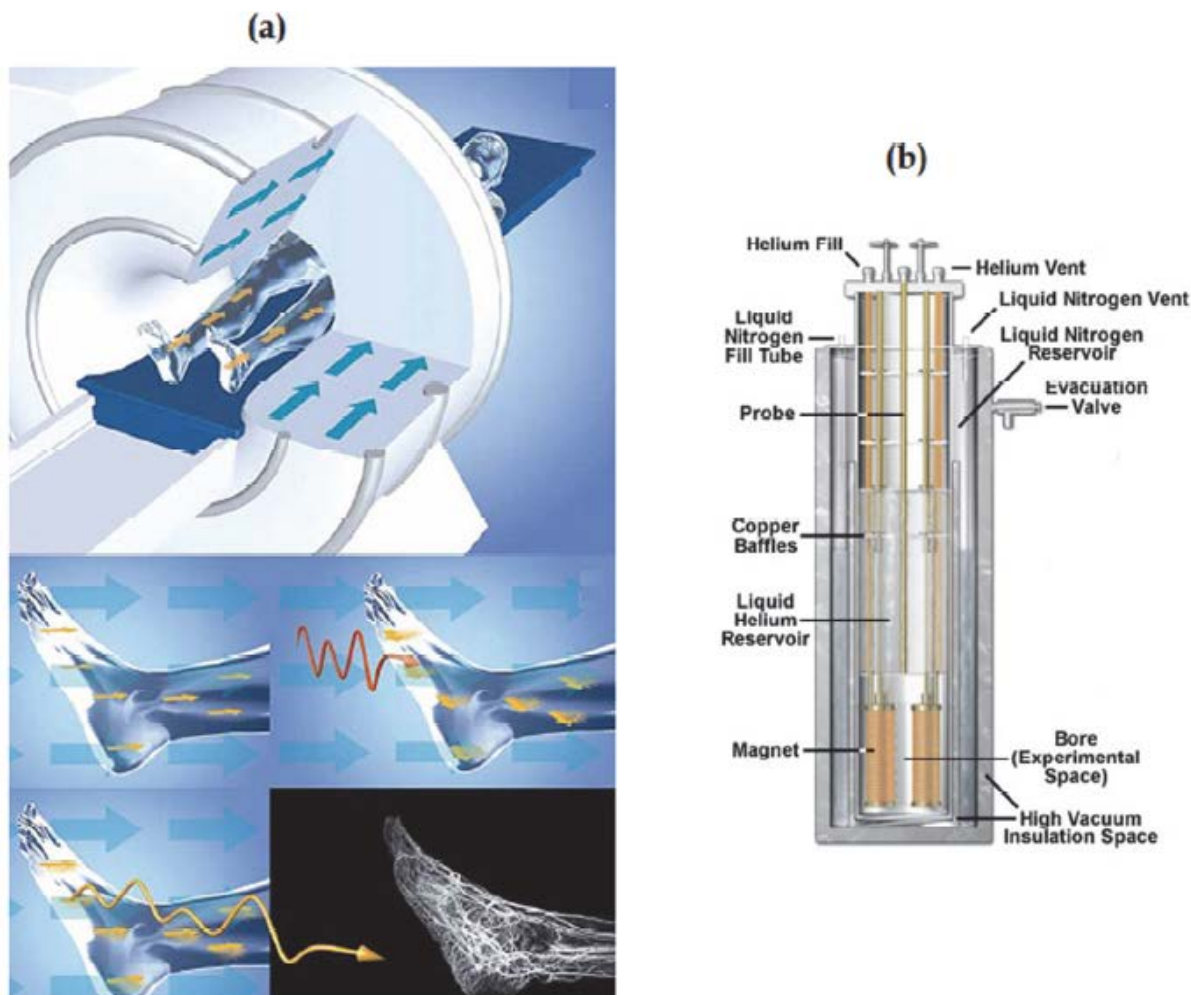
του SQUID σε χάρτες ρευμάτων, που ρέουν σε όλο τον εγκέφαλο συναρτήσει του χρόνου (Fishbine, 2003).



Εικόνα 3 (Διάφορα μαγνητόμετρα SQUID $YBa_2Cu_3O_7$ σχεδιασμένα μαζί με έναν μετασχηματιστή ροής. (α) και (β) παρουσιάζεται άμεσα συνδεδεμένο μαγνητόμετρο, στο οποίο υπάρχει ένας μεγάλος βρόχος εισαγωγής (β) εντός ενός απλού υπεραγώγιμου στρώματος είναι συνδεδεμένο με το SQUID (α). (γ) παρουσιάζει ενός στρώματος μετασχηματιστή που κατασκευάζεται σε ένα χωριστό υπόστρωμα, που τοποθετείται πάνω από το SQUID στην τεχνολογία flip-chip. (δ) παρουσιάζει ένα μαγνητόμετρο στο οποίο ο μετασχηματιστής και το SQUID είναι ενσωματωμένα στο ίδιο τσιπ που χρησιμοποιεί μια τεχνολογία δύο-στρωμάτων. Η σπείρα εισαγωγής του μετασχηματιστή αποτελείται από 12 περιελίξεις, και ο δακτύλιος του SQUID που τοποθετείται από κάτω έχει μήκος ακρών 0.5 mm).

1.1.2.1 Proton Magnetic Resonance Imaging (P-MRI) για ιατρική διάγνωση

Περίπου το 80% του ανθρώπινου σώματος αποτελείται από μόρια νερού και κάθε μόριο νερού αποτελείται από δύο πυρήνες υδρογόνου δηλ. πρωτόνια. Στις μετρήσεις P-MRI, οι πυρηνικές spins των πυρήνων υδρογόνου ευθυγραμμίζονται σε μια κατεύθυνση με την εφαρμογή ισχυρών μαγνητικών πεδίων 1.5-3T, που παράγονται από τους υπεραγώγιμους μαγνήτες. Κατόπιν, τα πολωμένα spins σε μια κατεύθυνση διεγείρονται από κατάλληλα συντονισμένη ακτινοβολία ραδιοσυχνότητας. Όταν η επιρροή του σύντομου παλμού των ραδιοκυμάτων αφαιρείται, επιστρέφουν στην αρχική τους θέση, με αυτόν τον τρόπο τα εκπεμπόμενα ηλεκτρομαγνητικά σήματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να αναδημιουργήσουν μια εικόνα του εσωτερικού του σώματος. Τα πρωτόνια στους διαφορετικούς ιστούς του σώματος (π.χ. λίπος, μυς κ.λπ.) ξαναοργανώνονται με διαφορετικές ταχύτητες, έτσι ώστε οι διαφορετικές δομές του σώματος να μπορούν να αποκαλυφθούν (Georgia State University, 2010 Wikipedia, 2010 Bayer, 2010). Τα κύρια βήματα του P-MRI δίνονται στην εικόνα 4(a).



Εικόνα 4 (α) Η αρχή λειτουργίας P-MRI (Bayer, 2010). (β) Σχήμα υπεραγωγικών μαγνητών (National High Magnetic Field Laboratory, FSU, 2010).

Η τεχνική MRI έχει χρησιμοποιηθεί εκτενώς, ειδικά για την απεικόνιση του εγκεφάλου, της καρδιάς, των μυών και των συνδέσεων, για την έγκαιρη διάγνωση των καρκινικών κυττάρων.

Οι υπεραγωγοί μαγνήτες έχουν έναν κρίσιμο ρόλο στις μετρήσεις του P-MRI. Ένας υπεραγωγός μαγνήτης είναι ένας ηλεκτρομαγνήτης, που είναι φτιαγμένος από σπείρες υπεραγωγίου σύρματος. Οι υπεραγωγοί μαγνήτες μπορούν να παραγάγουν ισχυρότερα και ομοιογενή μαγνητικά πεδία από τους μαγνήτες σιδήρου. Το πιο αξιοσημείωτο χαρακτηριστικό γνώρισμα των υπεραγωγίων μαγνητών είναι η ικανότητά τους να περνούν πολύ υψηλής πυκνότητας ρεύμα με μικρή αντίσταση.

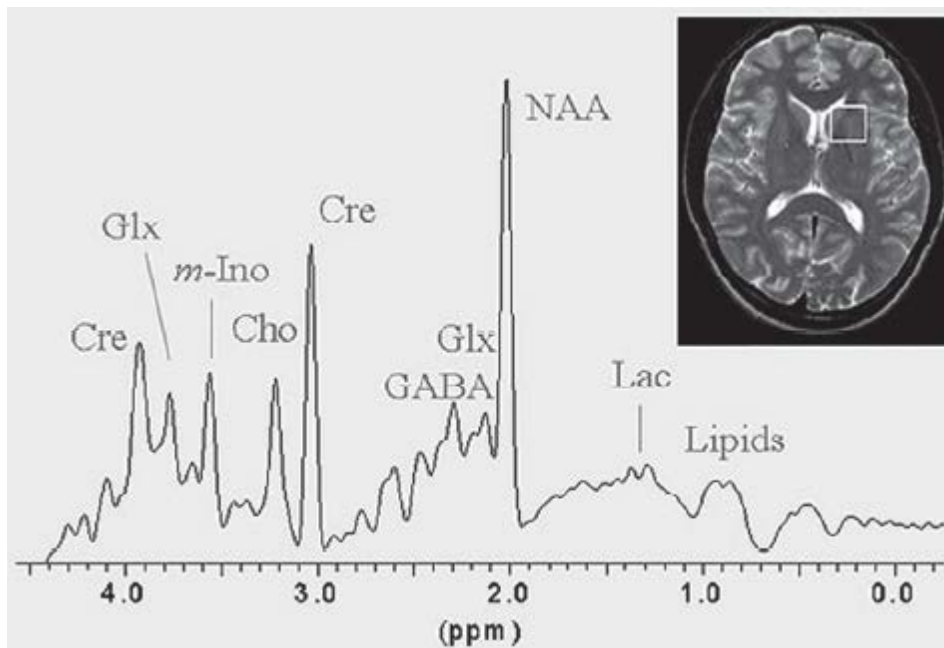
Στις συμβατικές συσκευές MRI, υπεραγωγοί τύπου II χαμηλής θερμοκρασίας, όπως το κράμα NbTi χρησιμοποιείται για να κάνει περιελίξεις σπειρών σε υπεραγωγίους μαγνήτες. Η απεικόνιση ενός τυπικού υπεραγωγίου μαγνήτη παρουσιάζεται στην εικόνα 4 (b).

Αν και οι υπεραγωγοί μαγνήτες είναι σχετικά ακριβότεροι να κατασκευαστούν από τους συνηθισμένους μαγνήτες σιδήρου και απαιτούν μια σταθερή παροχή υγρού ήλιου σε σύστημα κλειστών κύκλων, οι υπεραγωγοί μαγνήτες έχουν μεγάλο πλεονεκτήματα στην ανίχνευση πολύ αδύναμων

σημάτων, που προέρχονται από τα διαφορετικά τμήματα του εγκεφάλου. Εάν ένας συνηθισμένος μαγνήτης χρησιμοποιούνταν στο MRS μόνο μια γιγαντιαία κορυφή νερού θα παρατηρούνταν, δεδομένου ότι περίπου το 80% του ιστού, που ερευνάται, αποτελείται από μόρια νερού. Η χρήση υπεραγωγίου μαγνήτη, που παράγει ισχυρά μαγνητικά πεδία 1.5-3T, επιτρέποντας την διακοπή του σήματος, που προέρχεται από τα μόρια νερού και διακρίνει τα πολύ αδύνατα σήματα, τα οποία έχουν ελαφρώς διαφορετικές συχνότητες, όπου αυτό προέρχεται από τους διαφορετικούς μεταβολίτες, που εκκρίνονται στην εγγύτητα του σχετικού ιστού (Salibi & brown, 1998).

1.1.2.2 Proton Magnetic Resonance Spectroscopy (P-MRS)

Το P-MRS γενικά παράγει φάσματα μέσω της διαδικασίας μετασχηματισμού Fourier του ιστού, που ερευνάται, αντί της δημιουργίας εικόνας των ιστών. Στο *in vivo* P-MRS, μια κατάλληλη ραδιοσυχνότητα εφαρμόζεται στον ιστό και το σήμα, που έρχεται από τον ιστό, μετρίεται με την τεχνική μετασχηματισμού Fourier. Το *in vivo* P-MRS χρησιμοποιεί τη θέση, την ένταση του σήματος και το πλάτος της γραμμής μαζί με τη φασματική απόκριση για να εμφανίσει χημικές πληροφορίες για τους σχετικούς μεταβολίτες. Η κλίμακα « ppm δηλ. ένα μέρος ανά εκατομμύριο » περιγράφει τη θέση των κορυφών ή των αντηχήσεων στον x-άξονα. Κάθε κορυφή στο φάσμα προκύπτει από τους διαφορετικούς μεταβολίτες του εγκεφάλου. Τα ύψη των κορυφών στον κάθετο άξονα αναφέρονται στις συγκεντρώσεις των μεταβολιτών σε μια αυθαίρετης κλίμακας ένταση.



Εικόνα 5. Αποτελέσματα P-MRS υγιούς ανθρώπινου εγκεφάλου με τη βοήθεια των μεταβολιτών (Blamire, 2010).

Στην εικόνα 5, φαίνεται η φασματοσκοπική καμπύλη μαγνητικού συντονισμού πρωτονίων ενός υγιούς ανθρώπινου ιστού του εγκεφάλου, όπου οι κορυφές μεταβολιτών δείχνουν την N-acetylaspartate

(NAA), την κρεατίνη (Cr), την χολίνη (Cho) κ.λπ.. Μερικές από τις κορυφές μεταβολιτών εμφανίζονται σε ειδικές τιμές ppm στον x-άξονα του φάσματος. Παραδείγματος χάριν η κορυφή NAA εμφανίζεται στα 2.0 ppm και το NAA γίνεται αποδεκτό ως νευρικός δείκτης. Ενώ ο αρχικός συντονισμός του Cr βρίσκεται στα 3.03 ppm, την Cho συντονίζεται στα 3.2 ppm (Danielsen & Ross, 1999 Blamire, 2010 Frahm και λοιποί., 1989).

1.1.2.3 In vivo πειραματική ανίχνευση της τραυματικής βλάβης του μαλακού εγκεφάλου (Mild Traumatic Brain Injury - MTBI) με τη βοήθεια του Proton Magnetic Resonance Imaging (P-MRI) και Proton Magnetic Resonance Spectroscopy (P-MRS)

Σε αυτό το κεφάλαιο θα εστιάσουμε στην ανίχνευση των τραυματικών βλαβών του μαλακού εγκεφάλου (MTBI) μέσω των τεχνικών P-MRI και P-MRS, βασισμένων σε πειραματικές έρευνες. Αν και η φυσική αρχή και των δύο τεχνικών νευρο-απεικόνισης είναι η ίδια, οι πληροφορίες, που προέρχονται από αυτές τις μεθόδους, είναι απολύτως διαφορετικές. Εκτιμώντας την μαγνητική αλληλεπίδραση μεταξύ των εφαρμοζόμενων μαγνητικών πεδίων και των πυρήνων υδρογόνου εξετάζεται από το P-MRI, η ανίχνευση της χημικής μεταβολής στην εγγύτητα των πυρήνων υδρογόνου πραγματοποιείται από το P-MRS. Ο κύριος στόχος αυτού του τμήματος είναι να καθοριστεί τη τραυματική βλάβη του μαλακού εγκεφάλου (MTBI), όπου καμία σημαντική παθολογία δεν φαίνεται από τις μελέτες απεικόνισης και οι άνθρωποι θεωρούνται υγιής βάση του Glasgow Coma Score (GCS).

Όπως είναι γνωστό, το νευρολογικό GCS, που δημοσιεύθηκε το 1974 (Teasdale & Jennett, 1974), στοχεύει στο να δώσει αξιόπιστες πληροφορίες για τη κατάσταση του κεντρικού νευρικού συστήματος με τρεις τύπους δοκιμών: ματιών, με λέξεις και μηχανική απόκριση του ασθενή. Το GCS δίνεται στον πίνακα 1. Στο GCS, το άθροισμα των τιμών που σχετίζονται με τους τρεις τύπους δοκιμών (μάτι, λεκτικό και μηχανικό) χρησιμοποιείται για να αξιολογήσει το επίπεδο αίσθησης μετά από την κεφαλική βλάβη. Σύμφωνα με τις τιμές στον πίνακα 1, ενώ «το χαμηλότερο πιθανό αποτέλεσμα 3» αντιστοιχεί στο βαθύ κόμα ή το θάνατο, «το υψηλότερο αποτέλεσμα 15» δείχνει το πλήρως άγρυπνο άτομο. Γενικά οι τραυματισμοί του εγκεφάλου ταξινομούνται ως σοβαρές με $GCS \leq 8$, μέτριες με CGS: 9-12 και ασήμαντες με $GCS \geq 13$.

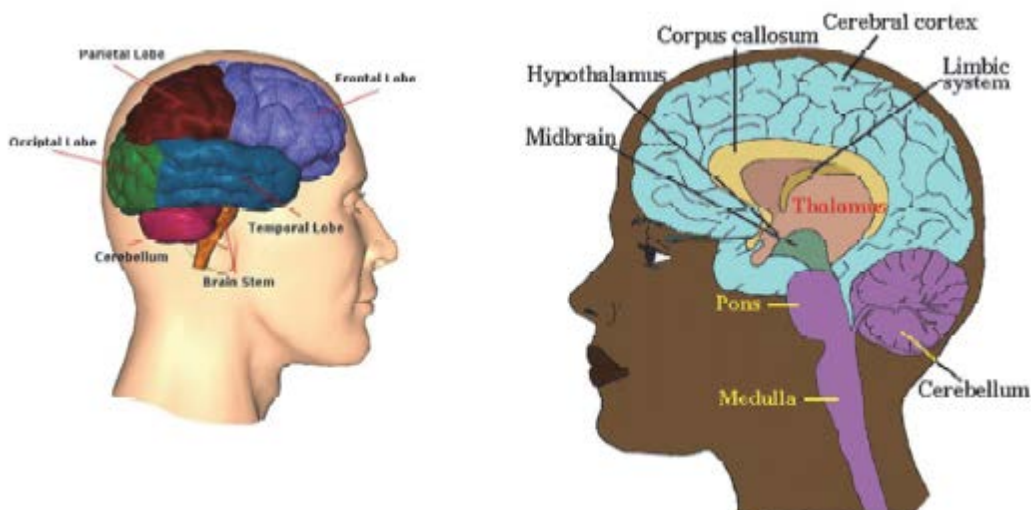
Score	Infant (<1 year old)	Child (1-4 years old)	Adult
RESPONSES of EYES			
4	Open	Open	Open
3	To voice	To voice	To voice
2	To pain	To pain	To pain
1	No response	No response	No response
VERBAL RESPONSES			
5	Coos, babbles	Oriented, speaks, interacts, social	Oriented and alert
4	Irritable cry, consolable	Confused speech, disoriented, consolable	Disoriented
3	Cries persistently to pain	In appropriate words, inconsolable	Nonsensical speech
2	Moans to pain	Incomprehensible, agitated	Moans, unintelligible
1	No response	No response	No response
MOTOR RESPONSES			
6	Normal, spontaneous movement	Normal, spontaneous movement	Follow commands
5	Withdraws to touch	Localizes pain	Localizes pain
4	Withdraws to pain	Withdraws to pain	Withdraws to pain
3	Decorticate flexion	Decorticate flexion	Decorticate flexion
2	Decerebrate extension	Decerebrate extension	Decerebrate extension
1	No response	No response	No response

Πίνακας 1 (Glasgow Coma Score [Teasdale & Jennett, 1974]).

Στην MTBI συχνά καμία βλάβη ή μικρός αριθμός βλαβών ανιχνεύεται από την ανίχνευση του MRI και σε πολλές περιπτώσεις τα ευρήματα νευρικής-απεικόνισης δεν εξηγούν πλήρως τα κλινικά συμπτώματα. Σε αυτή την περίπτωση, το P-MRS συνήθως χρησιμοποιείται για *in vivo* ανίχνευση της μεταβολής της ποσότητας μεταβολιτών στον εγκέφαλο (Ariza et al., 2004; Govindaraju et al., 2004). Το P-MRS είναι μια πολύ ευαίσθητη και μη επεμβατική *in vivo* τεχνική για να αξιολογήσει τη μεταβολική κατάσταση του εγκεφάλου, που μπορεί να πολιτικοποιήσει τους επιλεγμένους εγκεφαλικούς μεταβολίτες συμπεριλαμβανομένου του N-acetylaspartate (NAA), ένας δείκτης νευρωνικής βιωσιμότητας (Bachelard & badar-Goffer, 1993), συνολική κρεατίνη (Cr), η οποία απεικονίζει την ενεργειακή κατάσταση, συνολική χολίνη (Cho) ένας δείκτης του μεταβολισμού μεμβρανών, lactate (Lac), το οποίο είναι ένας δείκτης της ισχαιμίας και των κινητών λιπιδίων.

Αν και, τα ευρήματα MRI δείχνουν μια κανονική κεντρική νευρική κατάσταση σε επιπλέον MTBI, έχει καθοριστεί από P-MRS ότι οι συγκεντρώσεις των εγκεφαλικών μεταβολιτών, όπως προαναφέρθηκε, αλλάζουν. Διάφορες μελέτες με P-MRS έχουν δείξει ότι είναι δυνατό να ανιχνευθεί ο νευρική βλάβη δηλ. απώλεια νευρώνων με τη σύγκριση αυτών των συγκεντρώσεων και των σχετικών αναλογιών προ και μετά του MTBI (Luyten & Den Hollander, 1986; Cecil et al., 1998; Friedman et al.,

1998; Friedman et al., 1999; Onbaşlı et al., 1999; Garnett et al., 2000; Brooks et al., 2000; Holshouser, 2000; Garnett et al., 2001; Rao et al., 2006). Εκτιμώντας ότι ο θάνατος των νευρώνων φανερώνεται ως ανεπάρκεια της συγκέντρωσης NAA, η αυξανόμενη συγκέντρωση Cho συσχετίζεται με τη διακοπή μεμβρανών κυττάρων (Brooks et al., 2001). Και οι δυο αυτές αλλαγές εμφανίζονται στους ινιακούς, πλευρικούς και μετωπικούς λοβούς και στο μεσολόβιο των περιοχών του εγκεφάλου (Ross et al., 1998). Οι σχετικές περιοχές του εγκεφάλου φαίνονται στην εικόνα 6.



Εικόνα 6 (Συνοπτική ανατομία του ανθρώπινου εγκεφάλου [Royal Adelaide Hospital web site, 2010; Weber State University web page, 2010]).

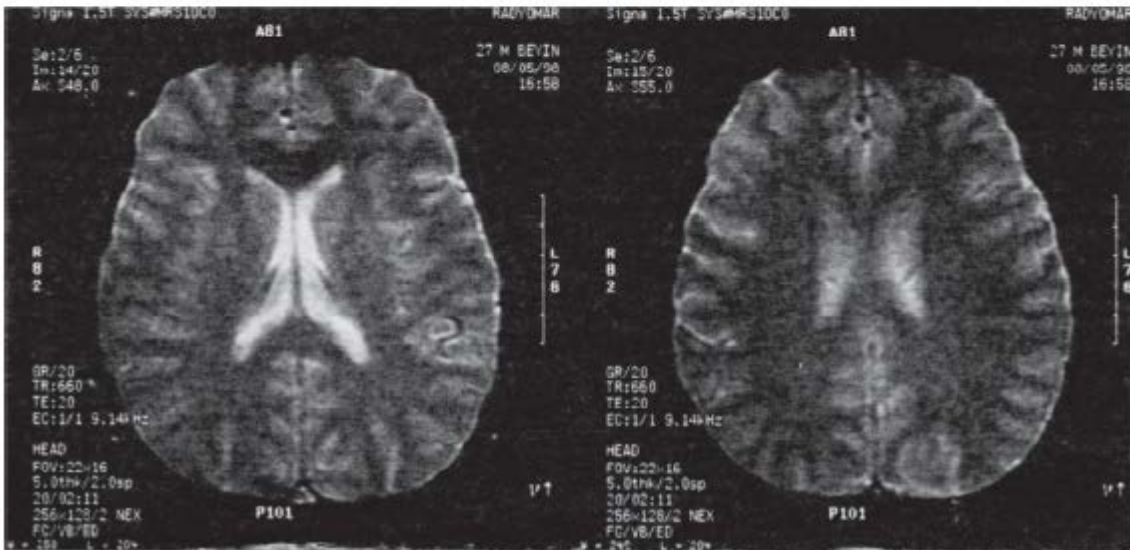
Στην MTBI, η μεταβολική ανωμαλία είναι σχετικά μικρή και λόγω αυτού του λόγου κανένα τραύμα στον ιστό εγκεφάλου δεν παρατηρείται στα αποτελέσματα P-MRI και το σχετικό GCS είναι υψηλότερο από 14. Επιπλέον, όπως είναι γνωστός από την ιατρική βιβλιογραφία, η παρατεταμένη νευρολογική έκθεση δημιουργεί βλάβη. Σε αυτό το περιβάλλον, το P-MRS θεωρείται ως πιο ευαίσθητος έλεγχος για την ανίχνευση των ελάχιστων αλλαγών στους μεταβολίτες του εγκεφάλου. Ο προσδιορισμός MTBI έχει έναν σημαντικό ρόλο και για τη ιατρική διάγνωση για το ποσοστό απώλειας νευρώνων, αλλά και για τις έρευνες στις δικανικές επιστήμες.

Σε αυτό το πλαίσιο, η MTBI έχει ερευνηθεί μέσω τεσσάρων εθελοντικών πειραματικών θεμάτων (μέση ηλικία: 25 ετών εύρος ηλικιών: 23-27 ετών, μέσο βάρος: 75 kg, φύλο: αρσενικό, επάγγελμα: αθλητικός τύπος) από την ανίχνευση NAA, μεταβολιτών Cho και Cr με P-MRS πριν και μετά από την βλάβη και για το μεσολόβιο, αλλά και για το μετωπικό άσπρο λοβό του εγκεφάλου.

Για να πάρουμε την MTBI, ο αθλητικός τύπος έκανε box για πέντε λεπτά για εξάσκηση χρησιμοποιώντας γάντια του box και προστατευτικού κεφαλής. Όλα τα πειράματα ήταν πλήρως άγρυπνα σύμφωνα με το GCS «15» για προ και μετά MTBI. Κανένα τραύμα όπως το αιμάτωμα ή μάτωμα δεν αντιμετωπίστηκε στα πειράματα P-MRI πριν και μετά MTBI. Για τη σύγκριση, οι φωτογραφίες MRI του κρανιακού τμήματος πριν και μετά MTBI από ένα πείραμα φαίνεται στην εικόνα 6 (Euygun, 1998). Τα αποτελέσματα έχουν επιβεβαιωθεί από επαγγελματίες νευρολόγους, ότι δεν υπάρχει καμία διαφορά στις εικόνες, που φαίνονται στην εικόνα 7, που εμφανίζουν την κατάσταση πριν και μετά από μικρό τραύμα.



(a) Pre-trauma for sagittal section

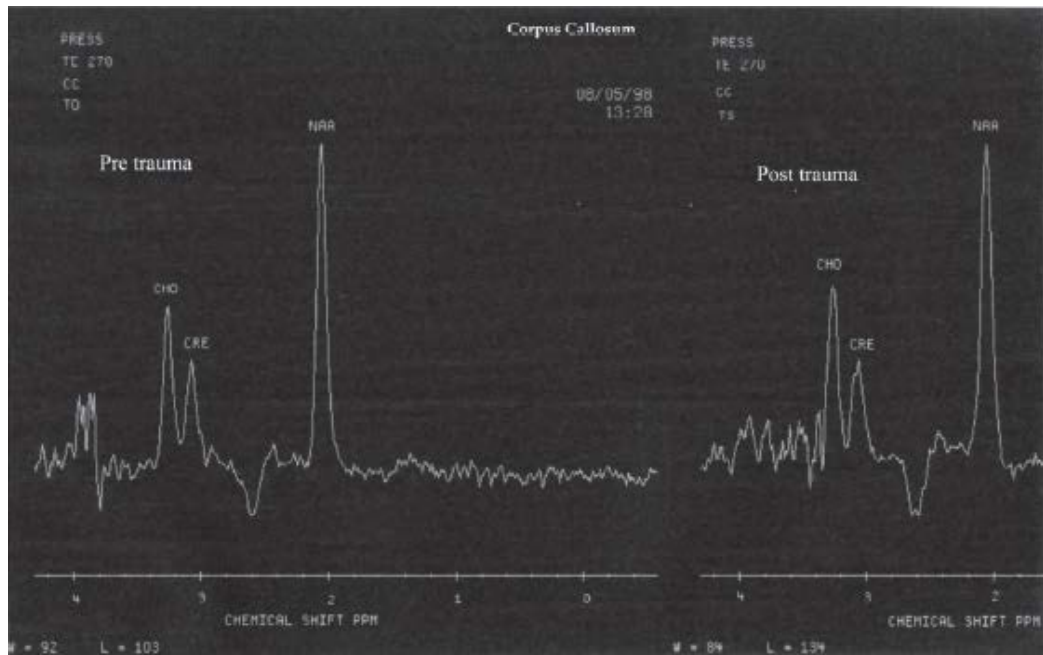


(b) Post trauma for sagittal section

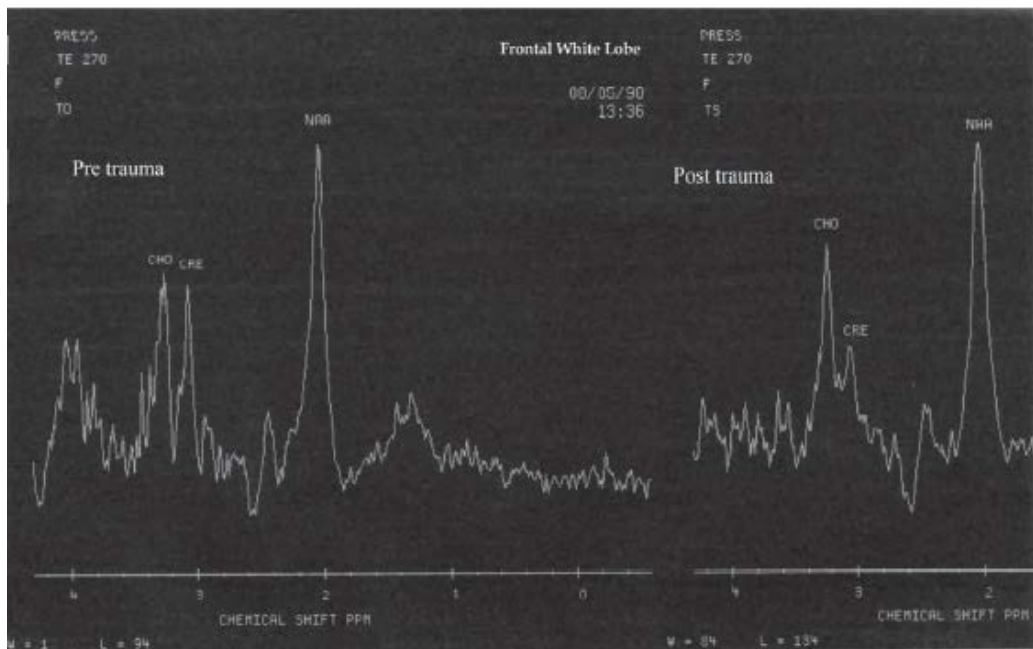
Εικόνα 7 (Εικόνες MRI ενός πειράματος για (α) πριν από το τραύμα και (β) μετά το τραύμα από το κρανίο. Η απεικόνιση αυτών των περιοχών εκτελέστηκε με σήμα 1.5T).

Μετά τις εικόνες του MRI για το μετα-τραύμα, πειράματα P-MRS πραγματοποιούνται μιάμιση ώρα μετά από το τραύμα. Ξαναγίνονται οι εξετάσεις στα ίδια σημεία του εγκεφάλου. Τα στοιχεία που λαμβάνονται από τα πριν και μετά πειράματα P-MRS παρατίθενται στον πίνακα 2 για τα τμήματα του εγκεφάλου, που προαναφέρθηκαν. Όπως φαίνεται από τον πίνακα 2, ο δείκτης νευρώνων, NAA, μειώνεται μετά από το μικρό τραύμα του εγκεφάλου, ενώ οι αναπληρωτές μεταβολίτες χολίνη (Cholin), αυξάνονται για κάθε τραύματα εγκεφάλου του εθελοντή.

Οι πριν και μετά φωτογραφίες τραύματος P-MRS δίνονται στις εικόνες 8 και 9 αντίστοιχα. Τα ύψη των αιχμών των μεταβολιτών για το πριν και μετά τραύμα είναι σημαδεμένα στο αριστερό και το δεξιό τμήμα των φωτογραφιών. Όπως φαίνεται στις ακόλουθες εικόνες 7 και 8 καμία παθολογική κορυφή δεν παρατηρείται.



Εικόνα 8 (Εικόνες P-MRS του μεσολόβιου).



Εικόνα 9 (Εικόνες P-MRS του εμπρός λευκού λοβού).

Brain Sections	Corpus Callosum Splenium Pre trauma			Corpus Callosum Splenium Post trauma			White Frontal Lobe Pre trauma			White Frontal Lobe Post trauma		
	NAA	Cr	Cho	NAA	Cr	Cho	NAA	Cr	Cho	NAA	Cr	Cho
Experimental Subject 1	126	46	57	118	34	63	123	42	53	120	47	60
Experimental Subject 2	120	52	47	120	49	73	123	54	52	120	53	84
Experimental Subject 3	128	43	63	122	38	70	129	60	66	123	44	81
Experimental Subject 4	118	42	57	114	40	75	123	46	55	116	61	77

Πίνακας 2. Με τη βοήθεια της χημικής μετατόπισης των μεταβολιτών παίρνονται τα παραπάνω αποτελέσματα MRS για πριν και μετά MTBI (Eruygun, 1998; Onbaşlı et al, 1999).

1.1.2.4 Συμπεράσματα

Η εξέταση της αλλαγής στο πλάτος των μεταβολιτών του εγκεφάλου στην εγγύτητα των πυρήνων υδρογόνου μέσω της P-MRS έχει χρησιμοποιηθεί μόνο για την κλινική διάγνωση για αρκετά χρόνια. Επιπρόσθετα στις κλινικές έρευνες, μια νέα μέθοδος για τον καθορισμό των τραυματισμών του εγκεφάλου, που προκαλούνται λόγω της ψυχολογικής πίεσης, χτυπημάτων ή οποιουδήποτε είδους κατάχρησης, έχει εισαχθεί για την έρευνα στις δικανικές επιστήμες για πρώτη φορά. Επιπλέον, για να καταστήσει σαφές πέρα από μια λογική αμφιβολία για την ανίχνευση τέτοιου ήπιου τραύματος εγκεφάλου, το P-MRS έχει προταθεί ως πιο αξιόπιστο επιστημονικό εργαλείο για τις έρευνες στις δικανικές επιστήμες καθώς επίσης και την ιατρική διάγνωση.

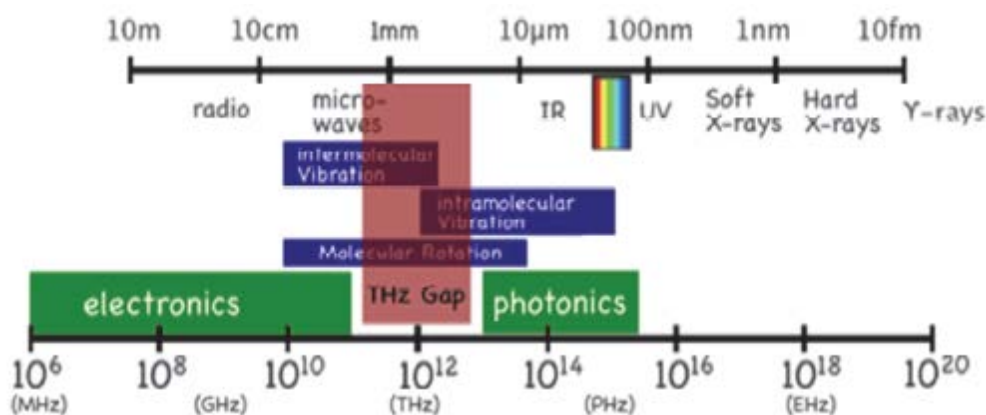
1.1.3 Υπεραγωγοί υψηλών θερμοκρασιών ως μια νέα πηγή terahertz.

Τα κύματα Terahertz έχουν διάφορες προηγμένες τεχνολογικές εφαρμογές, που συμπεριλαμβάνουν την ιατρική διάγνωση, την ασφάλεια, την βιοϊατρική απεικόνιση των ατμοσφαιρικών ερευνών, την επιθεώρηση φαρμάκων και τροφίμων, την ανίχνευση αερίου κ.λπ. (Tonouchi, 2007). Τα κύματα Terahertz, γνωστά επίσης ως T-waves, υπάρχουν σε μια περιοχή συχνοτήτων μεταξύ των μικροκυμάτων και του υπέρυθρου του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Όπως βλέπουμε από την εικόνα 10, τα κύματα terahertz καταλαμβάνουν μια περιοχή από τα 300 Ghz στα 10 THz, που μπορούν να παρέχουν τις τεχνολογίες απεικόνισης και αίσθησης μη διαθέσιμες μέσω των συμβατικών τεχνολογιών, όπως οι ακτίνες X.

Τα τελευταία χρόνια τα T-waves χρησιμοποιούνται εκτενώς για τις μη καταστρεπτικές συσκευές ασφάλειας, δεδομένου ότι πολλά υλικά και ιστοί διαβίωσης είναι ημιδιάφανοι στα terahertz μήκη κύματος και έχουν επίσης ευδιάκριτα φάσματα απορρόφησης στα THz, δηλαδή συγκεκριμένα «δακτυλικά αποτυπώματα». Αντίθετα από τις ακτίνες X η ακτινοβολία THz είναι μικρή ή ακόμα και δεν είναι απειλή για την υγεία, αφού τα φωτόνια των ακτινών T δεν είναι αρκετά ισχυρά, για να ιονίσουν άτομα ή μόρια και είναι μη ικανά να σπάσουν τις αλυσίδες χημικών δεσμών. Επιπλέον, τα κύματα T ειδικά στην περιοχή των 1-10 THz, έχουν μεγάλα πλεονεκτήματα για τη βιοϊατρική απεικόνιση, όπως η αναγνώριση όγκων, η ανίχνευση των οδοντικών κοιλιοτήτων κ.λπ. λόγω της μη-εισβολής και του

χαμηλού συντελεστή σκέδασης Rayleigh σε σύγκριση με τα οπτικά κύματα (LU et. Al, 2010). Επιπλέον, τα μόρια DNA και πολλές πρωτεΐνες έχουν τους συλλογικούς τρόπους δόνησης και περιστροφής, που συμπίπτουν με την περιοχή των THz. Για αυτούς τους λόγους, τα κύματα T έχουν επίσης ένα έντονο ενδιαφέρον για τη μοριακή απεικόνιση (Zuhang et.al, 1990; Young et al., 1990; Feng et.al, 1991; Nossal & Lecar, 1991).

Υπάρχουν πολλές τρέχουσες έρευνες για την ανάπτυξη πηγών κυμάτων terahertz. Μια από τις πιο χρησιμοποιημένες πηγές κυμάτων terahertz είναι οι οπτικοηλεκτρονικές γεννήτριες κυμάτων terahertz. Τα λέιζερ υπέρυθρου φωτός είναι μια δομή μετάλλου-ημιαγωγού-μετάλλου, που αποδίδει φωτόρευμα, το οποίο χρησιμοποιείται ως κύμα στα terahertz. Τα υπεργρήγορα λέιζερ ινών και τα λέιζερ διόδων χρησιμοποιούνται ως πηγές «παλόμενων» και «συνεχών κυμάτων» αντίστοιχα. Τα τελευταία χρόνια, οι ημιαγωγιμες πηγές φωτός έχουν επεκτείνει το όριο της εκπομπής των ακτινών T στα 1.6 THz για τα κβαντικά σε σειρά λέιζερ και στα 1.5 THz για τις φωτο-διόδους (Ito et. Al 2005; Walther et. Al, 2006). Αφ' ενός η συχνότητα των εναλλασσόμενων ρευμάτων στους ημιαγωγούς περιορίζεται από τις πεπερασμένες ταχύτητες ηλεκτρονίων, ενώ αυτή των στερεάς κατάστασης λέιζερ περιορίζεται από τις θερμικές ενέργειες, που αποτρέπουν μικρές ηλεκτρονικές μεταβάσεις, που απαιτούνται στα μήκη κύματος των THz.



Εικόνα 10 (Κύματα terahertz στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα (Zomega Terahertz Corp, 2010). Το διάστημα terahertz βρίσκεται μεταξύ των ηλεκτρονικών και φωτονικών).

Μεταξύ των πηγών που προαναφέρθηκαν, οι υπεραγωγοί, ειδικά οι υψηλής θερμοκρασίας υπεραγωγοί, που επιδεικνύουν τη «εγγενή επίδραση Josephson» (IJE), μπορούν να είναι άριστοι και ελπιδοφόροι υποψήφιοι για πηγή terahertz λόγω του εξαιρετικά χαμηλού συντελεστή θορύβου και της ευρείας κάλυψης συχνοτήτων (Emuidzinis & Richards, 2004; Güven Özdemir et al, 2009, Moody, 2009). Πολύ πρόσφατα συνεχή και μονοχρωματικά κύματα εκπομπής στα terahertz με συχνότητα 0.63THz έχουν επιτευχθεί για τις εγγενείς συνδέσεις Josephson στον υπεραγωγό υψηλής θερμοκρασίας Bi₂Sr₂CaCu₂O_{8+x} με την εφαρμογή του συνεχούς τάση της τάξεως του millivolt (Minami et. Al 2009). Η τάση λόγω του μηχανισμού ροής φλαξονίων στο σύστημα διεγείρεται πλάσμα Josephson με συχνότητα terahertz. Η συχνότητα 0.63THz μπορεί να θεωρηθεί ως αρχή για το γέμισμα του χάσματος στα THz, που καθορίζεται μεταξύ 300 Ghz σε 10 THz από υψηλής θερμοκρασίας υπεραγωγίμες πηγές terahertz. Ο μακροπρόθεσμος στόχος των επιστημόνων, που εργάζονται σε αυτή την περιοχή είναι να καλύψουν ολόκληρο το χάσμα των THz από υπεραγωγίμες πηγές κυμάτων terahertz.

Ο υπεραγωγός HgBa₂Ca₂Cu₃O_{8+x}, έχει θερμοκρασία μετάβασης Meissner τους 140K σε κανονική ατμοσφαιρική πίεση και εμφανίζει IJE, προτείνεται ως εγγενής πηγή κυμάτων terahertz, δεδομένου του ότι δεν υπάρχει καμία ανάγκη να εφαρμοστεί οποιαδήποτε τάση πόλωσης στο σύστημα.

1.1.3.1 Cuprates υδραργύρου ως μια εγγενής πηγή κυμάτων terahertz.

Όπως είναι γνωστό το οξειδίο του χαλκού σε διαδοχικά επίπεδα δημιουργεί υψηλής θερμοκρασίας υπεραγωγούς, όπως $\text{Bi}_2\text{Sr}_2\text{CaCu}_2\text{O}_8$ σε στρώσεις, $\text{Tl}_2\text{Ba}_2\text{Ca}_2\text{Cu}_3\text{O}_{10}$, $\text{HgBa}_2\text{Ca}_2\text{Cu}_3\text{O}_{8+x}$ κ.λπ. έχουν μια κοινή δομή στην οποία τα υπεραγωγία στρώματα οξειδίων του χαλκού χωρίζονται από ένα λεπτό στρώμα μόνωσης. Τα στρώματα οξειδίου χαλκού συνδέονται ηλεκτρομαγνητικά μαζί με την διαδικασία σήραγγας Josephson. Σύμφωνα με τα πειραματικά στοιχεία, cuprates, όπως $\text{Bi}_2\text{Sr}_2\text{CaCu}_2\text{O}_8$, $\text{Tl}_2\text{Ba}_2\text{Ca}_2\text{Cu}_3\text{O}_{10}$ και ο $\text{YBa}_2\text{Cu}_3\text{O}_{7-x}$, συμπεριφέρονται όπως μία δέσμη, που έχει την δομή υπεραγωγός-μονωτής-υπεραγωγός, δηλ. εγγενείς συνδέσεις Josephson (IJJ) (Kleiner & Müller, 1994; Özdemir et. al, 2006; Güven Özdemir et. al., 2009)

Όπως είναι γνωστό οι κύριοι τρόποι διέγερσης πλάσματος Josephson σε αδύναμες συνδέσεις στρώσεων υπεραγωγών Josephson γίνεται με δύο τρόπους: διαμήκεις (κατά μήκος του c-άξονα) και εγκάρσιοι (στο ab-επίπεδο). Όπου οι ταλαντώσεις πλάσματος με εγκάρσιου-τρόπο μπορούν να μετατραπούν σε ηλεκτρομαγνητικά κύματα στο όριο των ενώσεων (Machida & Tachiki, 2001). Οι διαμήκεις τρόποι διάδοσης πλάσματος σε μια σειρά IJJ δεν οδηγούν σε κύματα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, δεδομένου ότι το ηλεκτρομαγνητικό κύμα έχει μόνο τον εγκάρσιο τρόπο (Bae & Lee, 2006).

Υπεραγωγοί βασισμένοι στον υδράργυρο έχουν θεωρηθεί ως σειρά IJJ. Αφού η θεωρία ενδιάμεσου στρώματος ισχύει στις χαμηλές θερμοκρασίες για τα βέλτιστα νοθευμένα με οξυγόνο cuprates υδράργυρου (Özdemir et. το Al, 2006). Όλα τα στρώματα οξειδίων χαλκού κατά μήκος του c-άξονα του συστήματος είναι σε συντονισμό με τη συχνότητα πλάσματος Josephson, που συμπίπτει με το χάσμα THz (Güven Özdemir et. Al, 2007). Αυτός ο τύπος συντονισμού πλάσματος Josephson δεν μπορεί να αποδοθεί στο μηχανισμό ροής φλαξονίων, δεδομένου του ότι το διάστημα του μαγνητικού πεδίου εργασίας δεν υπερβαίνει ποτέ το χαμηλότερο κρίσιμο μαγνητικό πεδίο του συστήματος. Ως εκ τούτου, η μαγνητική ροή αποβάλλεται συνολικά από τον υπεραγωγό. Το φαινόμενο εμφανίζεται ως τέλεια διαμαγνητική απόκριση στα δεδομένα του SQUID. Τελικά, οι ταλαντώσεις πλάσματος terahertz καθορίζονται στο σύστημα και παρέχουν στο σώμα των υπεραγωγίων cuprate υδραργύρου μια εγγενή συνεπή πηγή κυμάτων terahertz χωρίς εφαρμογή οποιασδήποτε εξωτερικής τάσης.

Οι τιμές συχνότητας πλάσματος Josephson για τα cuprates υδραργύρου ήταν υπολογισμένη ήδη μέσω της μαγνητικής κρίσιμης πυκνότητας ρεύματος J_c , η οποία συνήχθη από τη μαγνήτιση εναντίον των καμπυλών του μαγνητικού πεδίου, που λήφθηκαν από το SQUID (Özdemir et. Al, 2006 Güven Özdemir et. Al, 2009). Η συχνότητα πλάσματος Josephson, f_P υπολογίζεται μέσω του βάθους διείσδυσης Josephson, λ_J

$$f_P = \frac{c}{2\pi\lambda_J} \quad (1)$$

όπου το λ_J περιγράφει το βάθος διείσδυσης του μαγνητικού πεδίου, που προκαλείται από τη ροή υπερρεύματος στον υπεραγωγό. Το βάθος διείσδυσης Josephson ορίζεται ως:

$$\lambda_J = \sqrt{\frac{c\varphi_0}{8\pi^2 J_c d}} \quad (2)$$

όπου, το c είναι η ταχύτητα του φωτός, J_c είναι η μαγνητική κρίσιμη πυκνότητα ρεύματος, φ_0 είναι το κβάντο μαγνητικής ροής, και το d είναι η μέση απόσταση μεταξύ των στρωμάτων οξειδίων του χαλκού (Ferrel & Prange, 1963; Ketterson & Song, 1999; Fossheim & Sudbo, 2004).

Έχουμε υπολογίσει τις εγγενείς συχνότητες πλάσματος Josephson για βέλτιστη και πέρα νόθευση με οξυγόνο των υπεραγωγών Hg-1223. Τα σχετικά στοιχεία έχουν καταγραφή στον πίνακα 3.

The optimally oxygen doped Hg-1223 superconductors		The over oxygen doped Hg-1223 superconductors	
Temperature (K)	Plasma Frequency, f_p (Hz)	Temperature (K)	Plasma Frequency, f_p (Hz)
4.2	8.303×10^{13}	5	3.295×10^{13}
27	3.363×10^{13}	17	2.175×10^{13}
77	8.303×10^{12}	25	1.981×10^{13}
		77	1.866×10^{12}
		90	1.537×10^{12}

Πίνακας 3 (Οι συχνότητες πλάσματος Josephson για βέλτιστη και πέρα νόθευση με οξυγόνο των υπεραγωγών cuprate Hg 1223 (Özdemir et al., 2006; Güven Özdemir et al., 2007; Güven Özdemir, 2007)).

Στην εικόνα 11, παρουσιάζονται οι καμπύλες συχνότητας πλάσματος Josephson συναρτήσει της θερμοκρασίας και οι σχετικές συναρτήσεις προσαρμογής για βέλτιστη και νόθευση με οξυγόνο υπεραγωγού $\text{HgBa}_2\text{Ca}_2\text{Cu}_3\text{O}_{8+x}$.

Η συνάρτηση εξάρτησης από την θερμοκρασία της συχνότητας πλάσματος Josephson για βέλτιστη και πέρα νόθευση με οξυγόνο υπεραγωγού Hg-1223 έχουν γίνει με γραφικό πρόγραμμα Origin Lab 8.0. Σύμφωνα με την συνάρτηση προσαρμογής, που δίνεται στους τύπους (3) και (4), μια πρόσθετη νόθευση με άτομα οξυγόνου στο βέλτιστο νοθευμένο σύστημα αλλάζει την εξάρτηση από την θερμοκρασία του f_p και επίσης χαμηλώνει τις συχνότητες πλάσματος.

for the optimally oxygen doped Hg-1223 superconductor

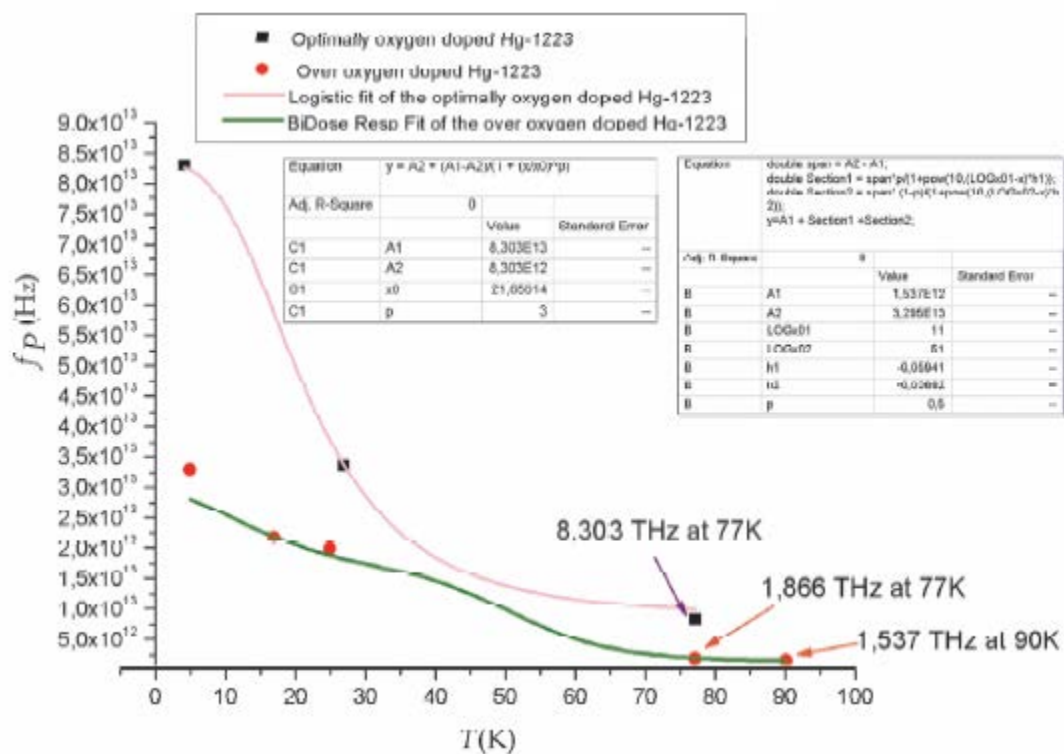
$$f_p(T) = 8.303 \times 10^{12} + \frac{8.303 \times 10^{13} - 8.303 \times 10^{12}}{1 + \left(\frac{T}{21.65914}\right)^3} \quad (3)$$

for the over oxygen doped Hg-1223 superconductor

$$f_p(T) = 1.537 \times 10^{12} + (3.29503 \times 10^{13} - 1.537 \times 10^{12}) \left(\frac{0.5}{1 + 10^{-(11-T)0.05941}} \frac{1 - 0.5}{1 + 10^{-(15-T)0.05882}} \right) \quad (4)$$

1.1.3.2 Συνοπτικά συμπεράσματα για εγγενείς πηγές κυμάτων terahertz cuprate υδραργύρου

Στα βέλτιστα νοθευμένα και πέρα με οξυγόνο δείγματα cuprate υδραργύρου εμφανίζονται εγγενείς συχνότητες πλάσματος Josephson terahertz στις σχετικά υψηλές θερμοκρασίες. Το βέλτιστα νοθευμένο με οξυγόνο σύστημα ξεκινά να εκπέμπει συμφασικά κύματα terahertz στην εγγύτητα της θερμοκρασίας του υγρού αζώτου 77K, ενώ για τα υπερ-νοθευμένα με οξυγόνο δείγματα αυτή η επίδραση αρχίζει επάνω από τους 77K. Έτσι βγαίνει το συμπέρασμα ότι το υπερβολικό οξυγόνο έχει επιπτώσεις μόνο στην αρχική θερμοκρασία της εκπομπής του συμφασικού κύματος terahertz στο υπεραγώγιμο σύστημα.



Εικόνα 11 (Καμπύλες της εγγενούς συχνότητας συντονισμού πλάσματος Josephson σε συνάρτηση με την θερμοκρασία και η συνάρτηση προσαρμογής για βέλτιστη και πέρα νόθευση με οξυγόνο cuprates υδραργύρου).

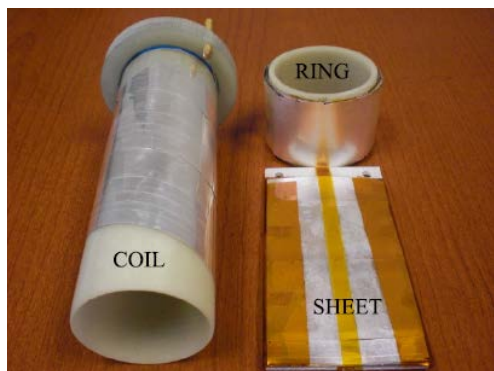
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

2.1 ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗΣ

Σκοπός της μοντελοποίησης είναι η εξέταση της συμπεριφοράς του υπεραγωγού ως προς την μαγνητική θωράκιση, που μπορεί να δώσει στη συγκεκριμένη γεωμετρία της κατασκευής. Η κατασκευή είναι έτσι σχεδιασμένη, ώστε να μπορεί να χωρέσει μέσα ένα ποντίκι και το SQUID, που θα μετρά την μαγνήτιση και άρα, πού βρίσκεται ο καρκίνος μέσα στο σώμα του ποντικού, χωρίς να το σκοτώσουμε.

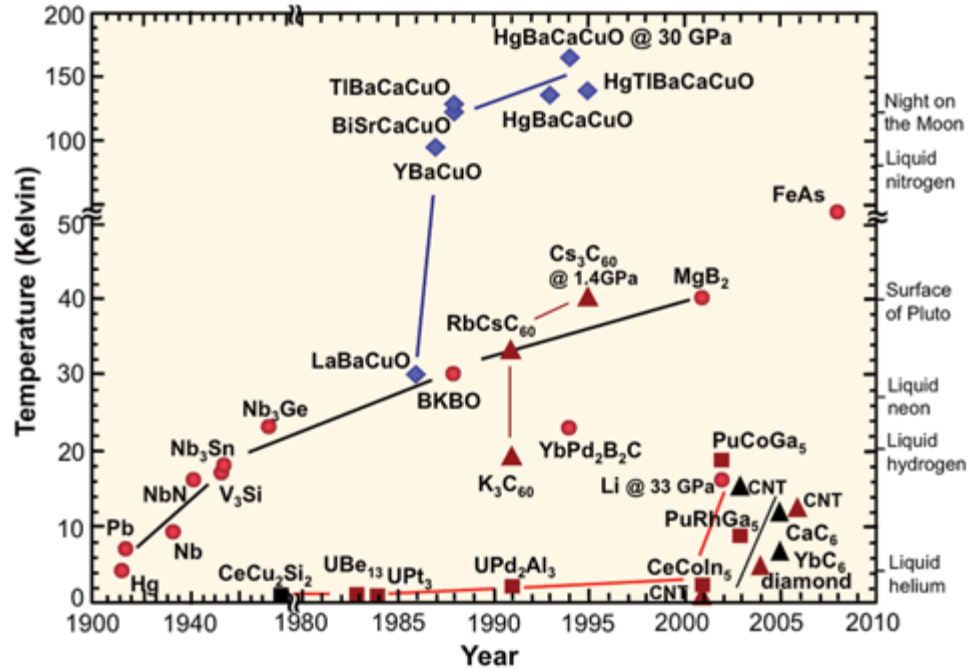
2.2 ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ



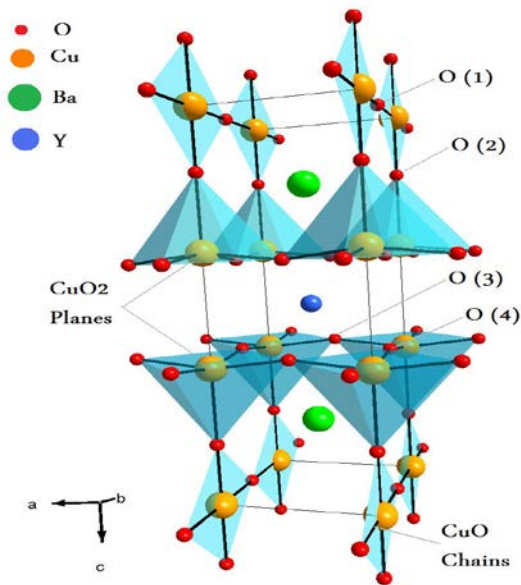
Εικόνα 12 (Ταινία YBCO που έχει περιελιχτεί ελικοειδώς [coil] και κανονικά [ring]) { J Kvitkovic, S Pamidi and J Voccio }(2))

Για την επίτευξη μαγνητικής θωράκισης θα χρησιμοποιηθεί ένα στρώμα από υπεραγώγιμο υλικό (Εικόνα 49) το οποίο είναι το μεσαίο στρώμα της κατασκευής. Ο υπεραγωγός που έχει επιλεγεί είναι ο $YBa_2Cu_3O_7$ (YBCO), που φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα 50 και είναι υψηλής θερμοκρασίας με T_c 77K. Ο υπεραγωγός θα περιβάλλεται από άζωτο, δηλαδή πάνω και κάτω του υπεραγώγιμου στρώματος υπάρχει στρώμα αζώτου, το οποίο θα ανατροφοδοτείται σε ένα κλειστό σύστημα. Στη συνέχεια υπάρχει υλικό υποστήριξης και διαχωρισμού, το οποίο θα είναι από γυαλί ή αλουμίνιο. Μετά υπάρχει κενό το οποίο επιτυγχάνεται με αντλία. Το κενό χρειάζεται για να επιτευχτεί θερμομόνωση. Και τέλος υπάρχει πάλι το υλικό υποστήριξης.

Αυτές οι στρώσεις είναι και για το κεντρικό τμήμα, αλλά και για τα καπάκια. Η σχεδίαση έχει γίνει έτσι ώστε τα καπάκια με το κεντρικό τμήμα να εμποδίζουν την εισχώρηση μαγνητικού πεδίου, που θα προέρχεται από τη Γή ή από τα καλώδια, έτσι ώστε να μην επηρεάζονται οι μετρήσεις του SQUID. Βέβαια εμείς για να περάσουμε καλώδια, που θα συνδέονται με το SQUID, που βρίσκεται εσωτερικά της κατασκευής, θα χρειαστεί να ανοίξουμε οπή στο καπάκι. Για αυτό το λόγο στην προσομοίωση έχουμε ανοίξει μια οπή στο ένα καπάκι για να μελετηθεί η θωράκιση στο μαγνητικό πεδίο σε τέτοιες περιοχές.



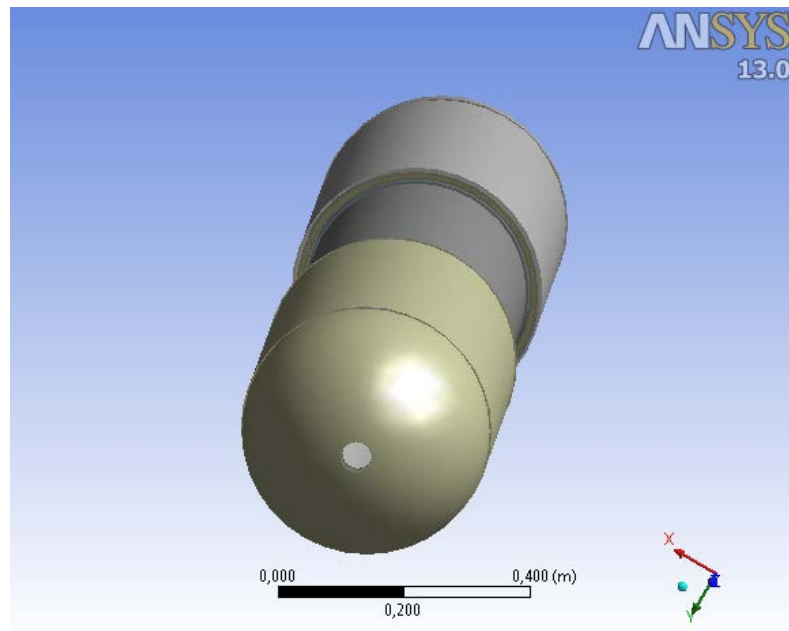
Εικόνα 13 (Πιθανοί υπεραγωγοί, που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν. Πότε ανακαλύφθηκαν. Σε ποια θερμοκρασία πέφτουν στην υπεραγώγιμη κατάσταση και με ποιο υλικό μπορεί να επιτευχτεί η θερμοκρασία μετάβασης)



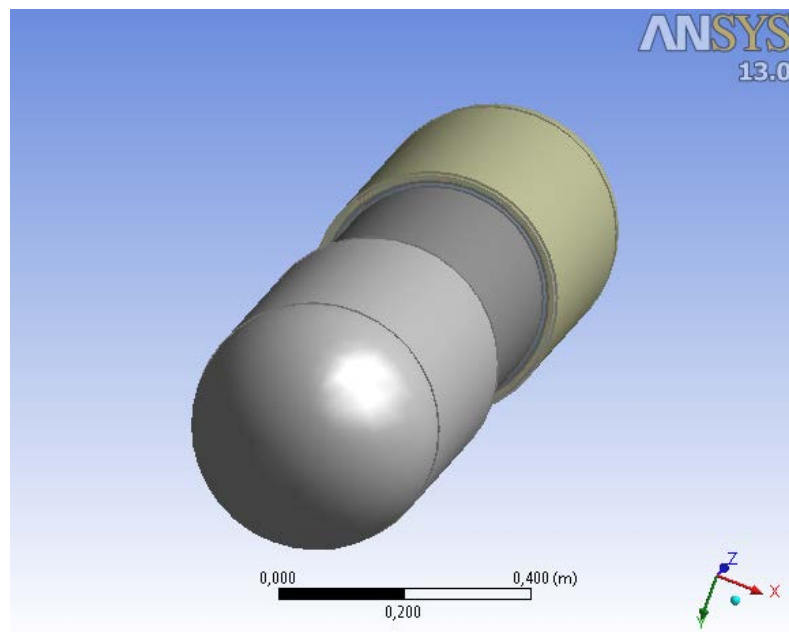
Εικόνα 14 (Δομή YBCO)

Αρχικά θα πρέπει να σχεδιαστεί η γεωμετρία της κατασκευής ως πρώτο βήμα για την μοντελοποίηση. Ακολουθούν κάποιες εικόνες, που έχουν σχεδιαστεί στο Workbench και Design Modeler για ως μια πρώτη εικόνα της κατασκευής και της διάταξης. Οι εικόνες που θα ακολουθήσουν είναι από το Mechanical {ANSYS Multiphysics}.

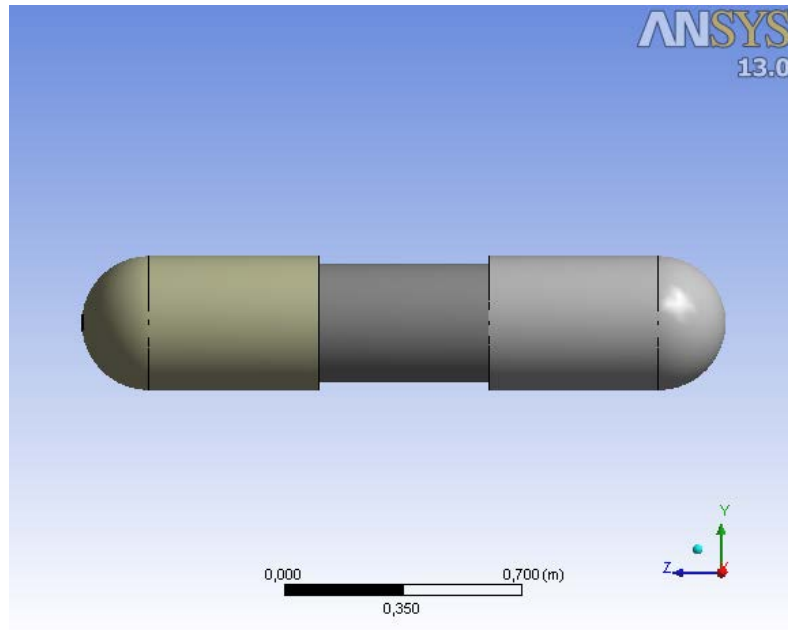
Για γεωμετρίες είχαν επιλεγεί δύο λύσεις. Η πρώτη λύση αποτελείται σπο τρία μέρη: κεντρικό σωλήνα και δύο καπάκια. Η δεύτερη λύση αποτελείται από δύο μέρη: δυο σωλήνες με καπάκια, που ο ένας μπαίνει μέσα στον άλλο. Τελικά επιλέχτηκε η πρώτη λύση.



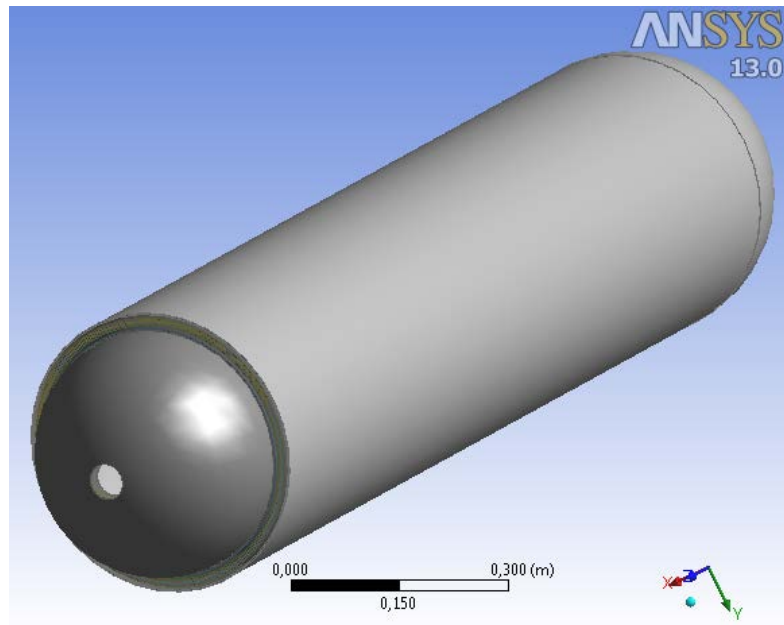
Σχήμα 1 (Γεωμετρία πρώτης λύσης)



Σχήμα 2 (Γεωμετρία πρώτης λύσης)



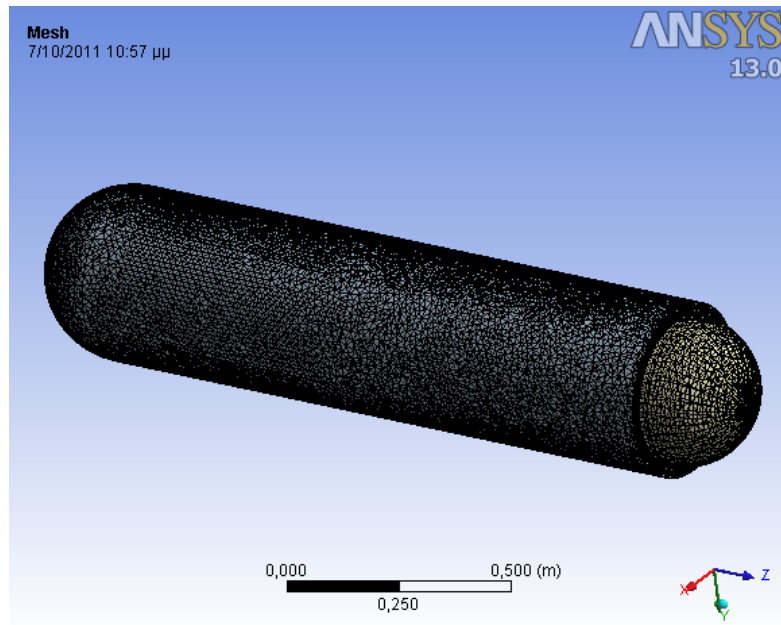
Σχήμα 3 (Γεωμετρία πρώτης λύσης)



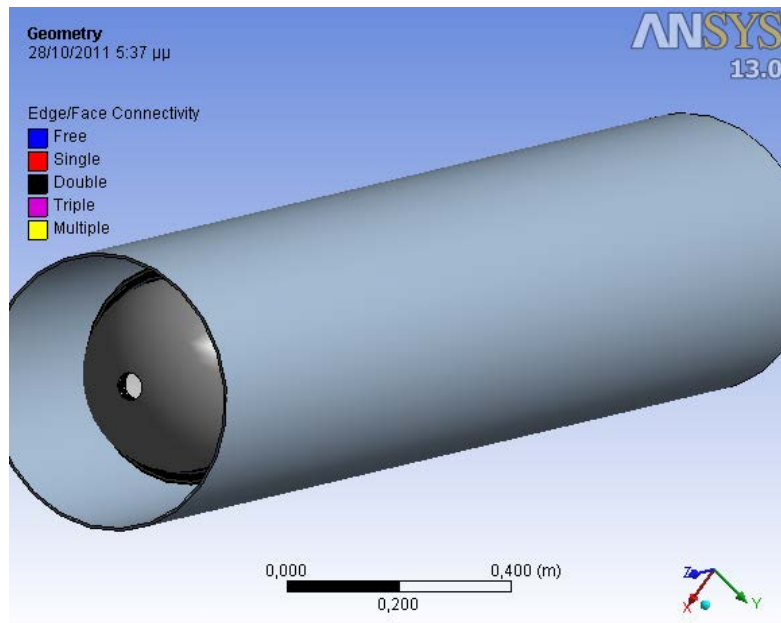
Σχήμα 4 (Γεωμετρία δεύτερη λύσης)

Η γεωμετρία έχει και οπές που είναι απαραίτητες για να μπορέσουν να περάσουν καλώδια για να γίνει η σύνδεση με το μαγνητόμετρο τύπου SQUID.

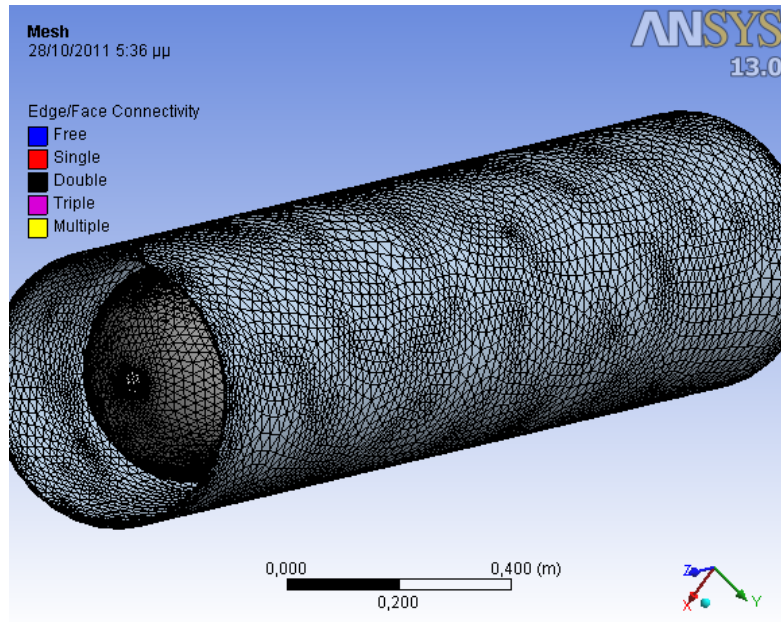
Ακολουθούν εικόνες, που δείχνουν το δικτύωμα (Meshing), καθώς και την διάταξη με την πηγή, που είναι περιελιγμένο σύρμα χαλκού.



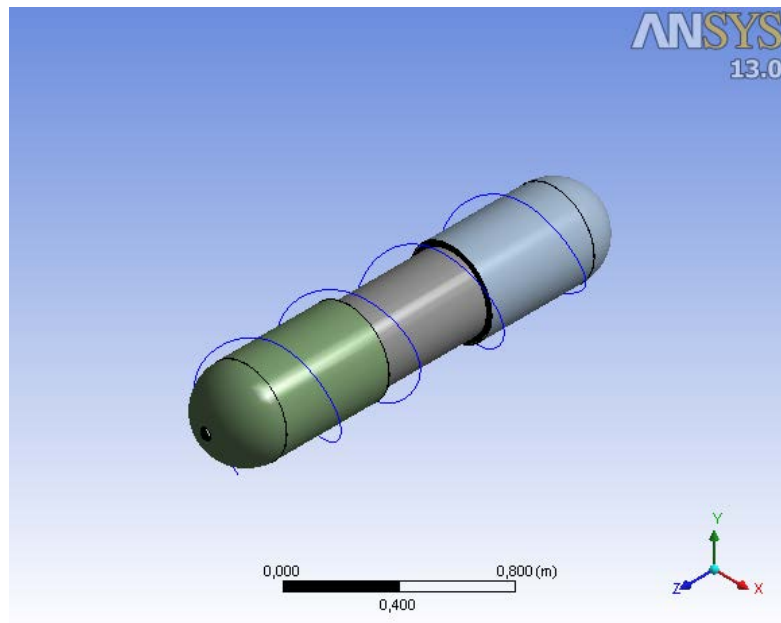
Σχήμα 5 (Γεωμετρία δεύτερης λύσης μετα από meshing)



Σχήμα 6 (Διαταξη οπου ο εξωτερικός σωλήνας αποτελεί την πηγή)

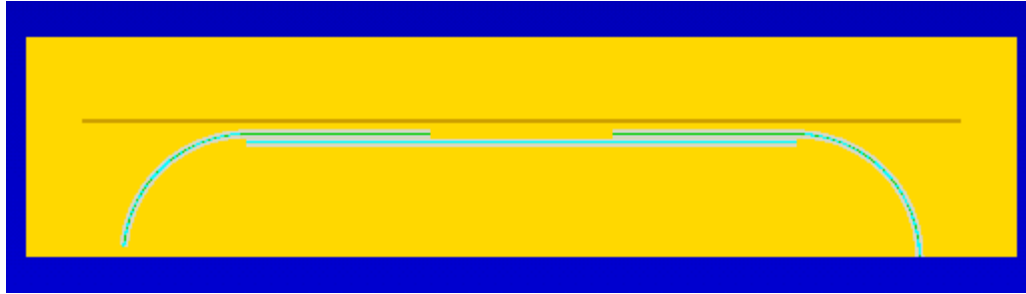


Σχήμα 7 (Διατάξη μετα το Meshing)

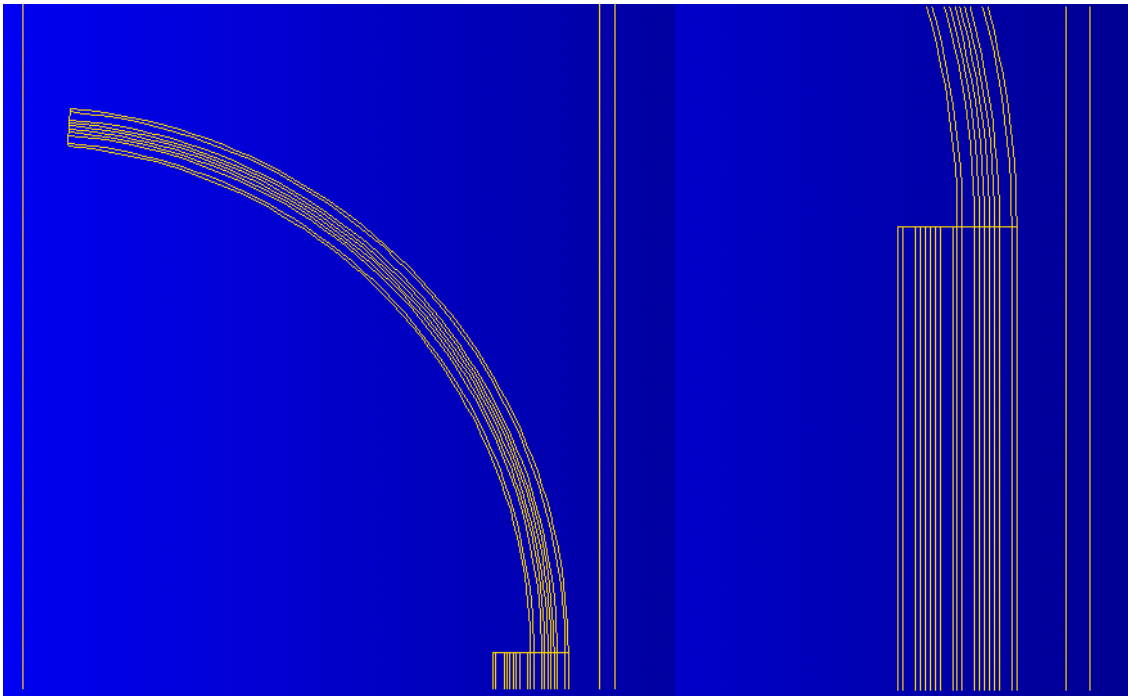


Σχήμα 8 (Ενδεικτική απεικόνιση της πηγής)

Η προσομοίωση έγινε με ANSYS Mechanical APDL Product Launcher. Αρχικά σχεδιάζεται η δισδιάστατη (2D) γεωμετρία, όπως φαίνεται στα ακόλουθα σχήματα. Λόγω του ότι το πρόβλημα είναι αξονοσυμμετρικό σχεδιάζεται το μισό 2D αντικείμενο.

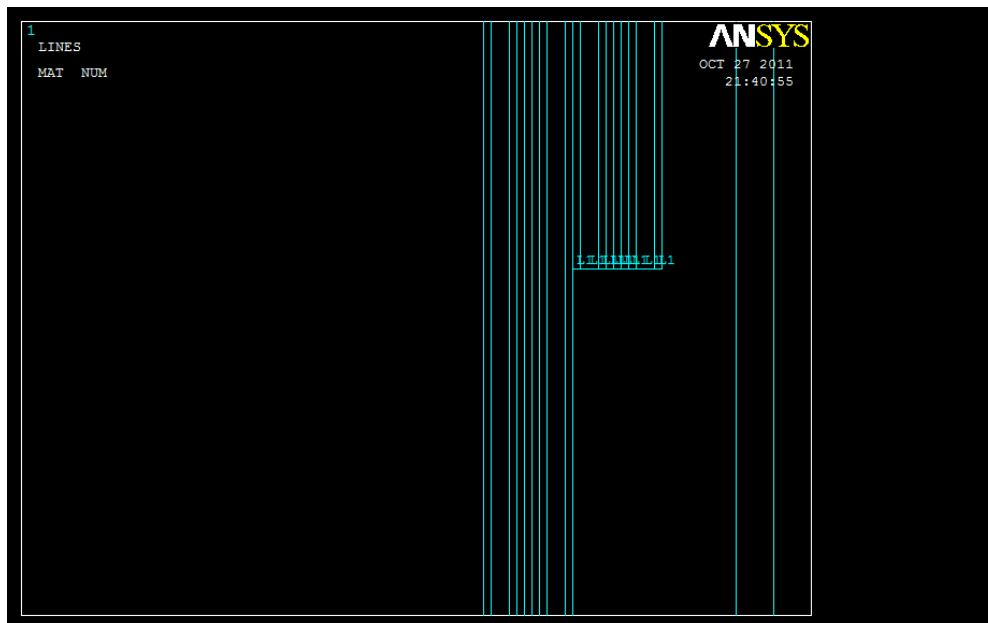
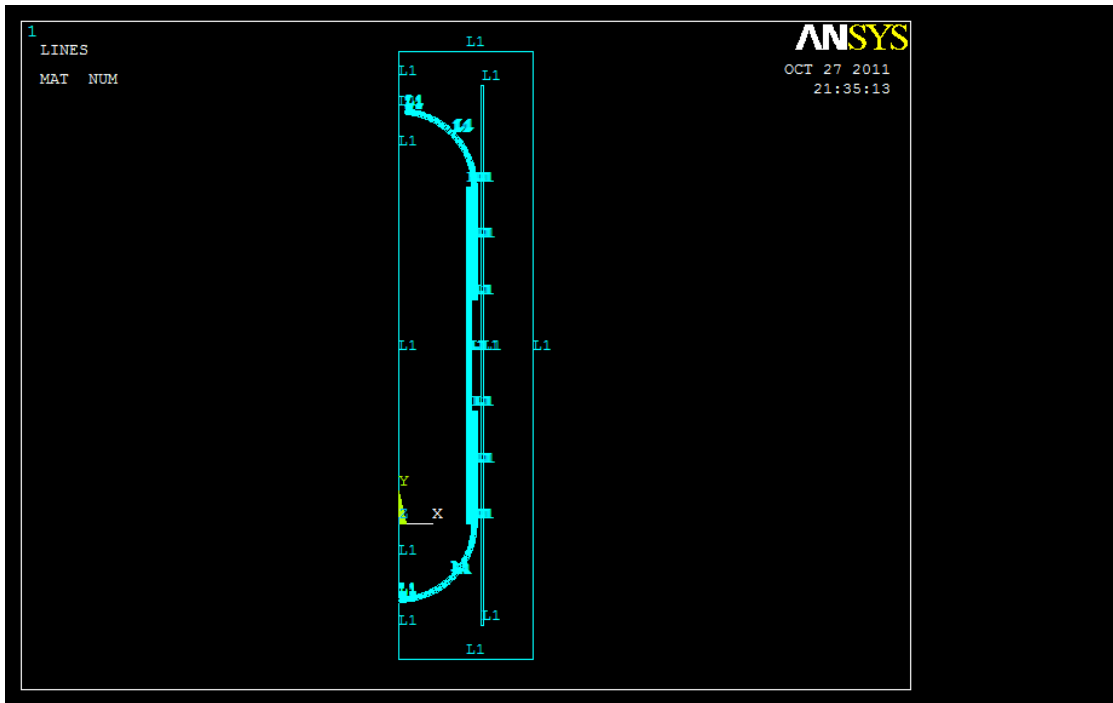


Σχήμα 9 (Απεικόνιση του μοντέλου)

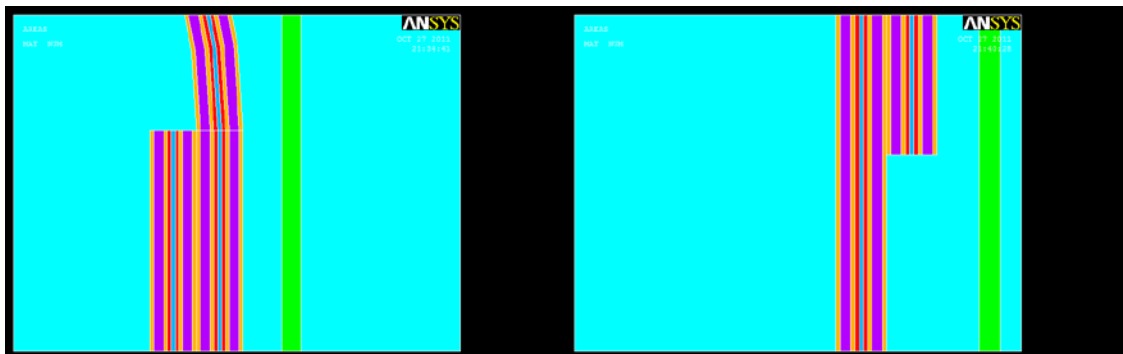
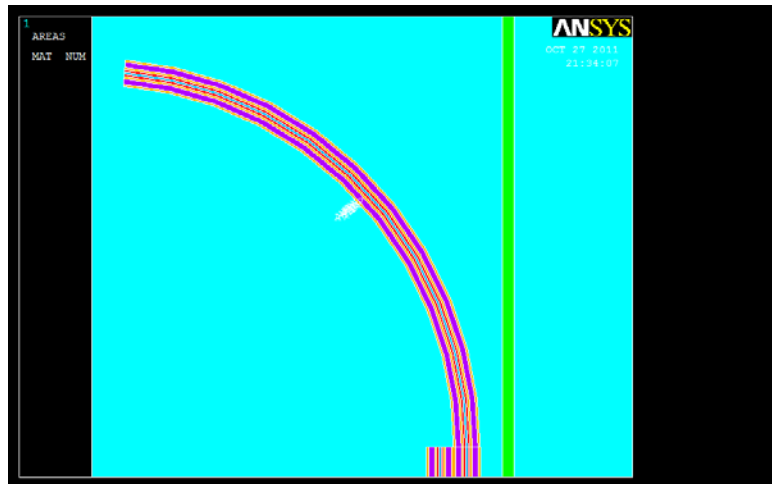
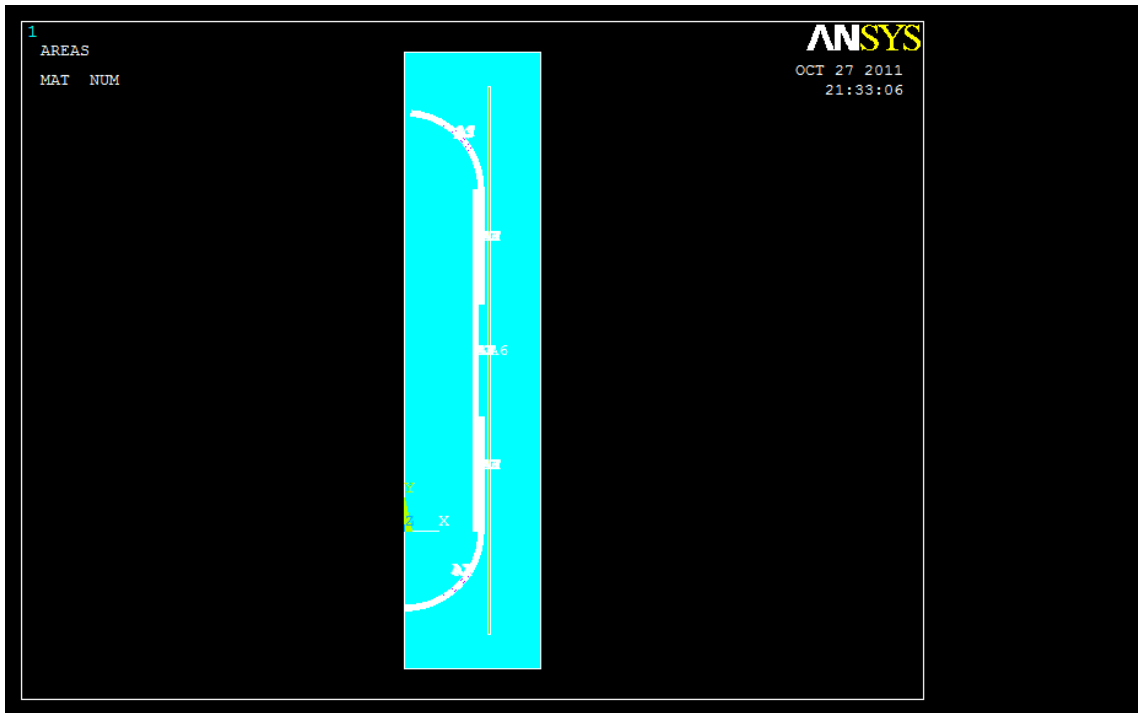


Σχήμα 10 (Απεικόνιση του μοντέλου)

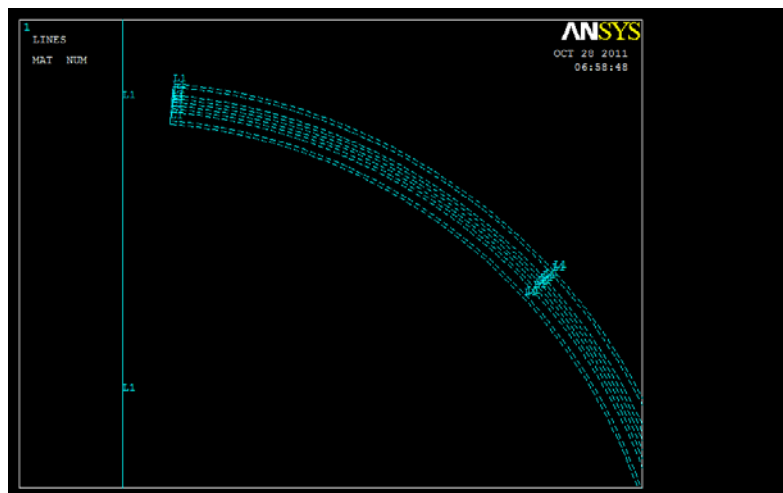
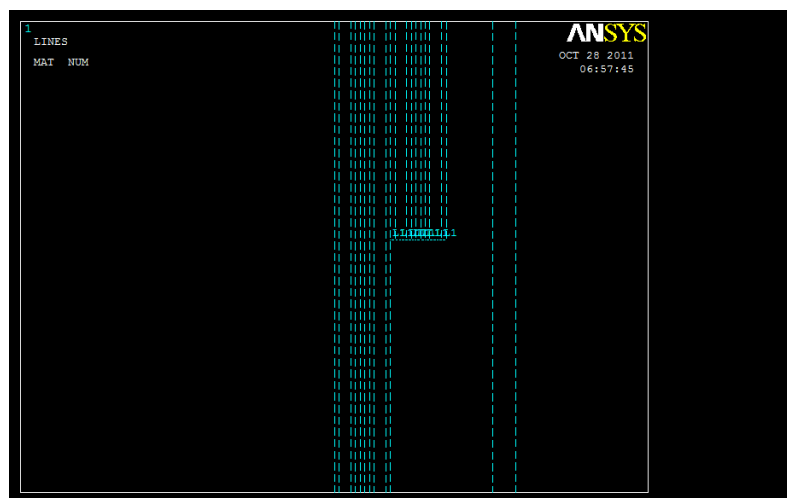
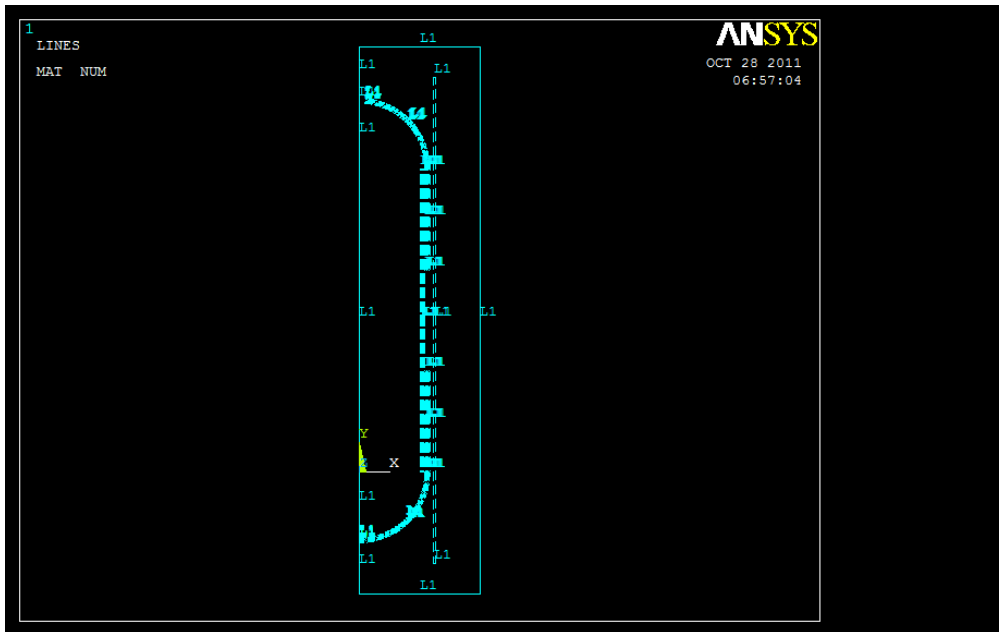
Σχεδιάζεται το μοντέλο, όπως φαίνεται στο σχήμα 11. Από της γραμμές δημιουργούμε επιφάνειες και βάζουμε έξι μοντέλα υλικών: υλικό 1 = αέρας (γαλάζιο), υλικό 2 = κενό (μωβ), υλικό 3 = άζωτο (κόκκινο), υλικό 4 = υπεραγωγός (μπλε), υλικό 5 = γυαλί ή αλουμίνιο (πορτοκαλί), υλικό 6 = πηγή (πράσινο) με ιδιότητα, που καθορίζει την σχετική διαπερατότητα (μ_r). Οι επιφάνειες φαίνονται στο σχήμα 12. Δημιουργούμε δύο στοιχεία PLANE 53, που βάζουμε στην πηγή και PLANE 13, που μπαίνει σε όλα τα άλλα. Στη συνέχεια προκαθορίζουμε το Meshing στις γραμμές, που μας ενδιαφέρουν, δηλαδή πάνω στην κατασκευή, όπως φαίνεται στο σχήμα 13. Μετά το Meshing το αποτέλεσμα είναι αυτό, που βλέπουμε στο σχήμα 14. Το επόμενο βήμα είναι ο καθορισμός των αρχικών συνθηκών, συνεπώς δίνουμε διέγερση στην πηγή προσδίδοντας πυκνότητα ρεύματος στη περιοχή του αγωγού και ως οριακή συνθήκη άξονα παράλληλης ροής, όπως φαίνεται στο σχήμα 15.



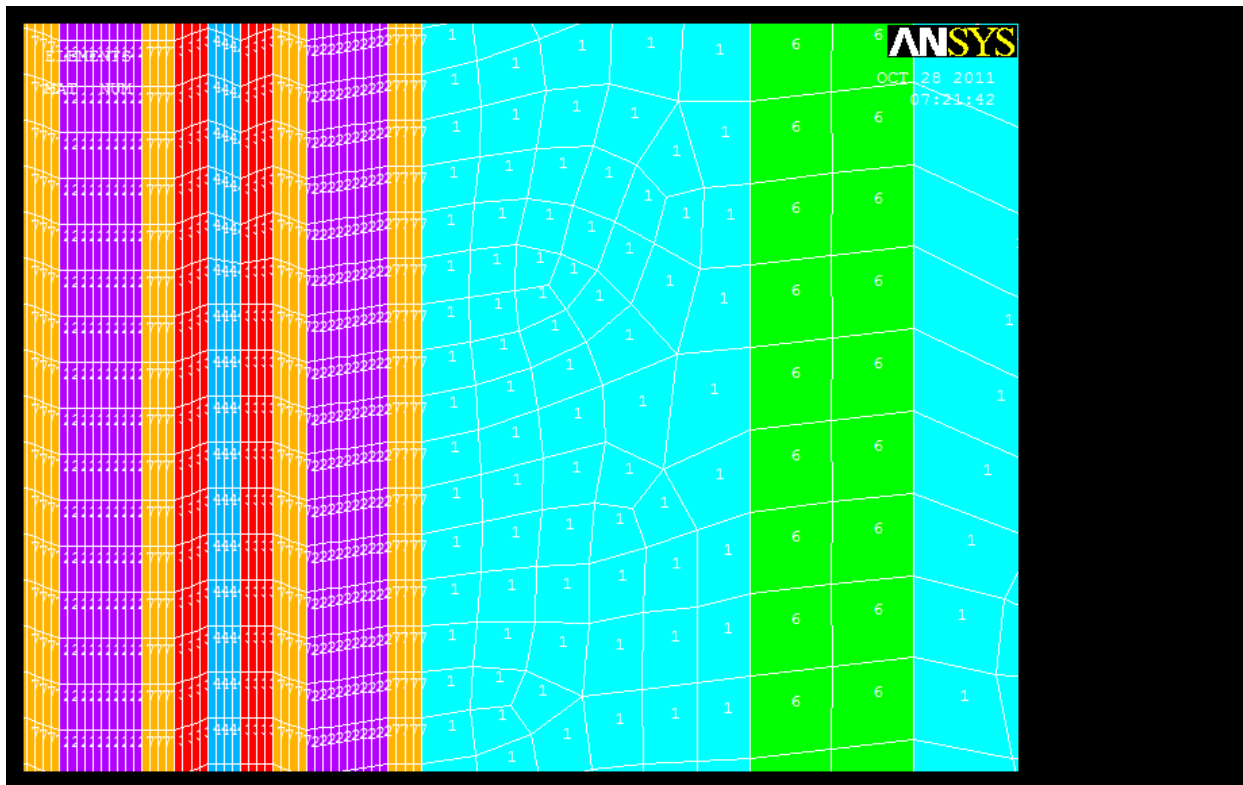
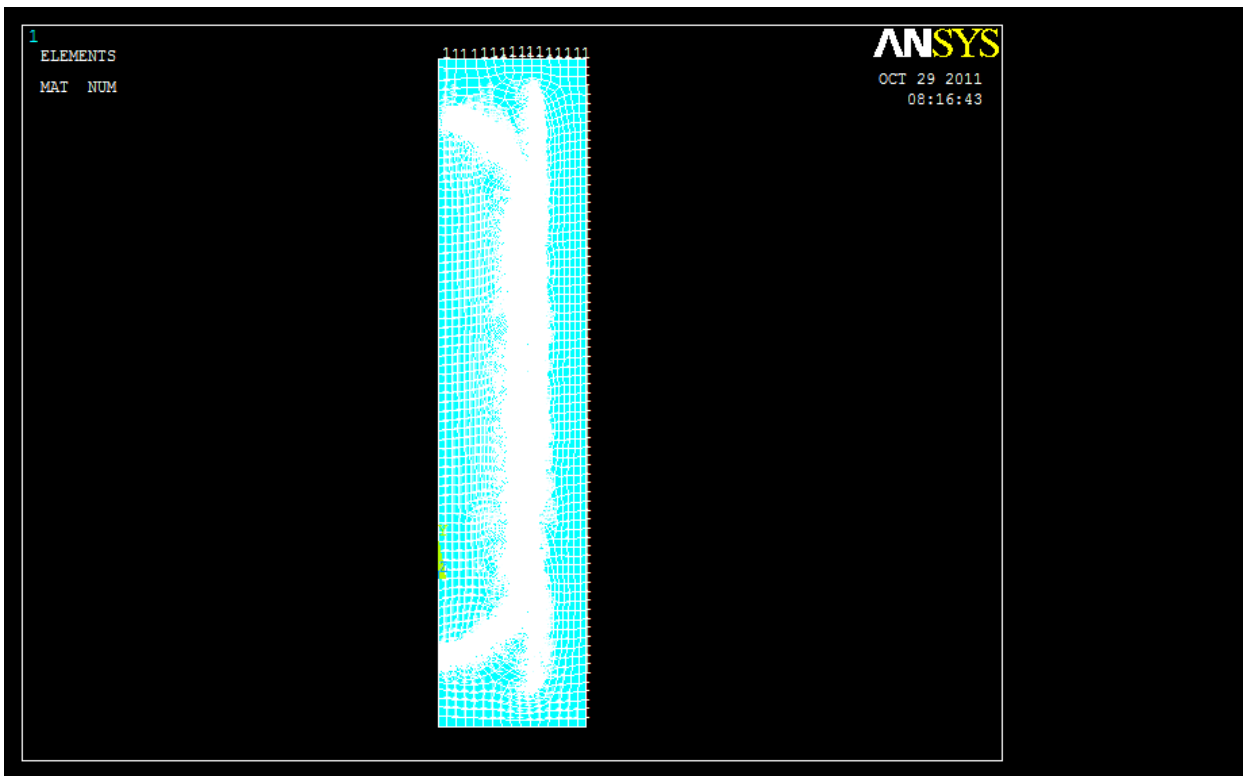
Σχήμα 11 (Απεικόνιση του μοντέλου με γραμμές)



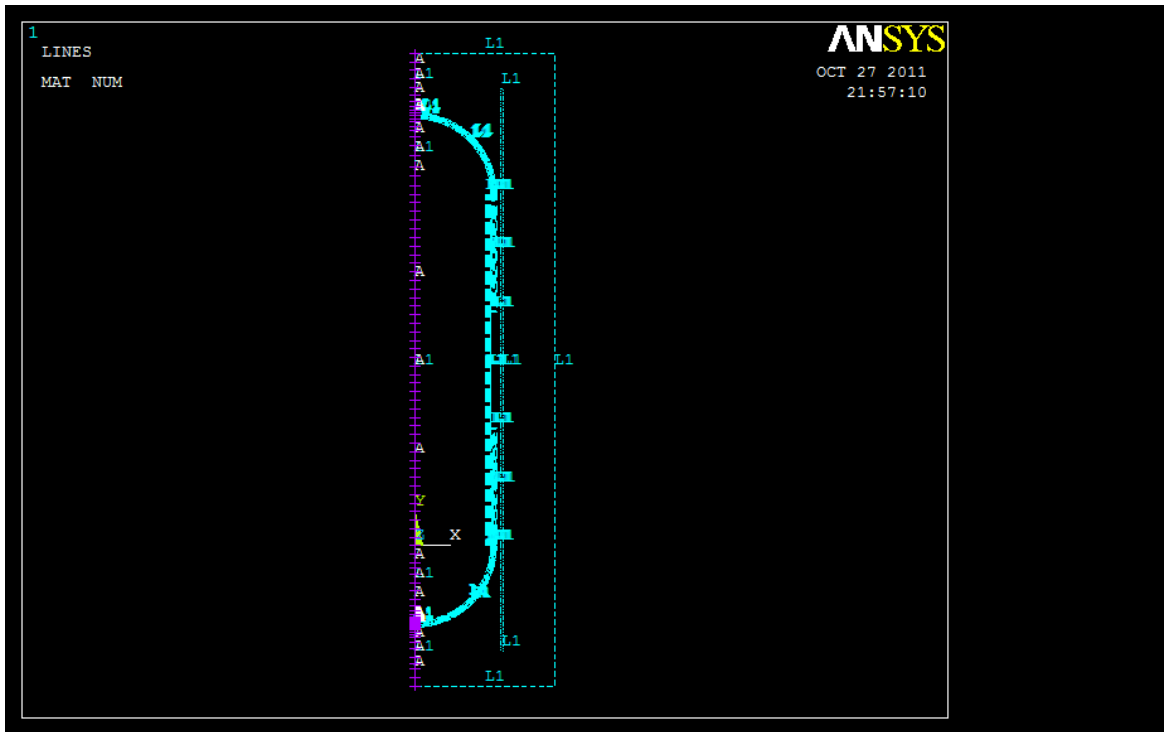
Σχήμα 12 (Απεικόνιση των περιοχών του μοντέλου)



Σχήμα 13 (Προκαθορισμός του Meshing)



Σχήμα 14 (Meshing)

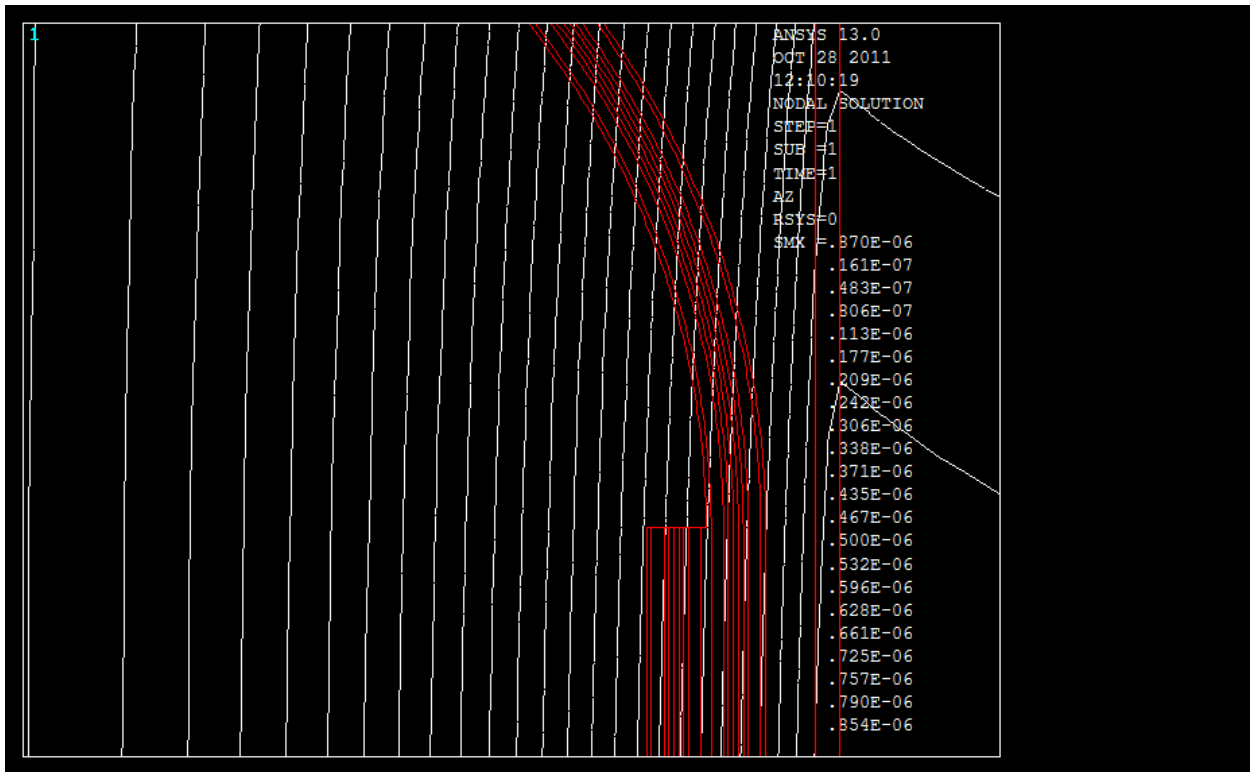
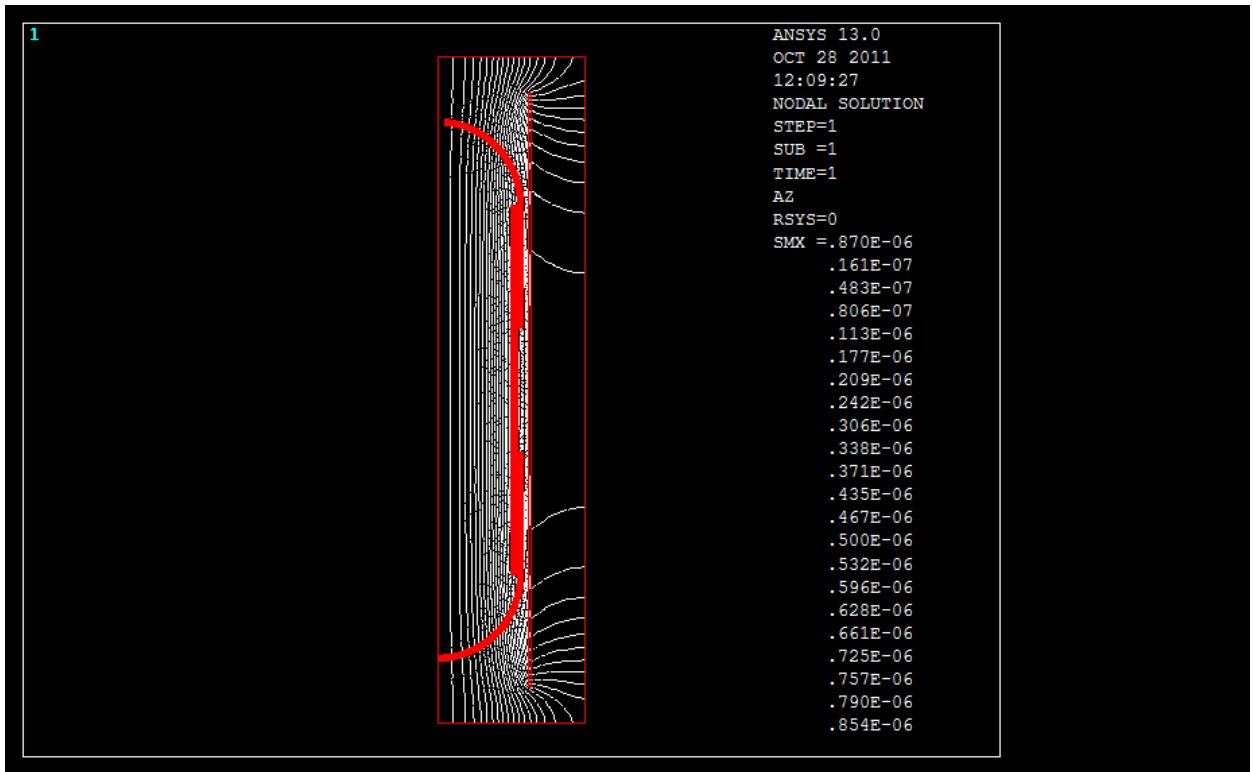


Σχήμα 15 (Οριακή συνθήκη)

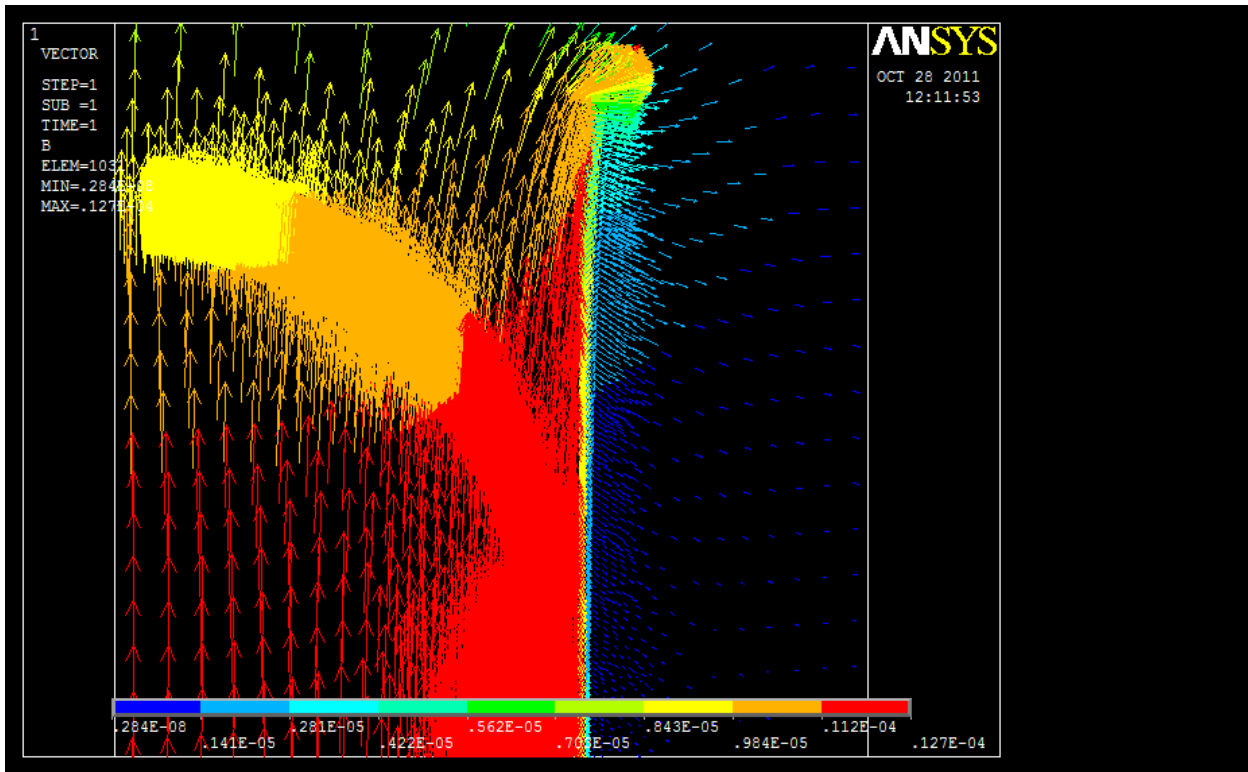
2.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Ο υπεραγωγός έχει σχετική μαγνητική διαπερατότητα 0 και συνεπώς το πεδίο δεν μπορεί να τον διαπεράσει. Ξεκινώντας από σχετική διαπερατότητα στον υπεραγωγό 1, δηλαδή να μην έχει υπεραγώγιμη συμπεριφορά, άρα να μην βρίσκεται κάτω από την θερμοκρασία T_c , φτάνουμε στο 1×10^{-20} προσεγγίζοντας έτσι το μηδέν και διερευνούμε την συμπεριφορά τις κατασκευής ως προς την θωράκιση. Εμείς θέλουμε στο εσωτερικό και προς το κέντρο να μην υπάρχει πεδίο ή να είναι ασήμαντο, έτσι ώστε να μην επηρεάζει την μέτρηση του SQUID.

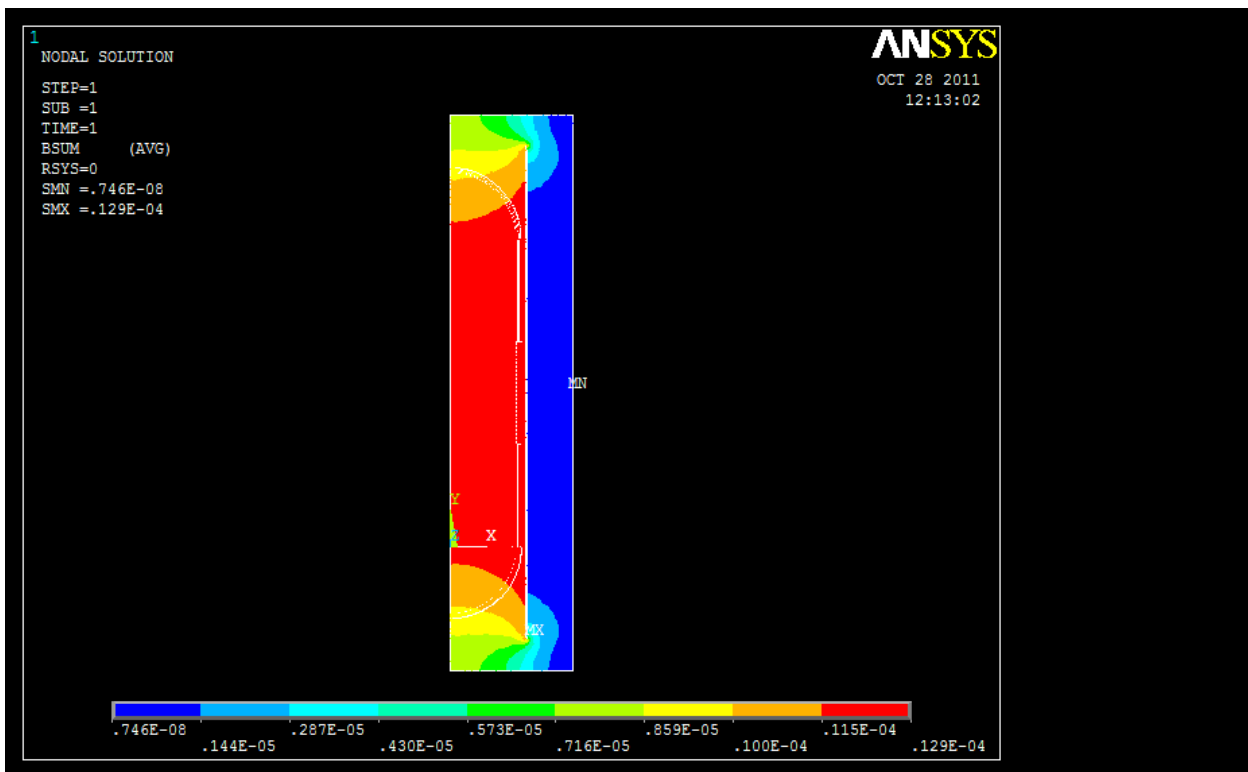
- ✚ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1 το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 16, μαγνητικό πεδίο [B] ως διάνυσμα σχήμα 17 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 18.



Σχήμα 16 (Μαγνητικές γραμμές)

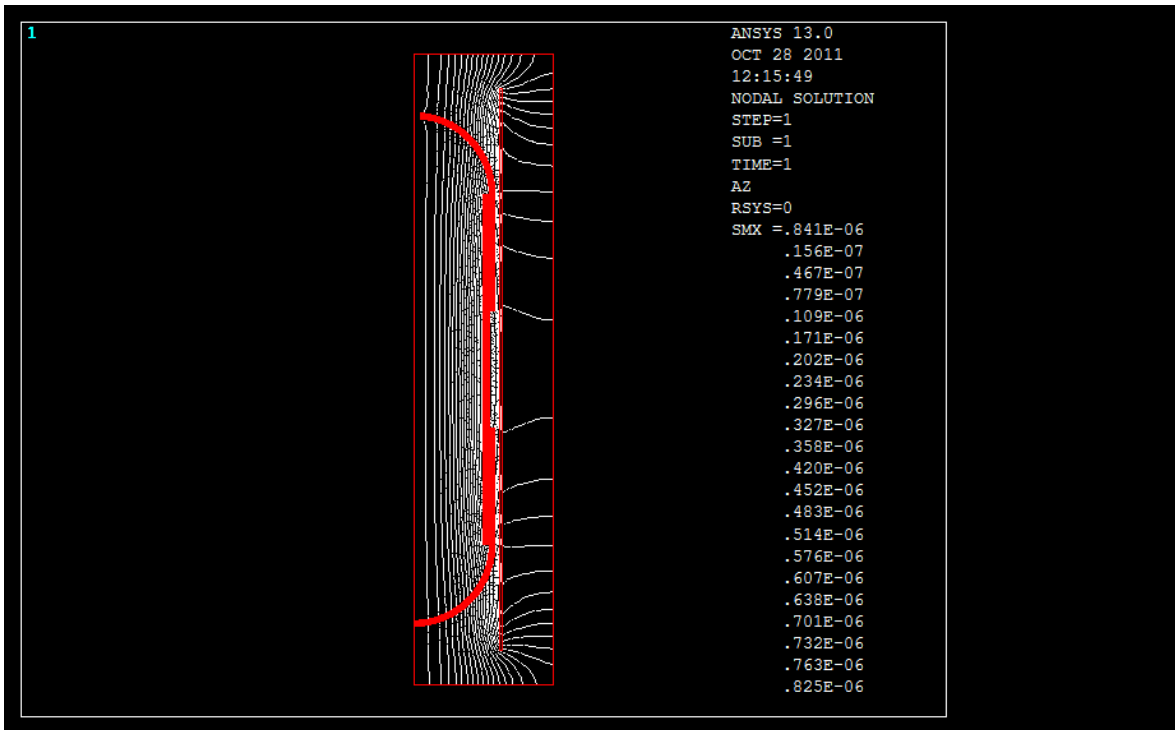


Σχήμα 17 (Μαγνητικό πεδίο[B])

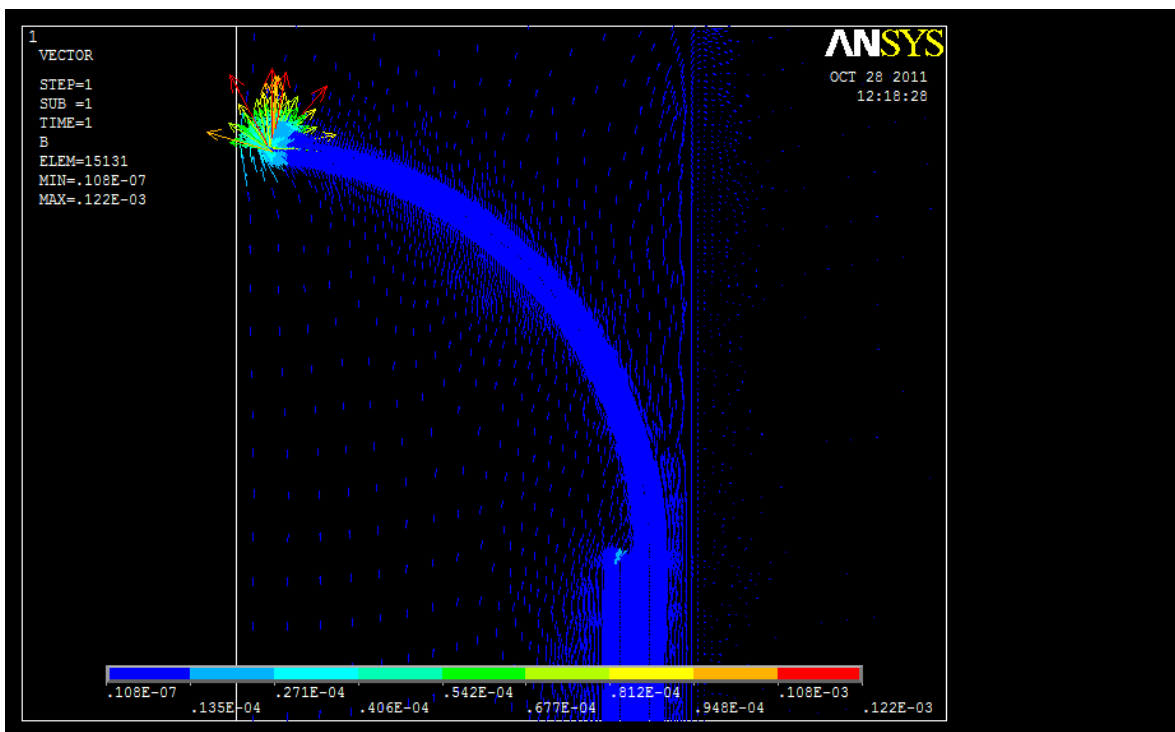


Σχήμα 18 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

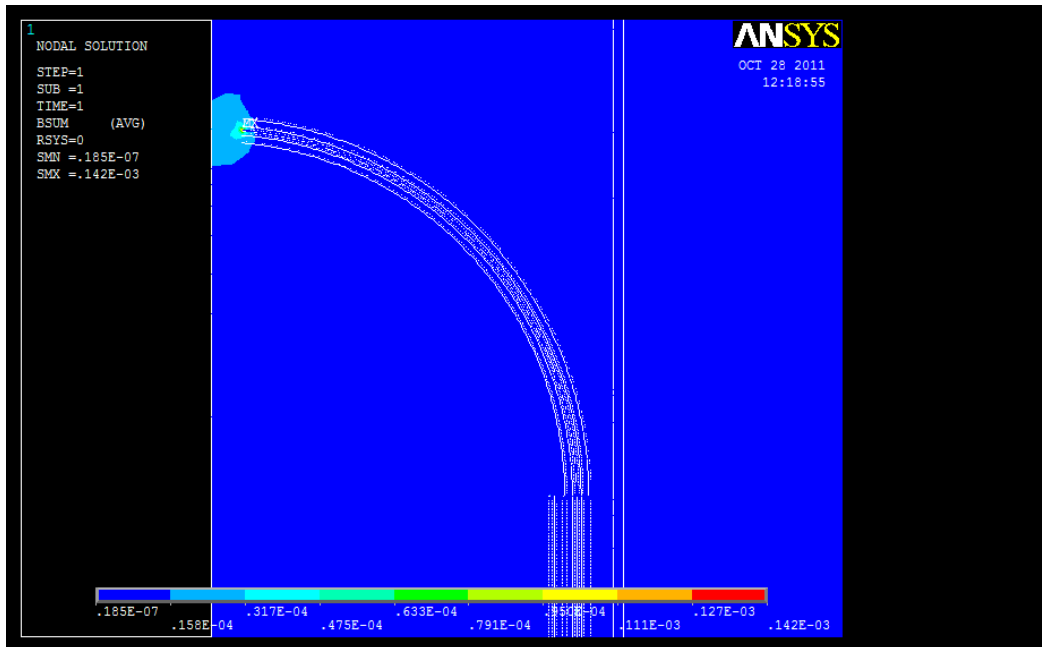
- ✦ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-2} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 19, μαγνητικό πεδίο B ως διάνυσμα σχήμα 20 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 21.



Σχήμα 19 (Μαγνητικές γραμμές)

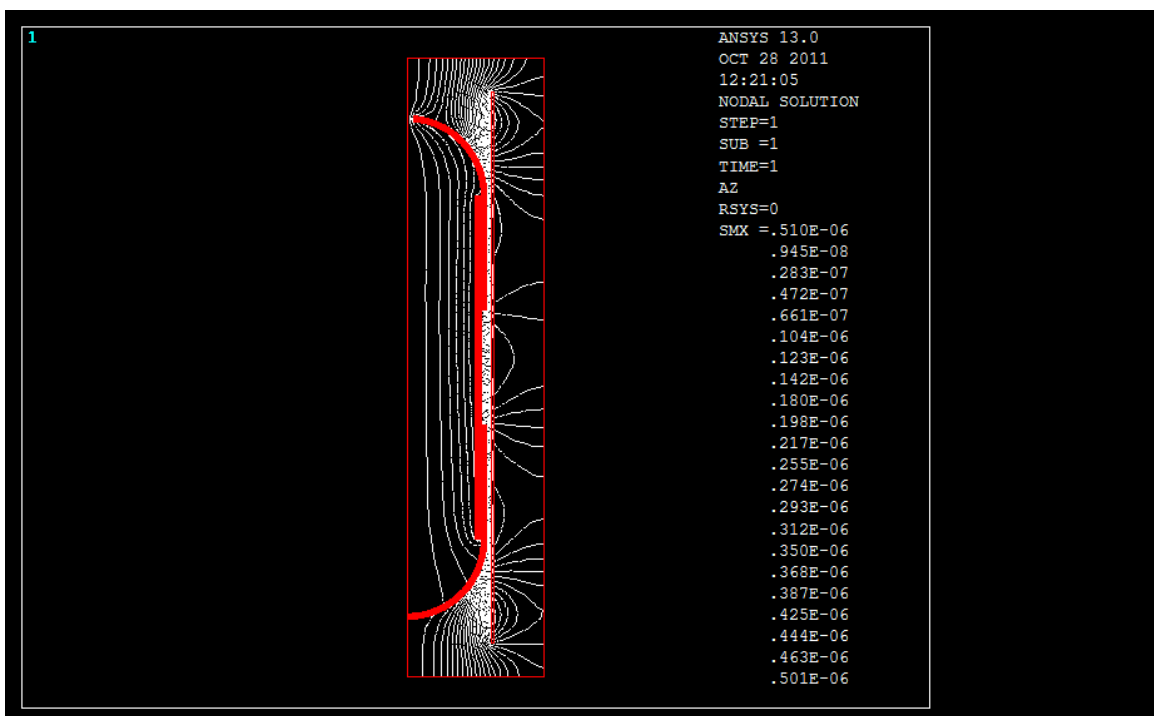


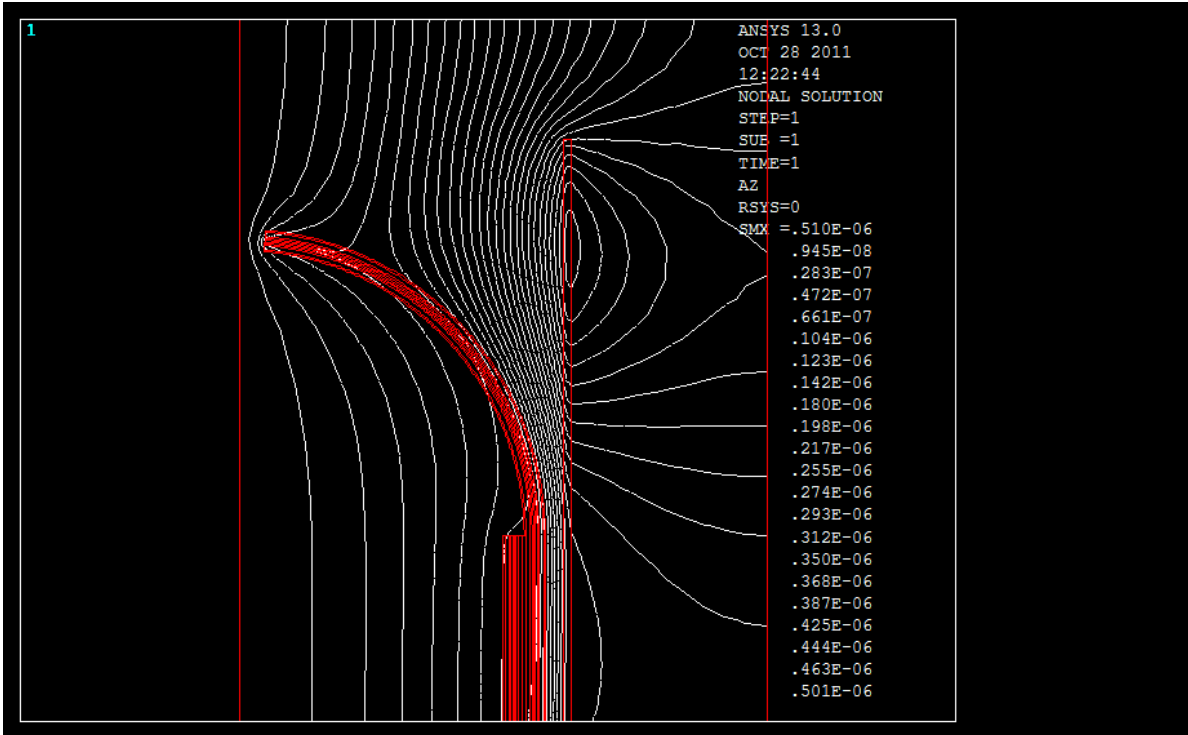
Σχήμα 20 (Μαγνητικό πεδίο[B])



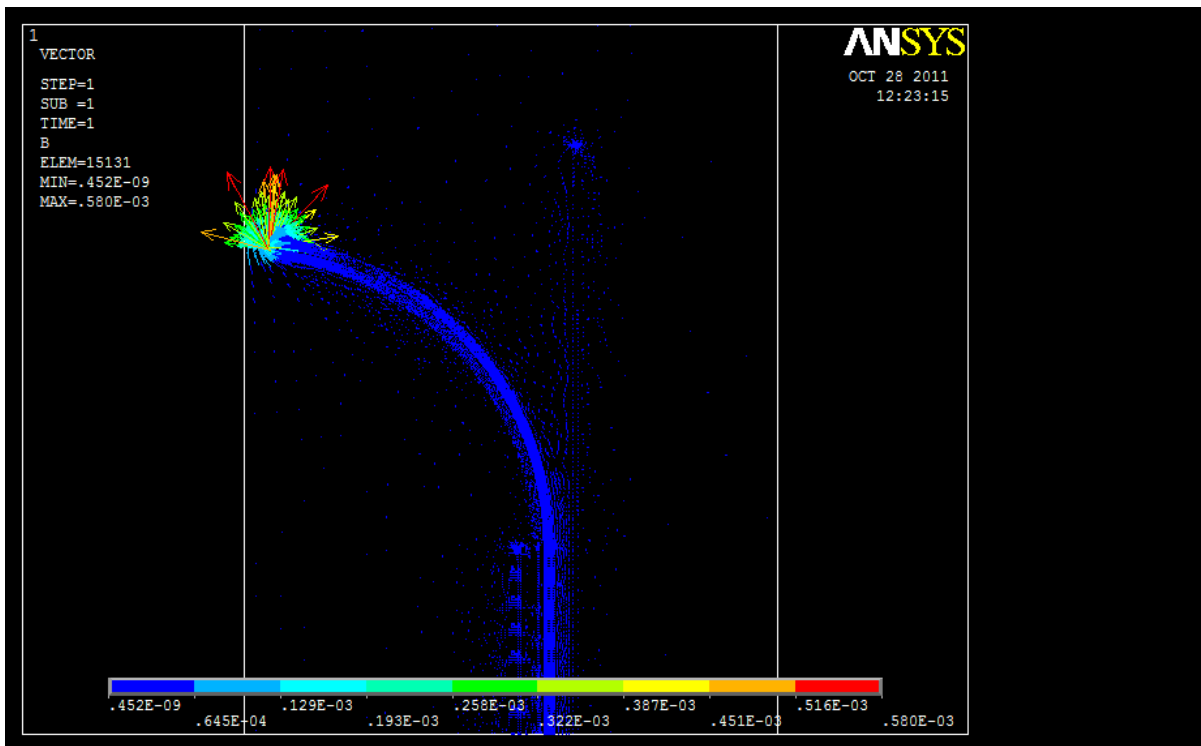
Σχήμα 21 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

- ✦ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-4} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 22, μαγνητικό πεδίο B ως διάγραμμα σχήμα 23 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 24.

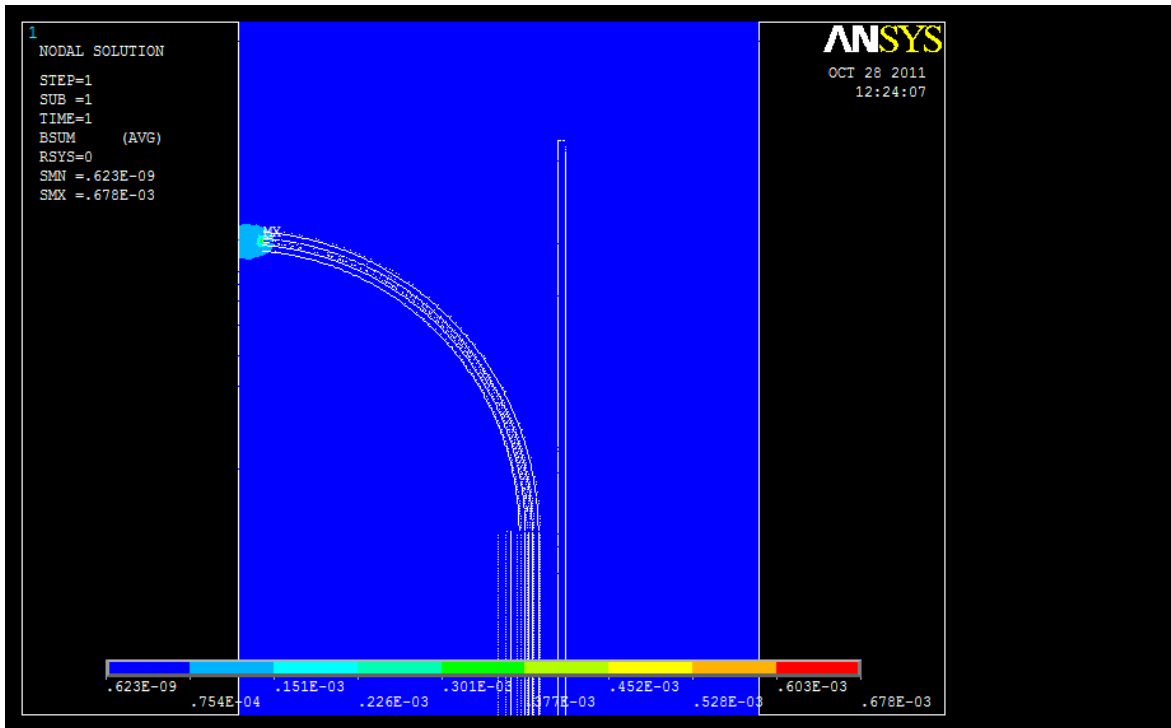




Σχήμα 22 (Μαγνητικές γραμμές)

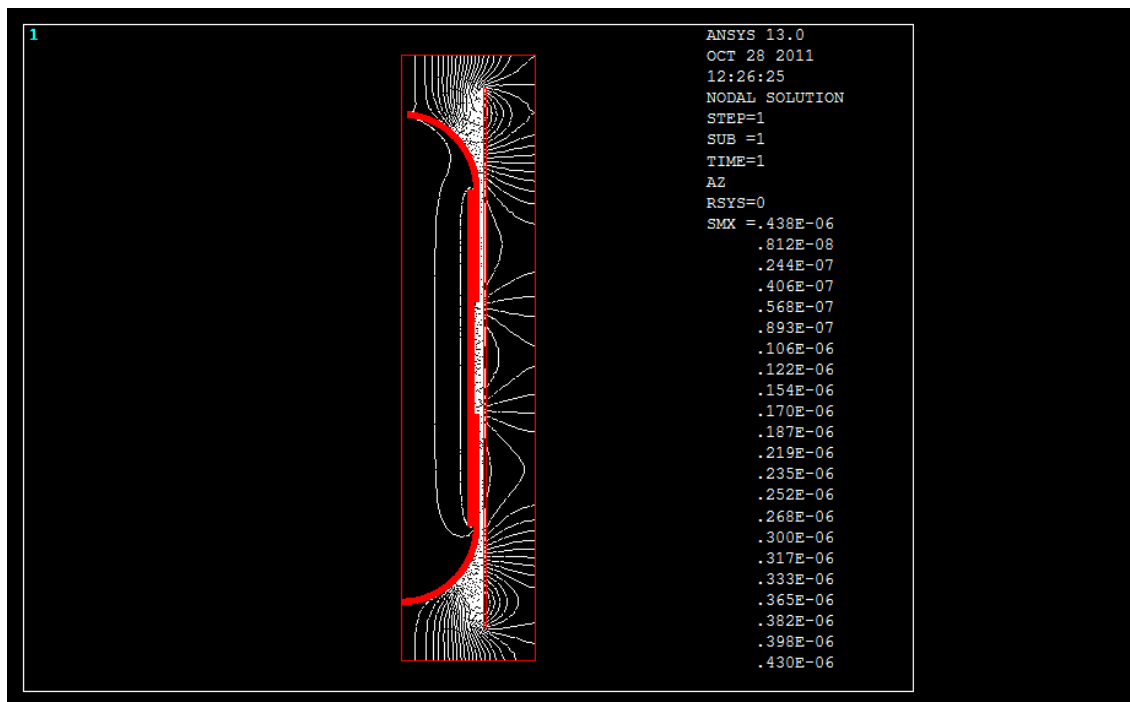


Σχήμα 23 (Μαγνητικό πεδίο[B])

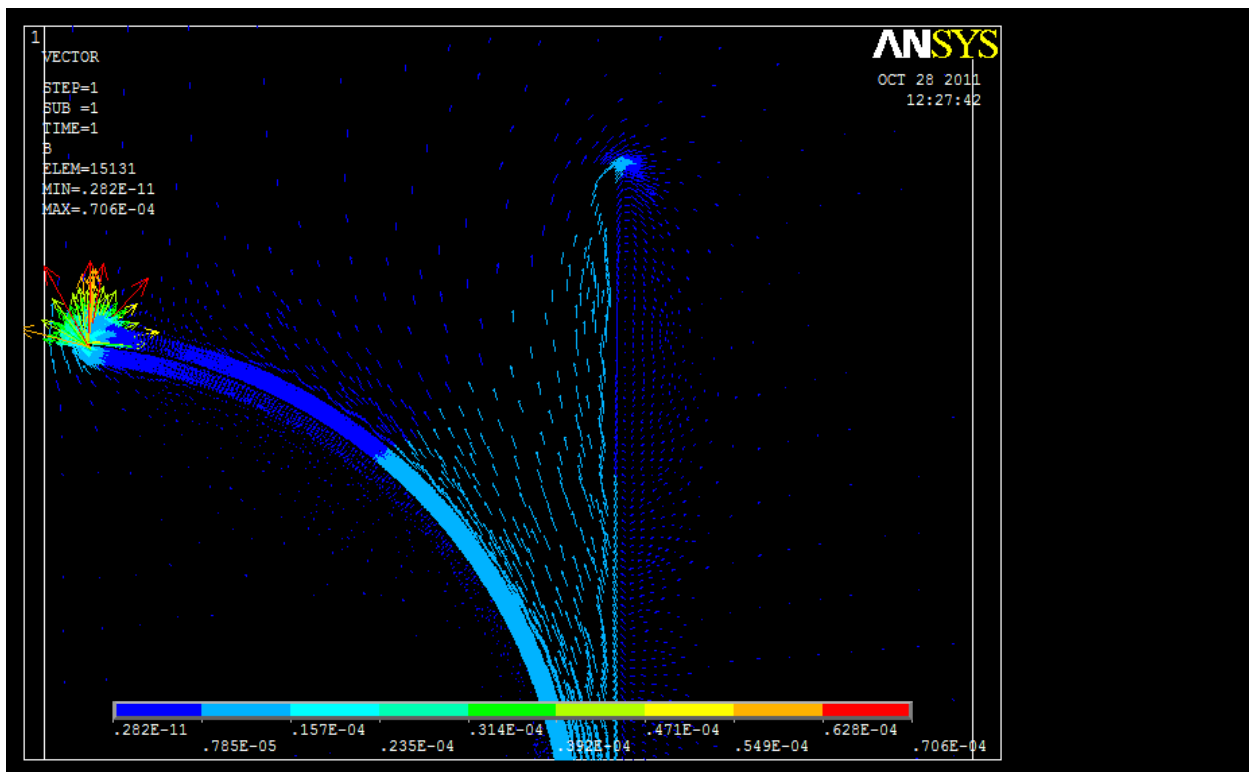
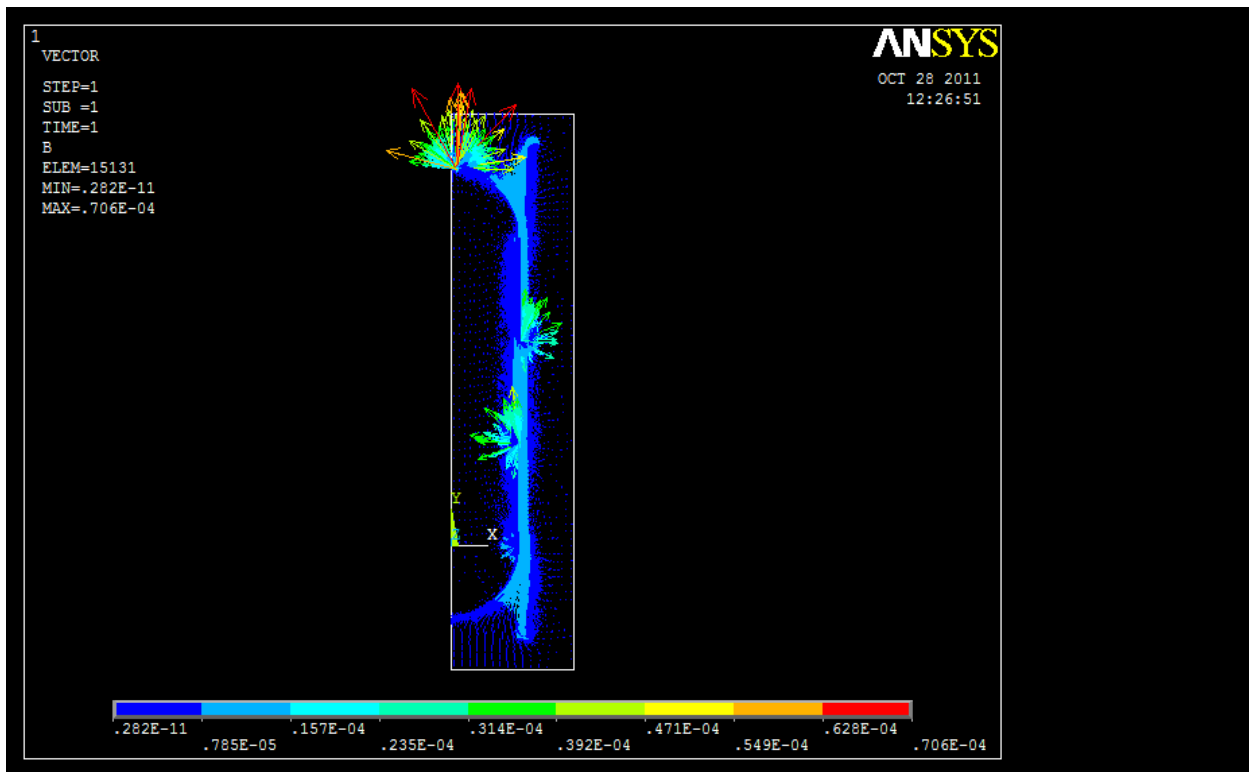


Σχήμα 24 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

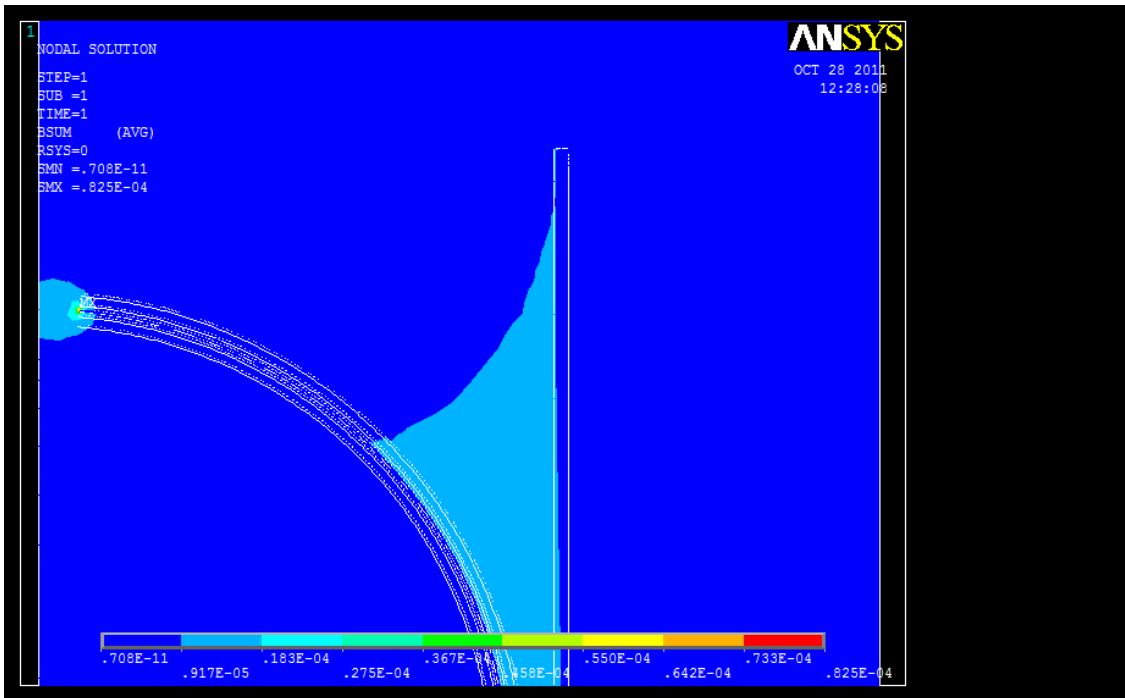
- ✚ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-6} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 25, μαγνητικό πεδίο B ως διάνυσμα σχήμα 26 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 27.



Σχήμα 25 (Μαγνητικές γραμμές)

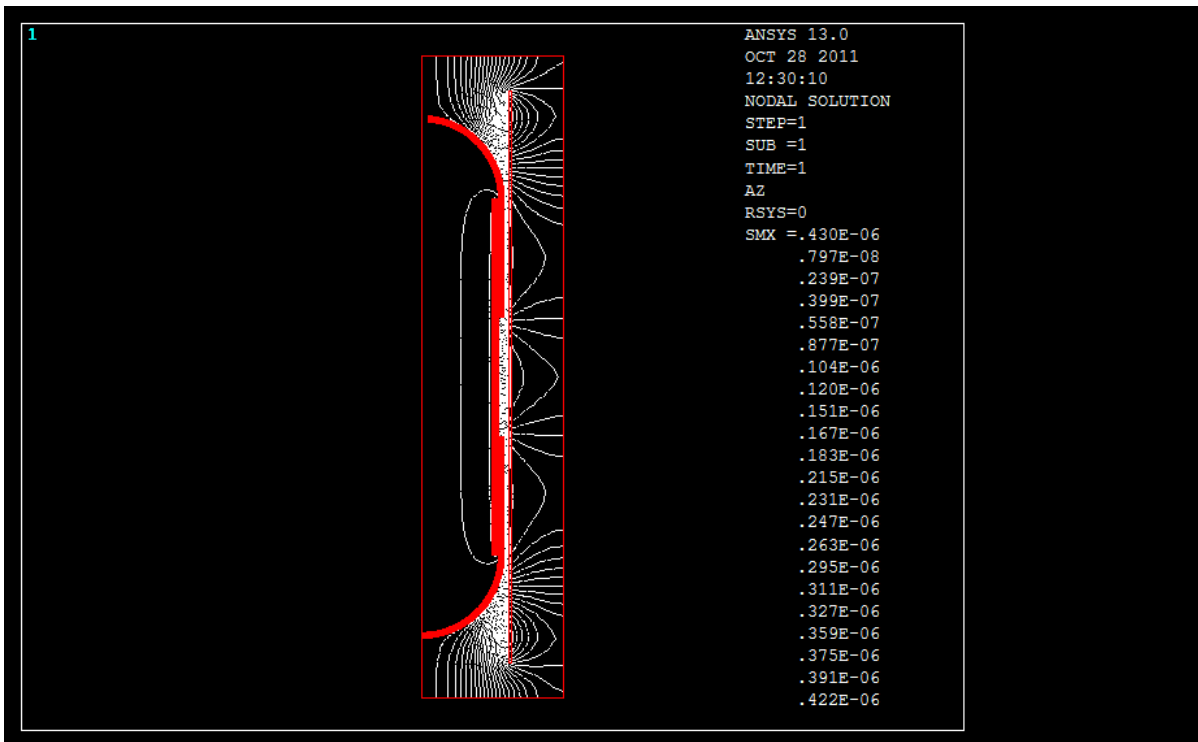


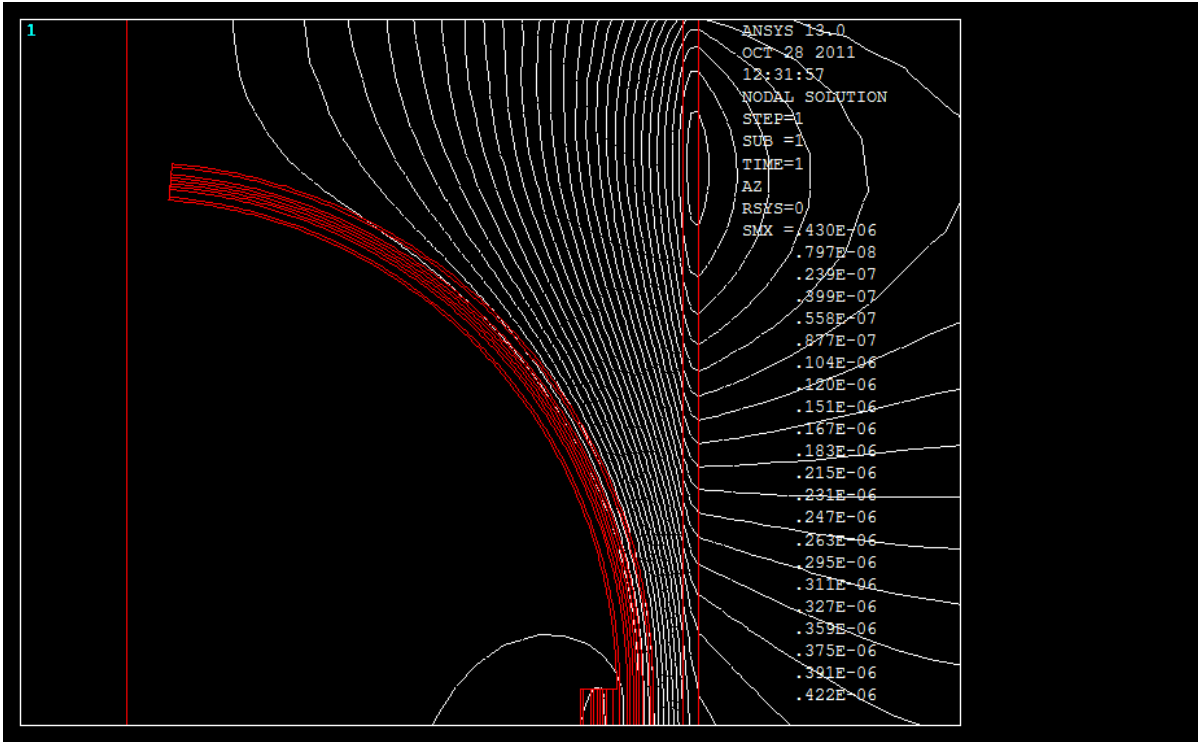
Σχήμα 26 (Μαγνητικό πεδίο[B])



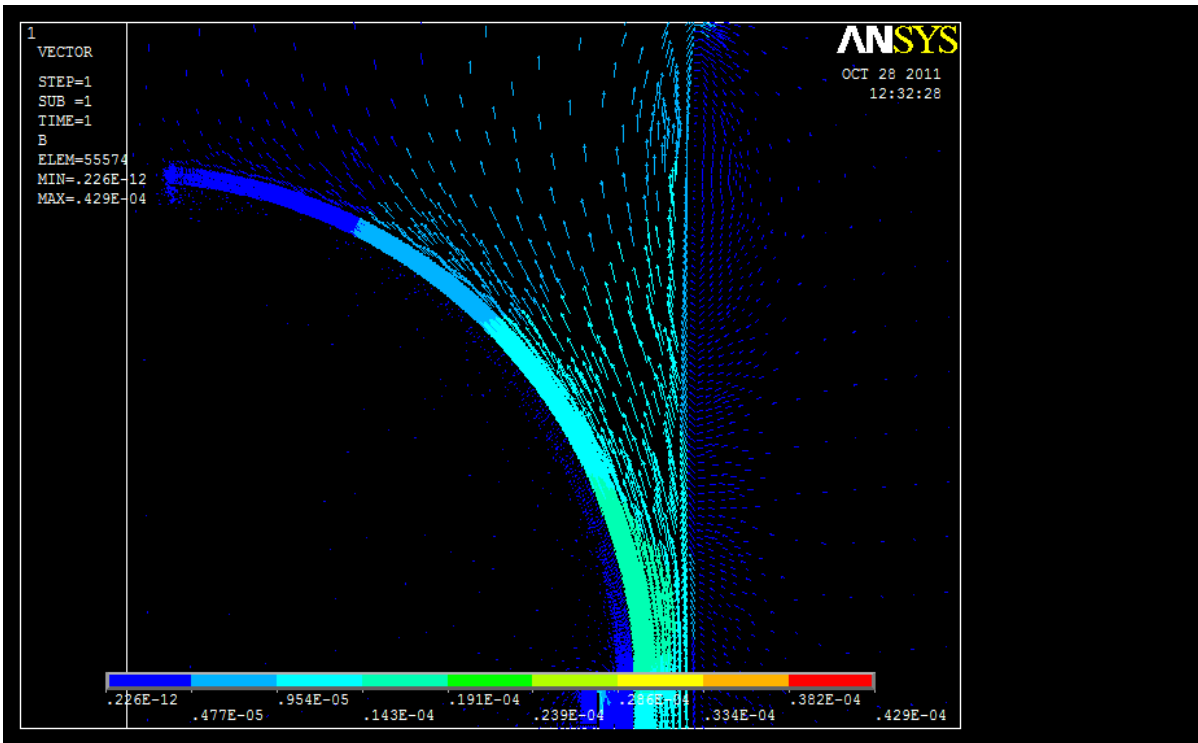
Σχήμα 27 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

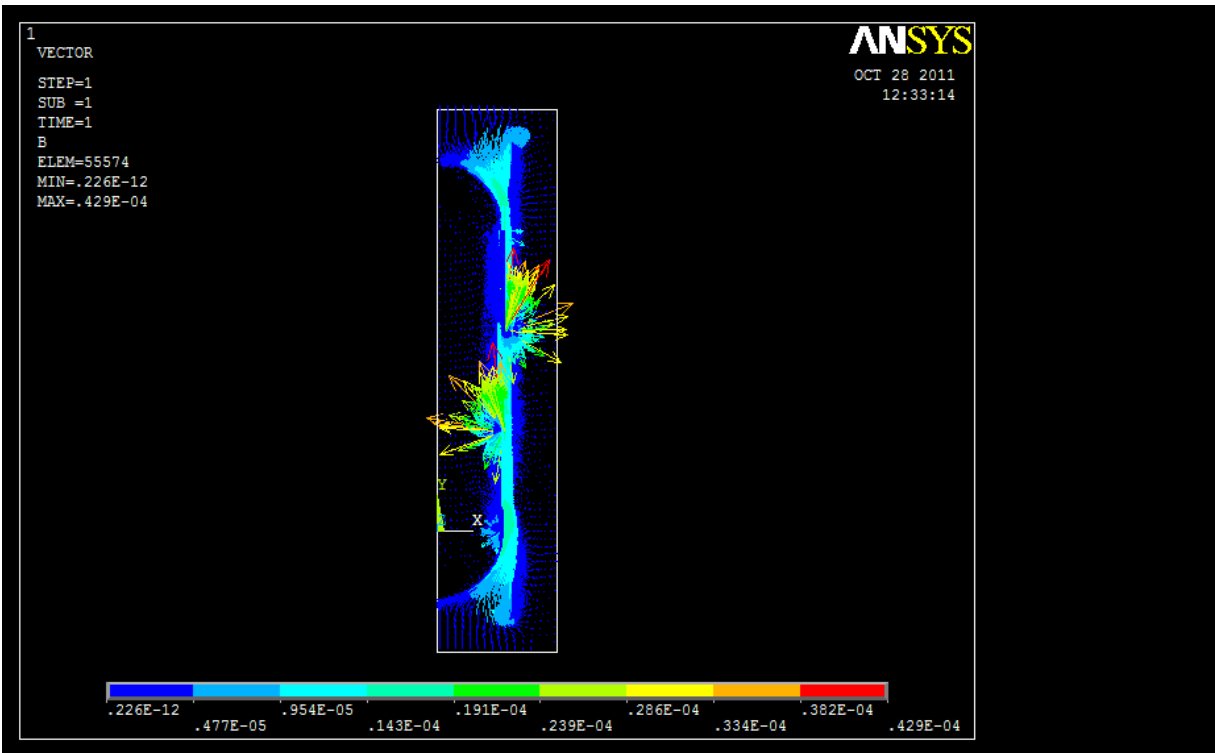
- ✚ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-8} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 28, μαγνητικό πεδίο B ως διάνυσμα σχήμα 29 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 30.



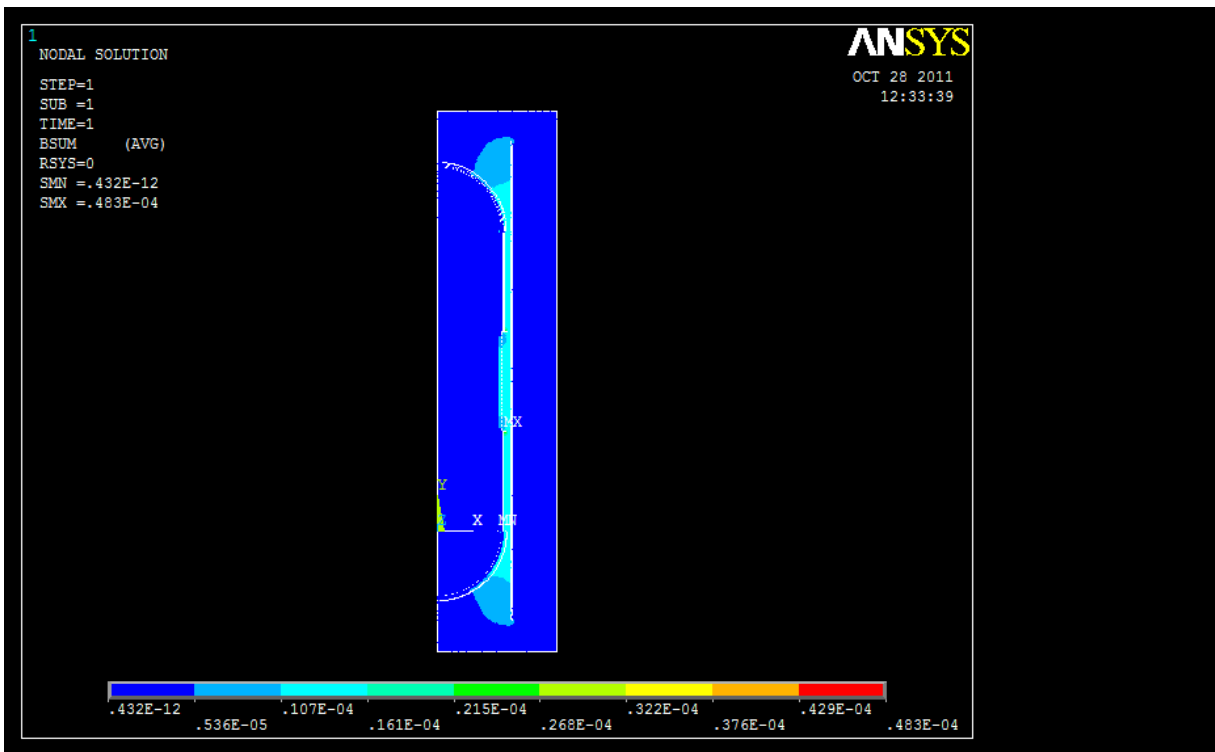


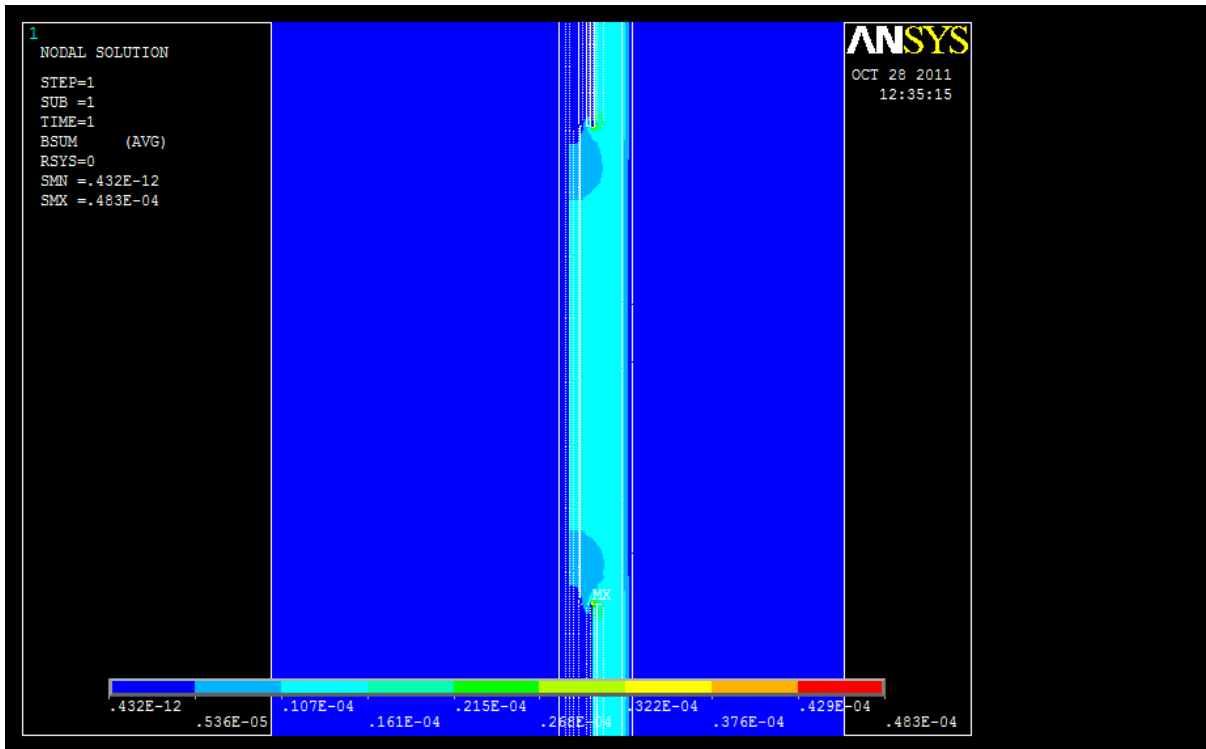
Σχήμα 28 (Μαγνητικές γραμμές)





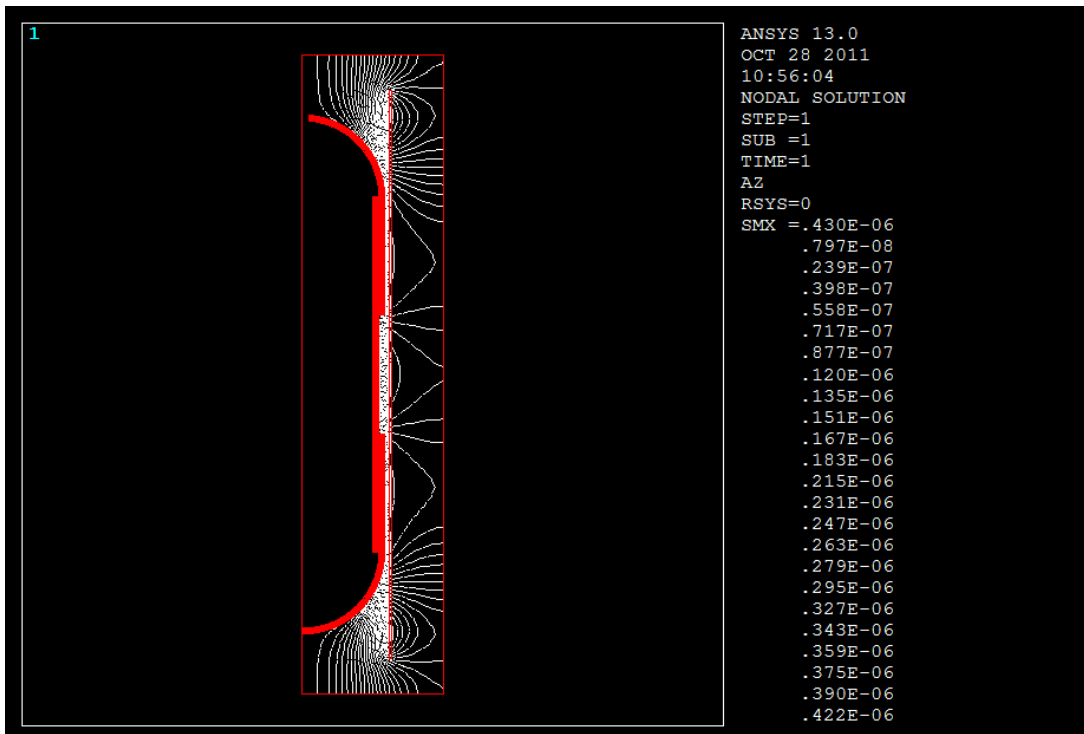
Σχήμα 29 (Μαγνητικό πεδίο[B])

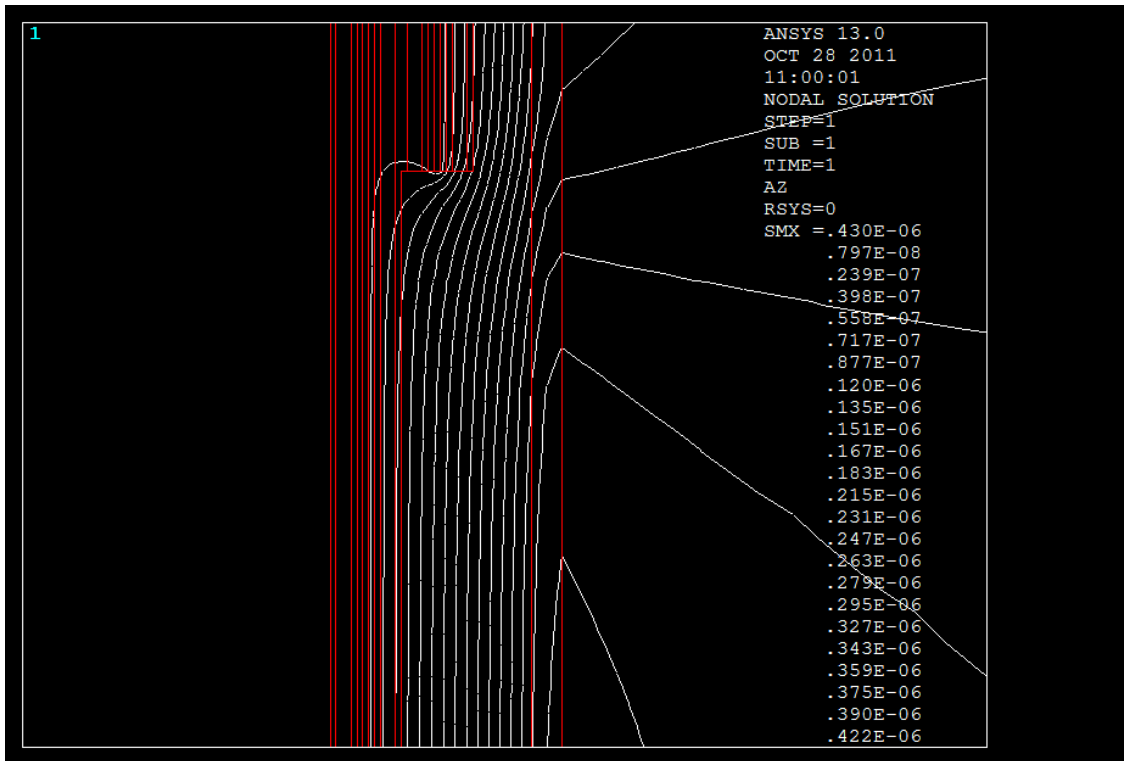




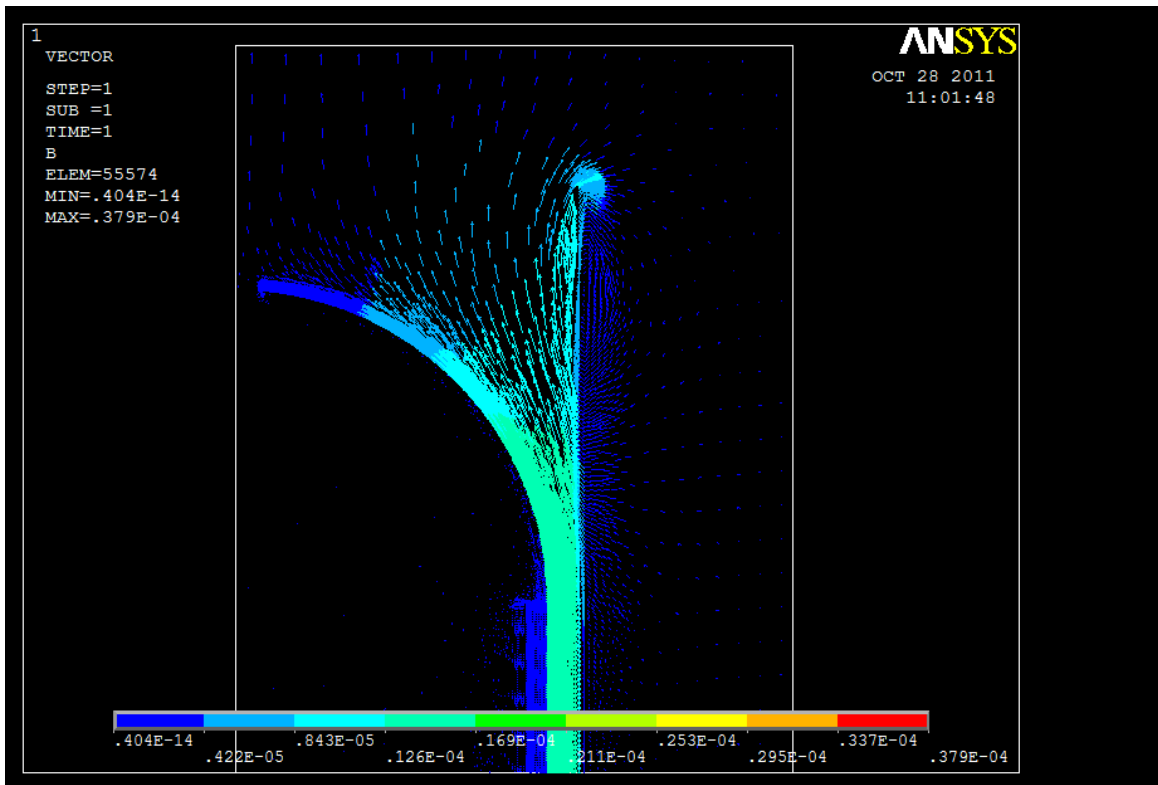
Σχήμα 30 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

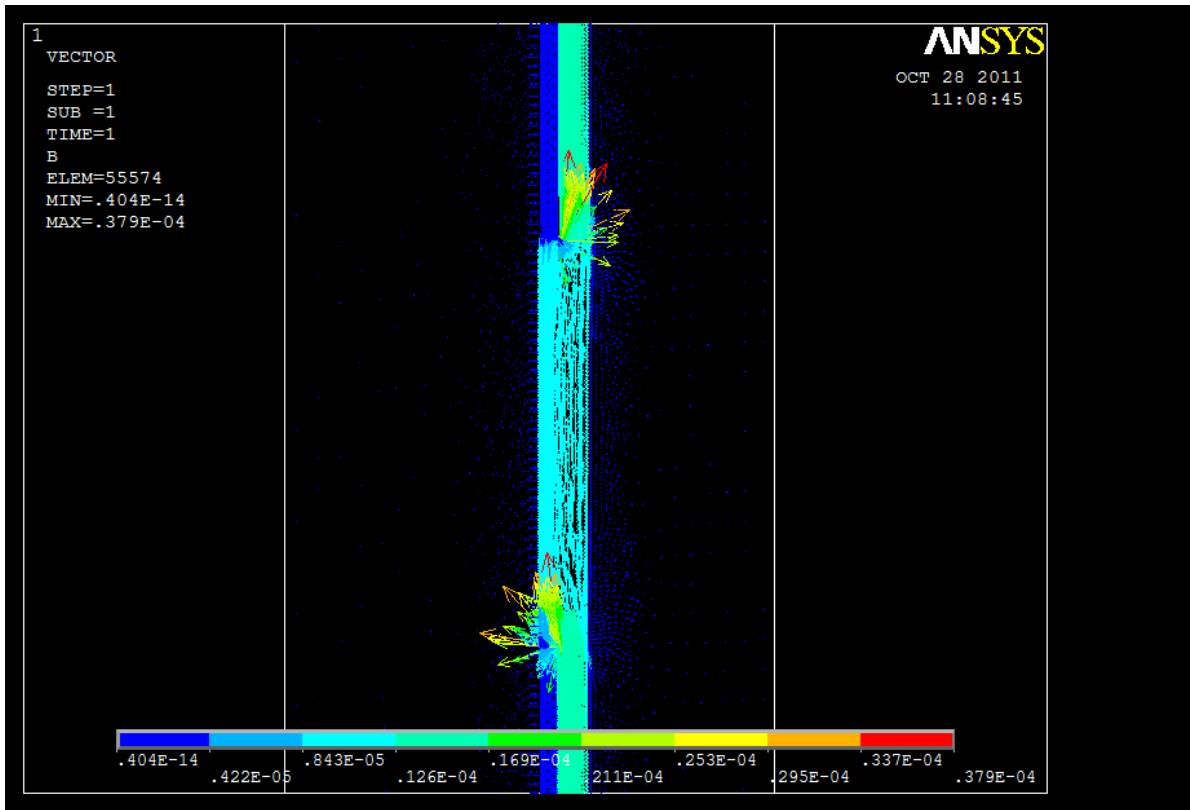
- ✚ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-10} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 31, μαγνητικό πεδίο B ως διάνυσμα σχήμα 32 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 33.



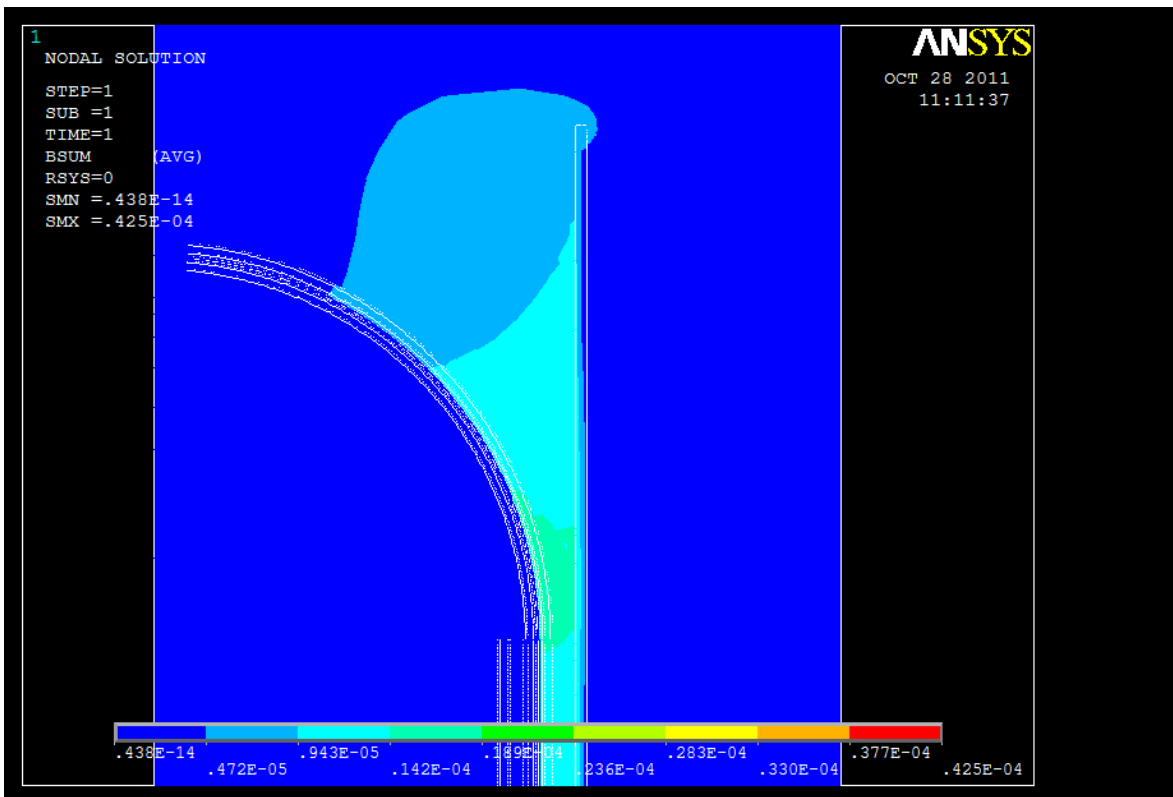


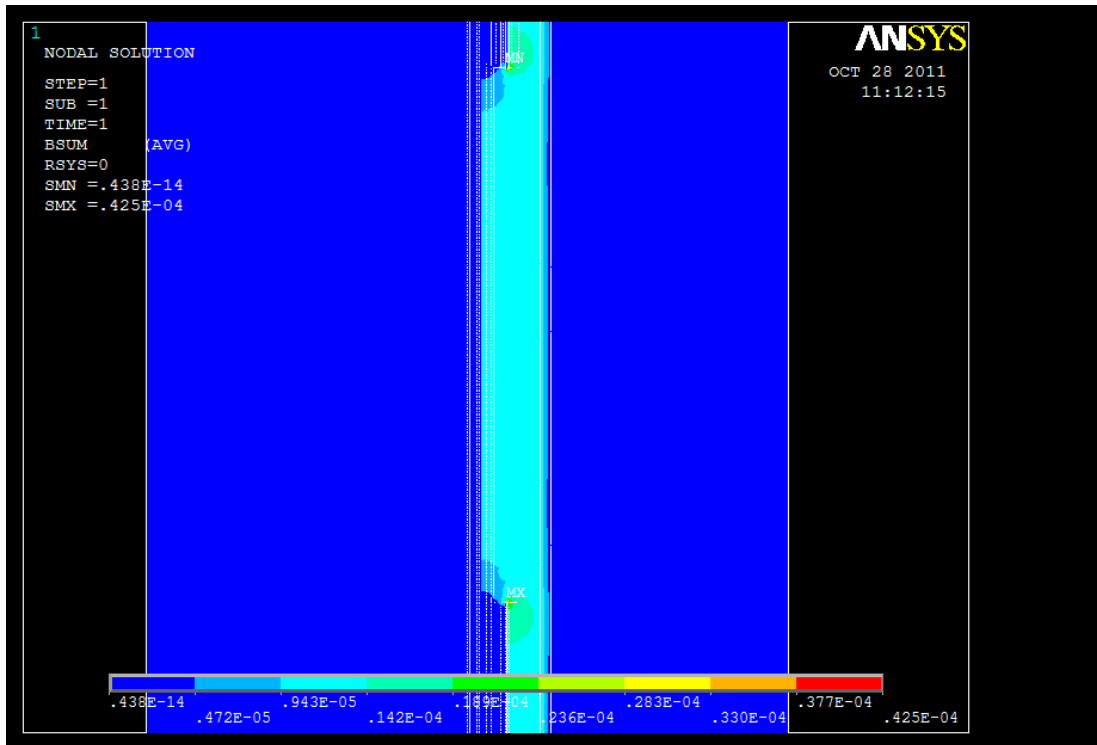
Σχήμα 31 (Μαγνητικές γραμμές)





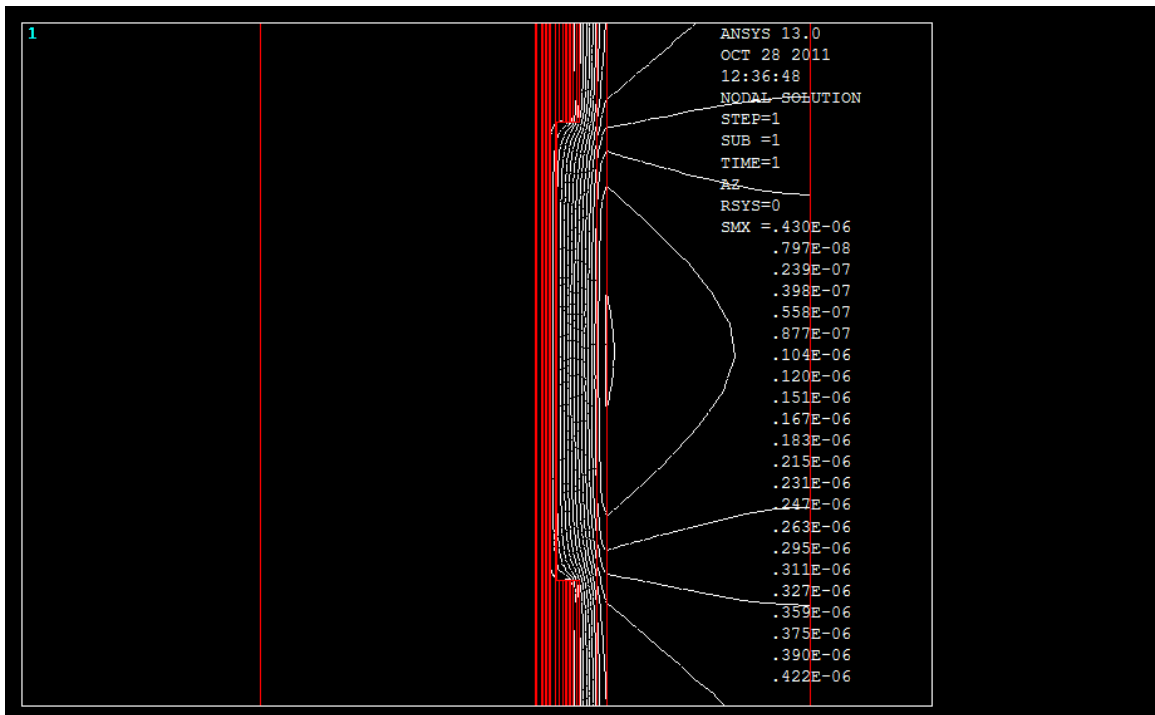
Σχήμα 32 (Μαγνητικό πεδίο[B])

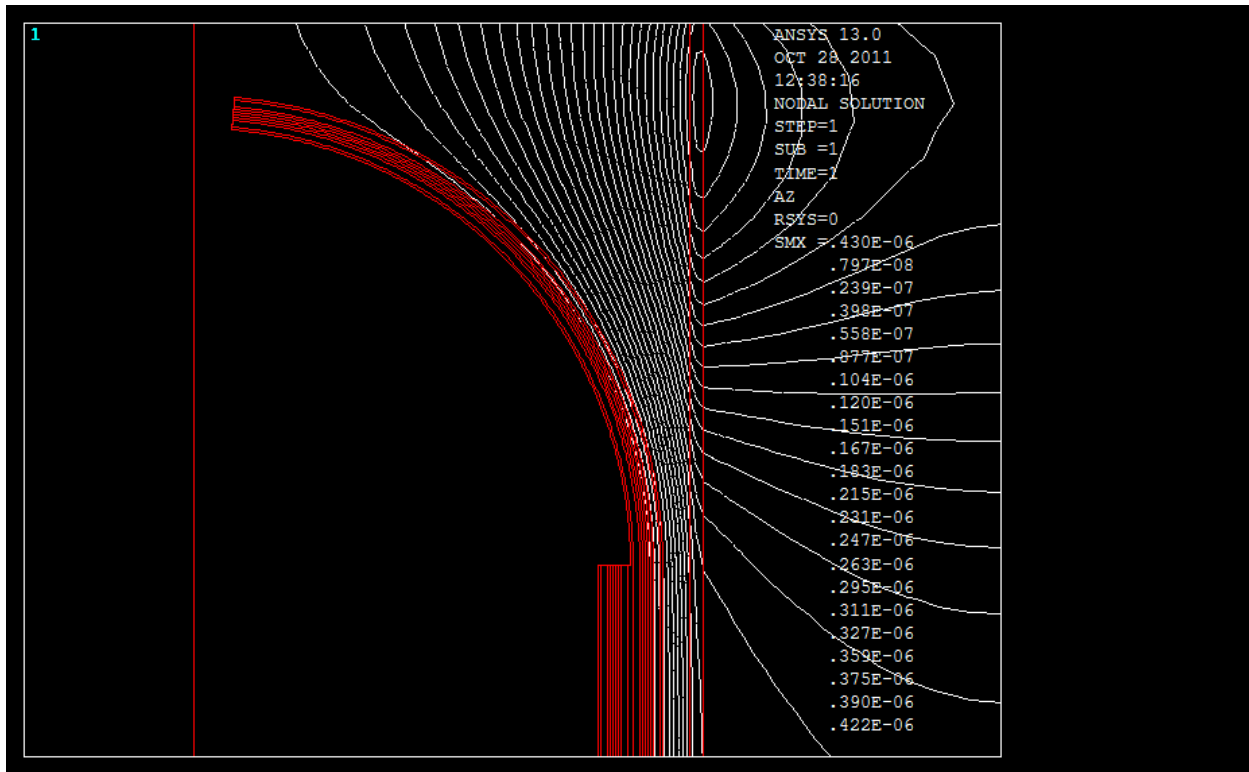




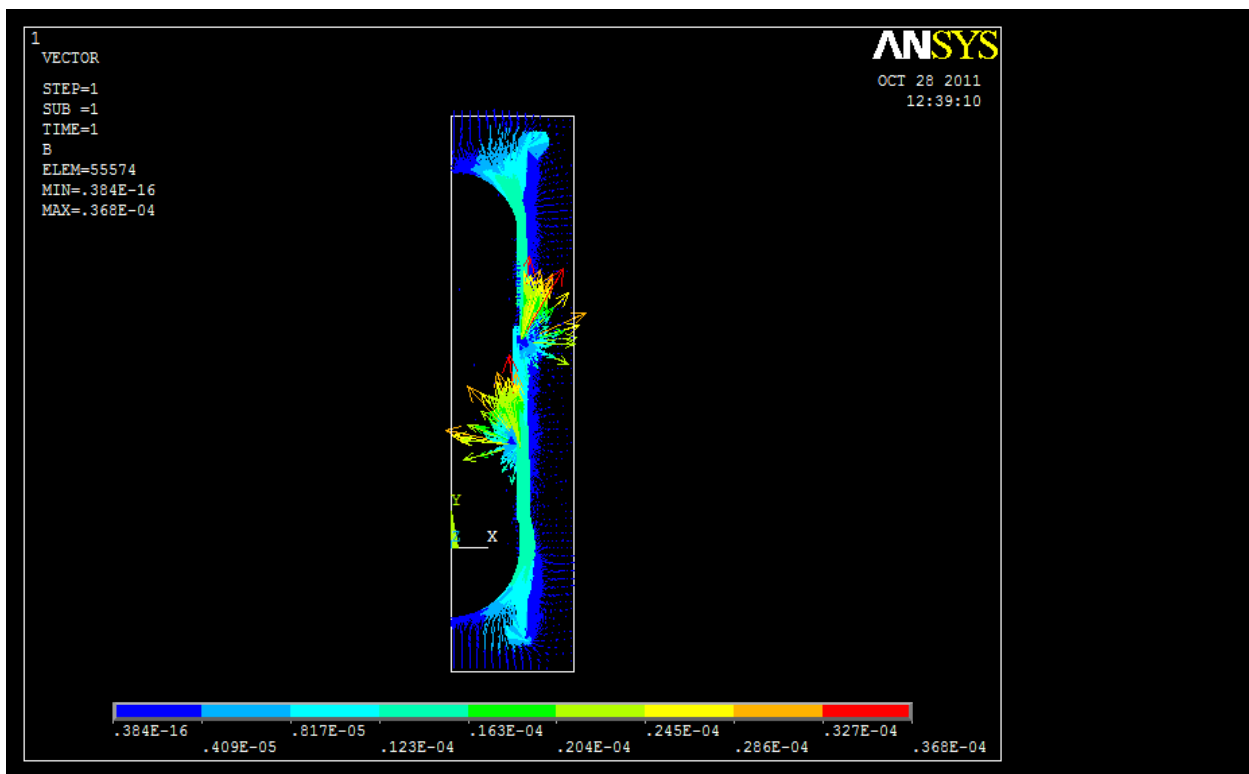
Σχήμα 33 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

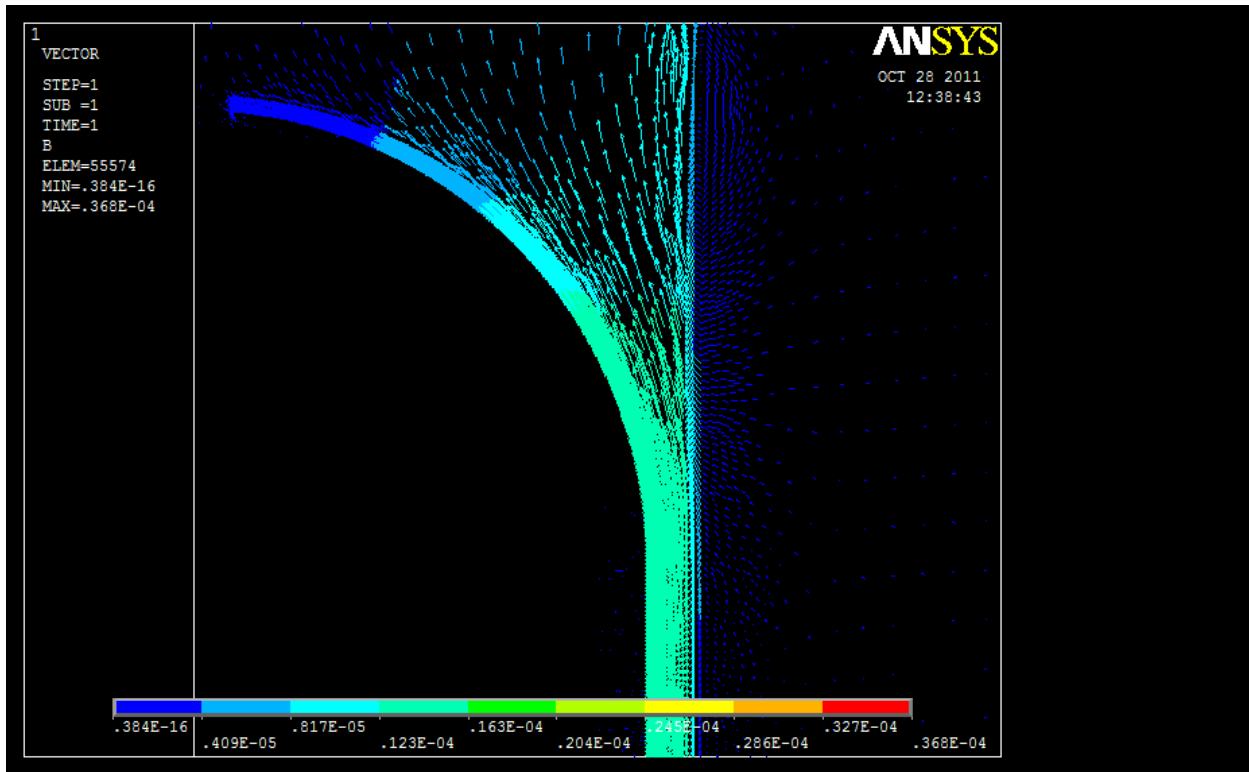
- ✚ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-12} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 34, μαγνητικό πεδίο B ως διάγραμμα σχήμα 35 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 36.



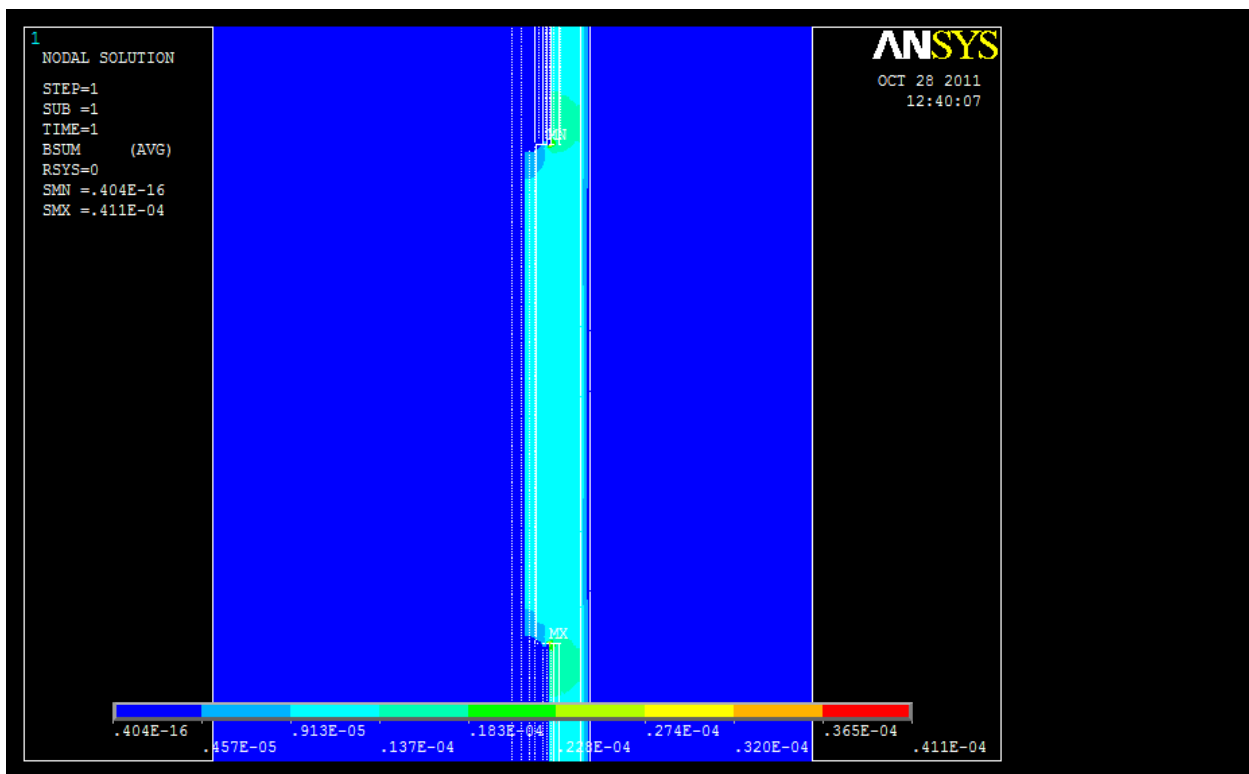


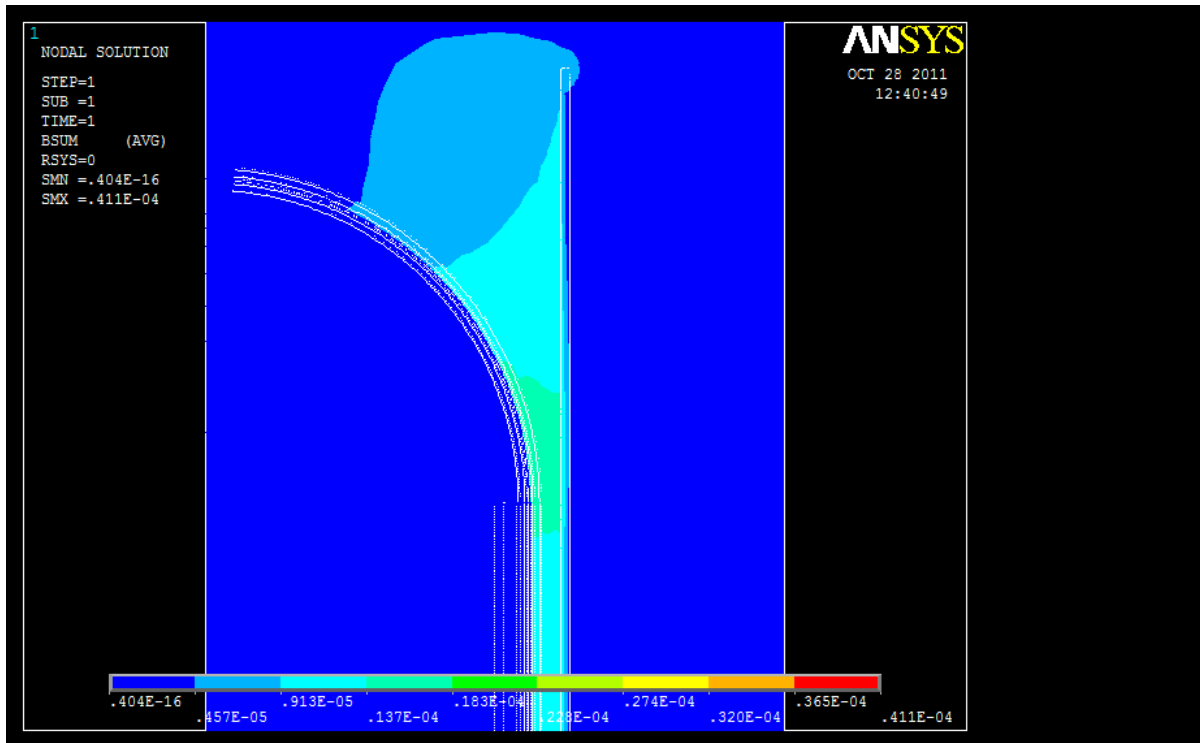
Σχήμα 34 (Μαγνητικές γραμμές)





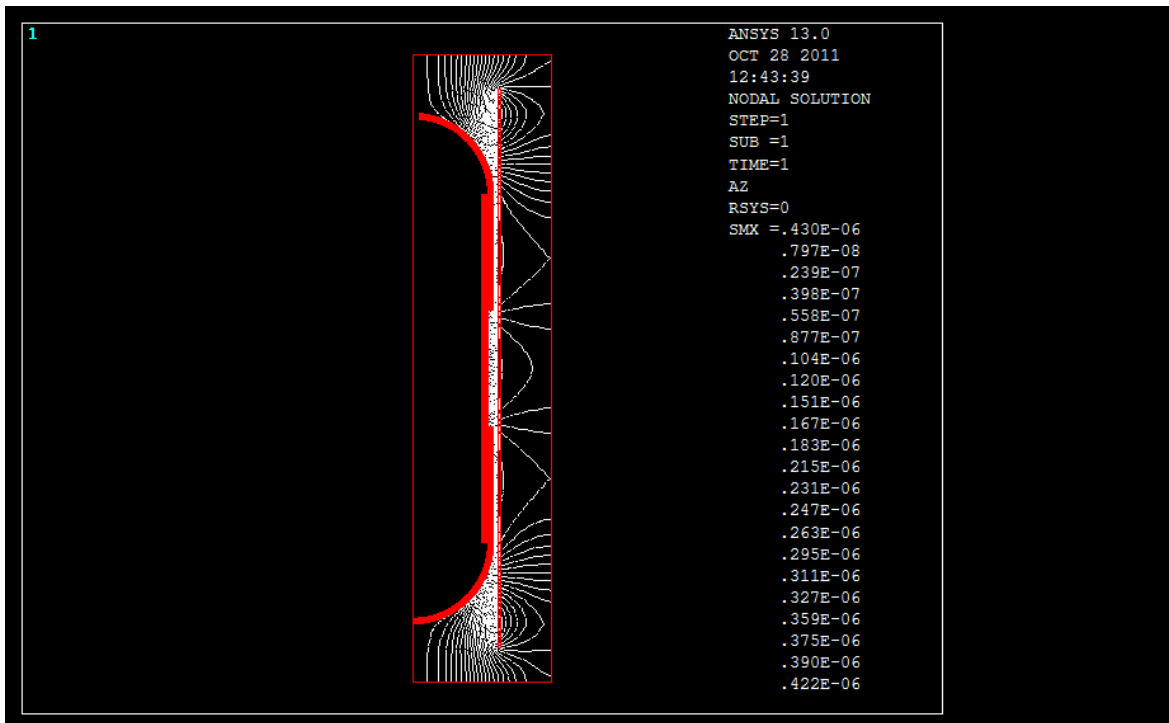
Σχήμα 35 (Μαγνητικό πεδίο[B])

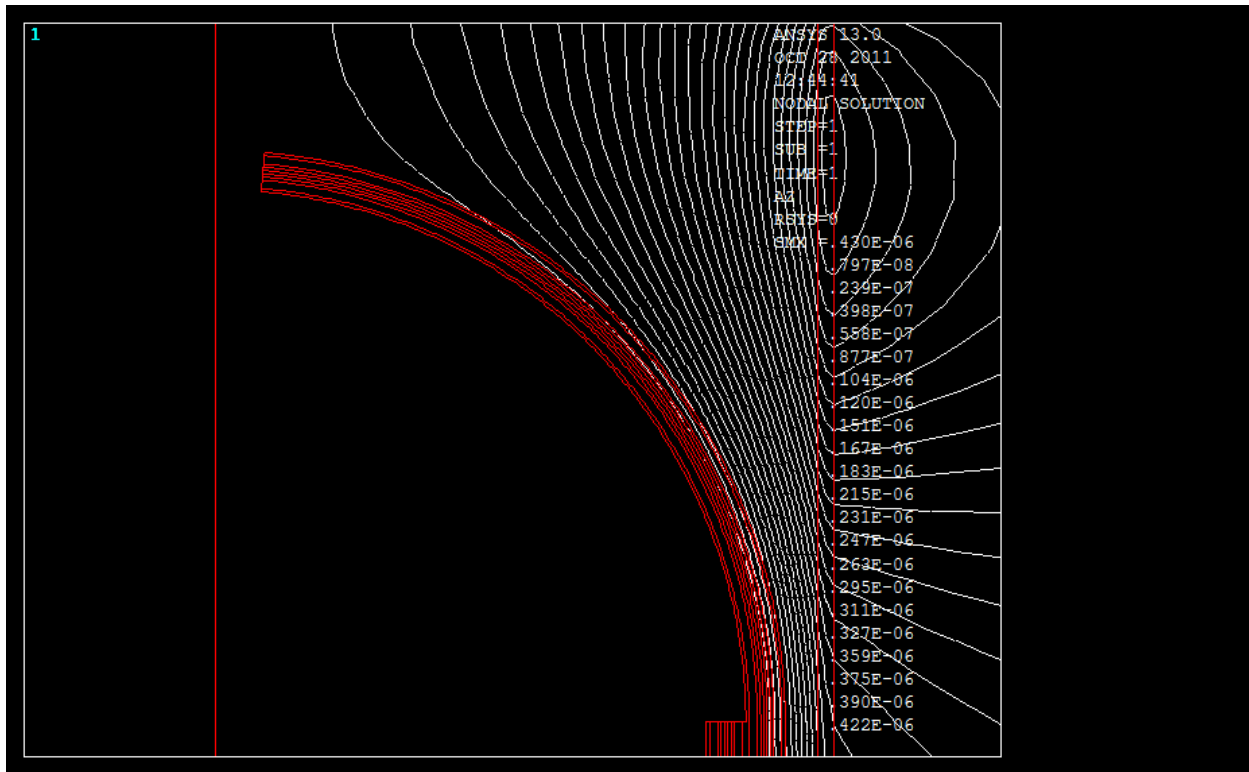




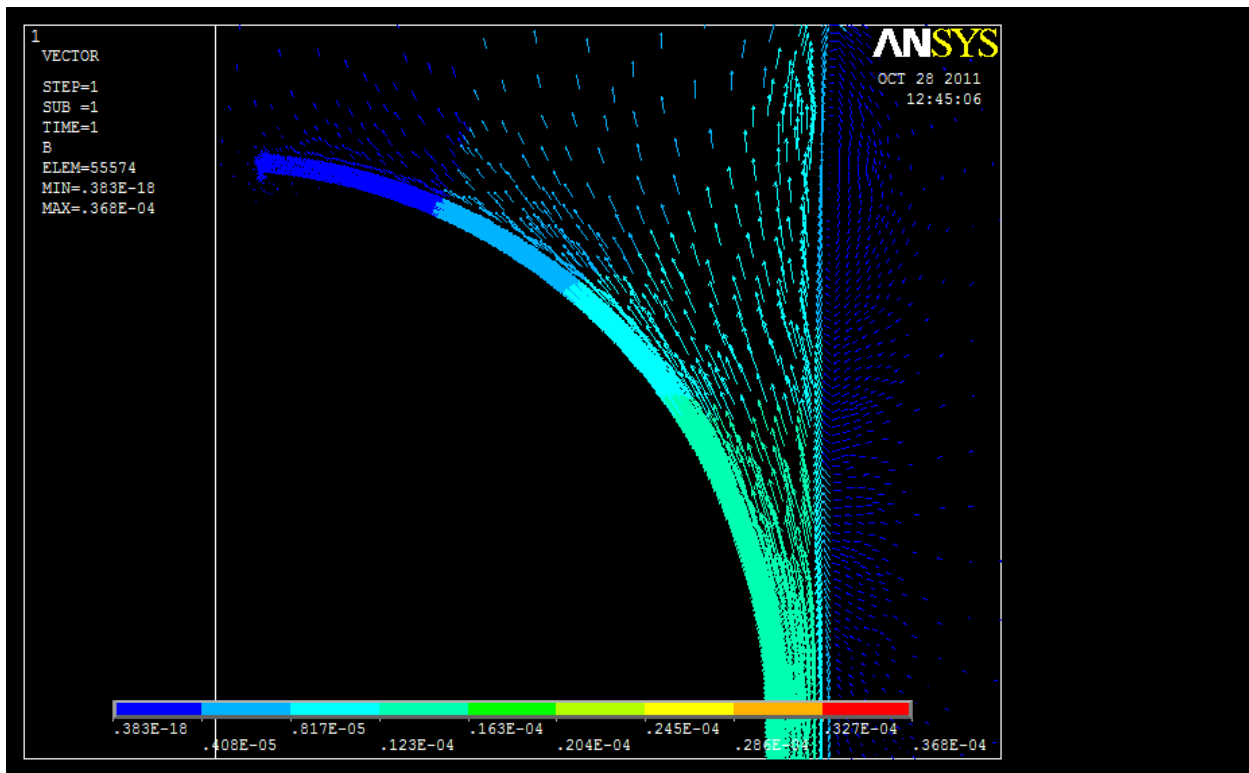
Σχήμα 36 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

- ✦ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-14} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 37, μαγνητικό πεδίο B ως διάνυσμα σχήμα 38 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 39.

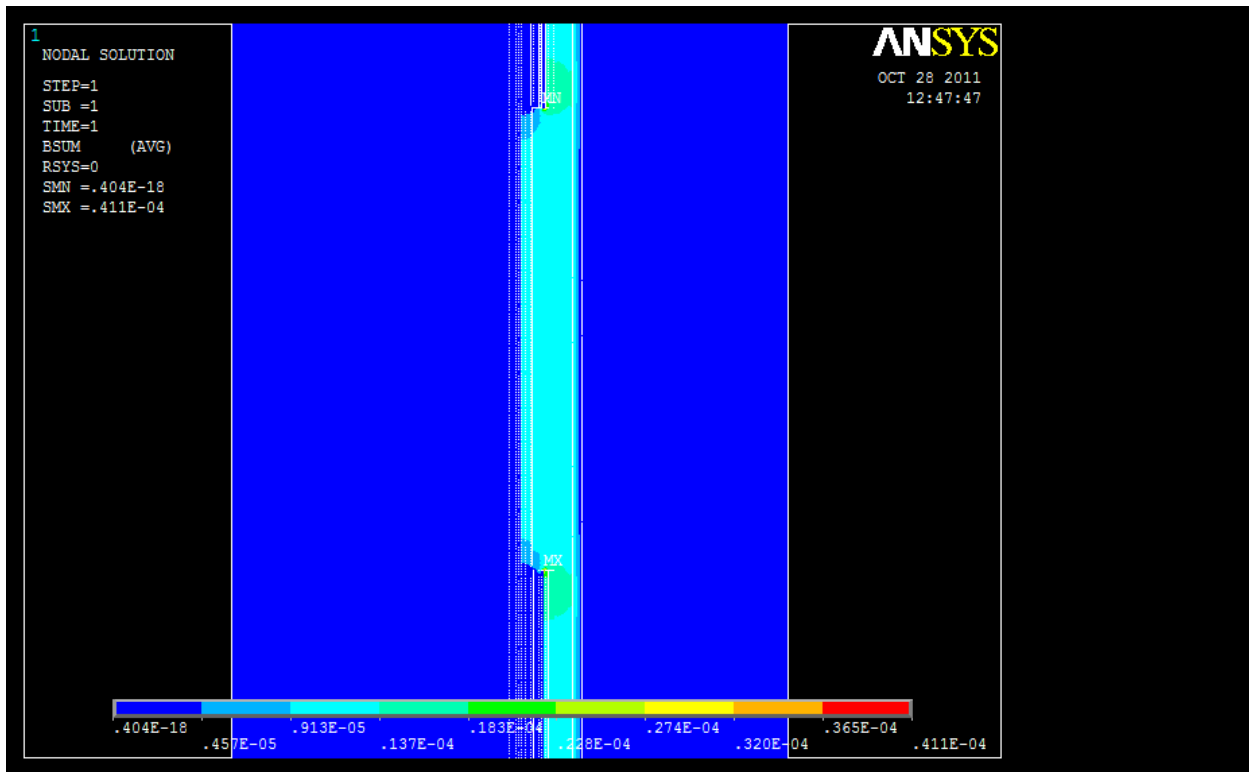
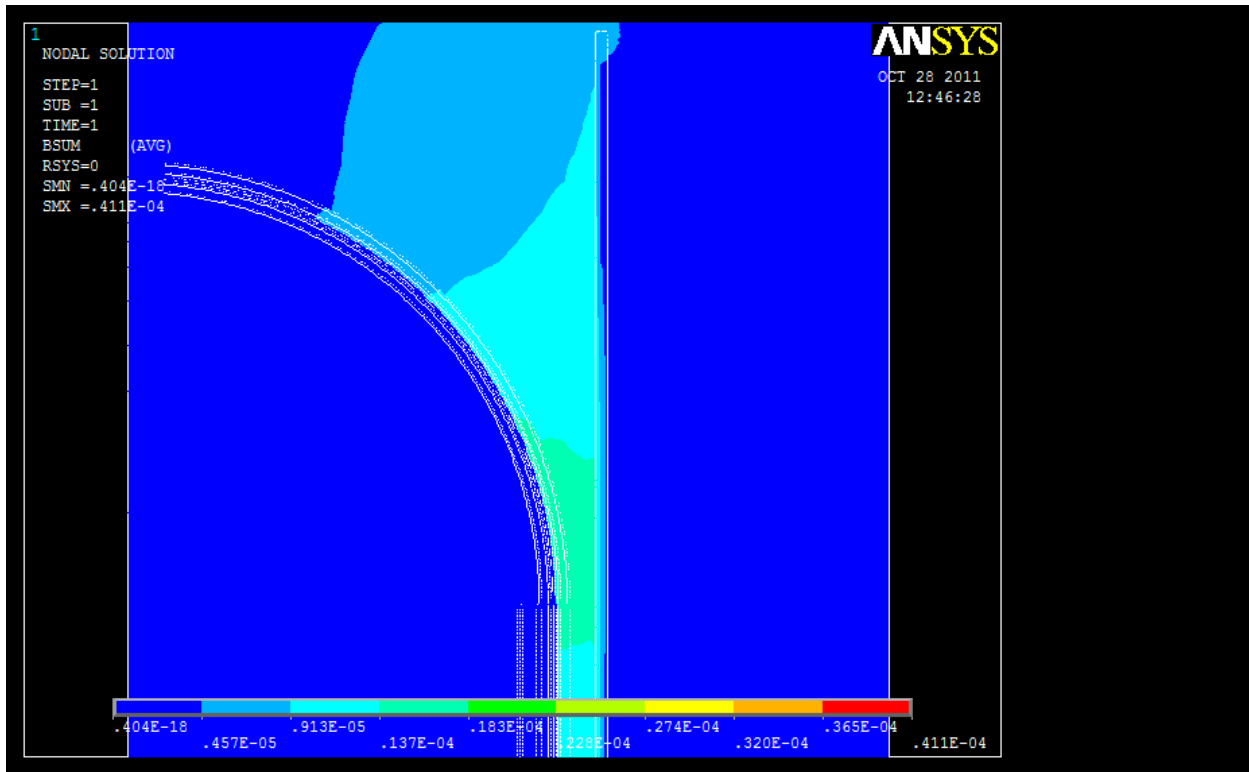




Σχήμα 37 (Μαγνητικές γραμμές)

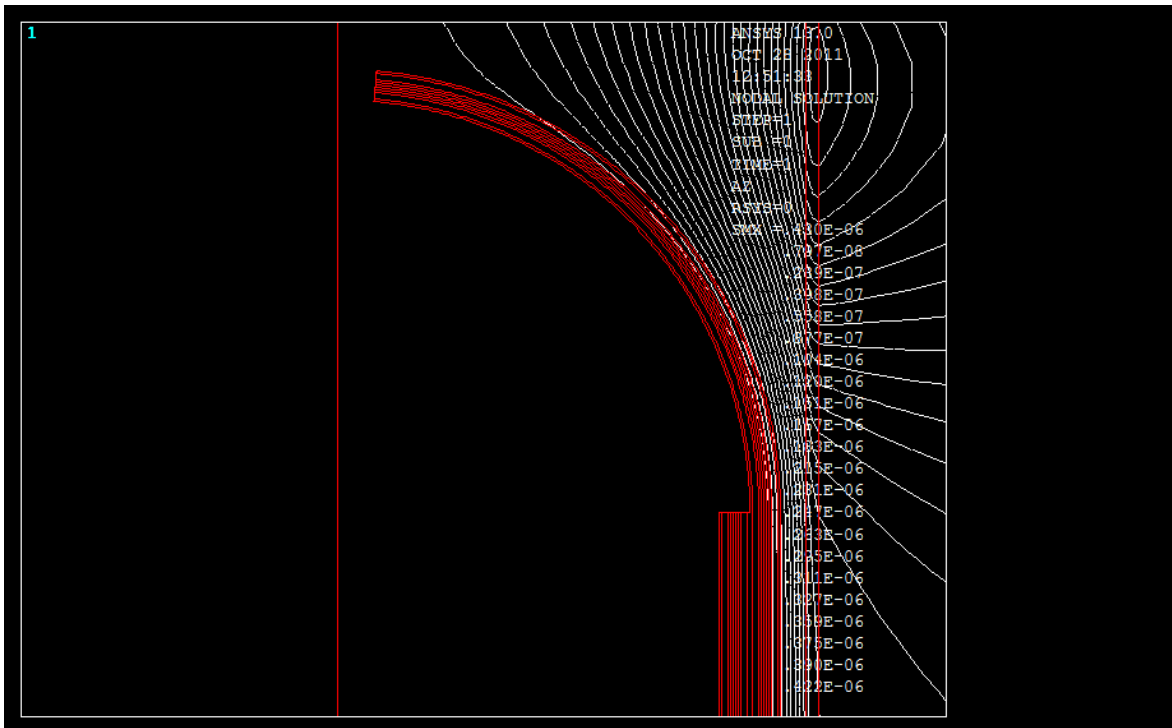
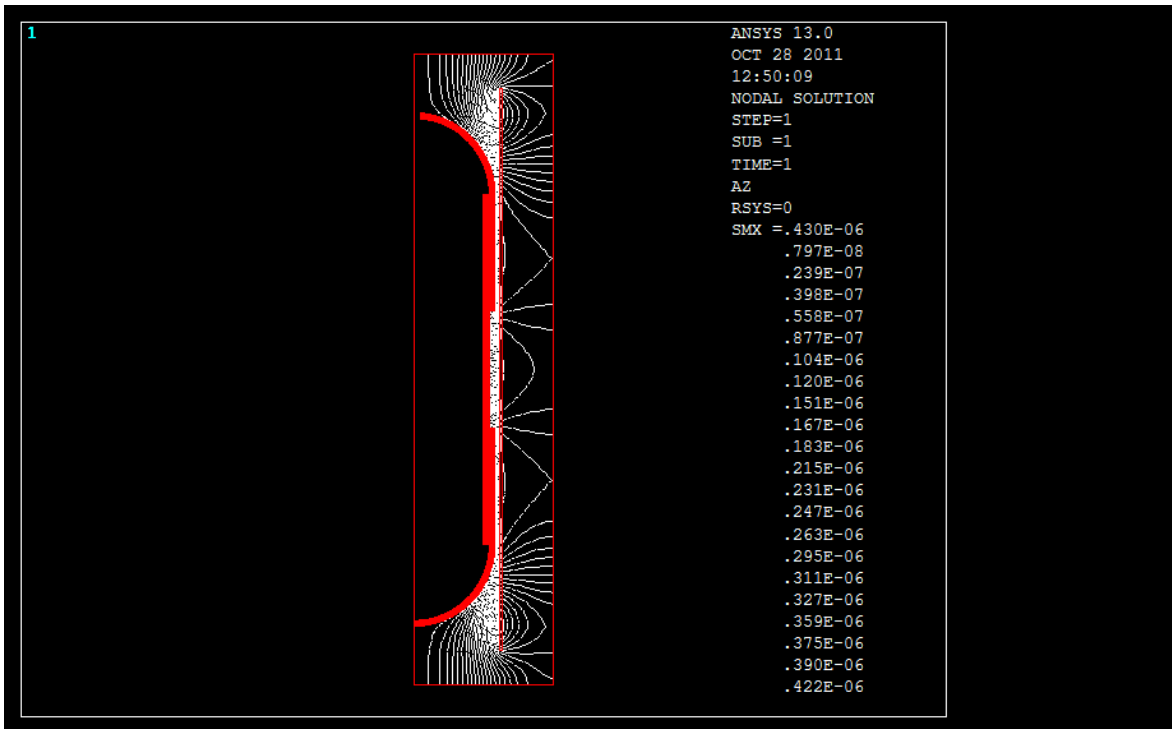


Σχήμα 38 (Μαγνητικό πεδίο[B])

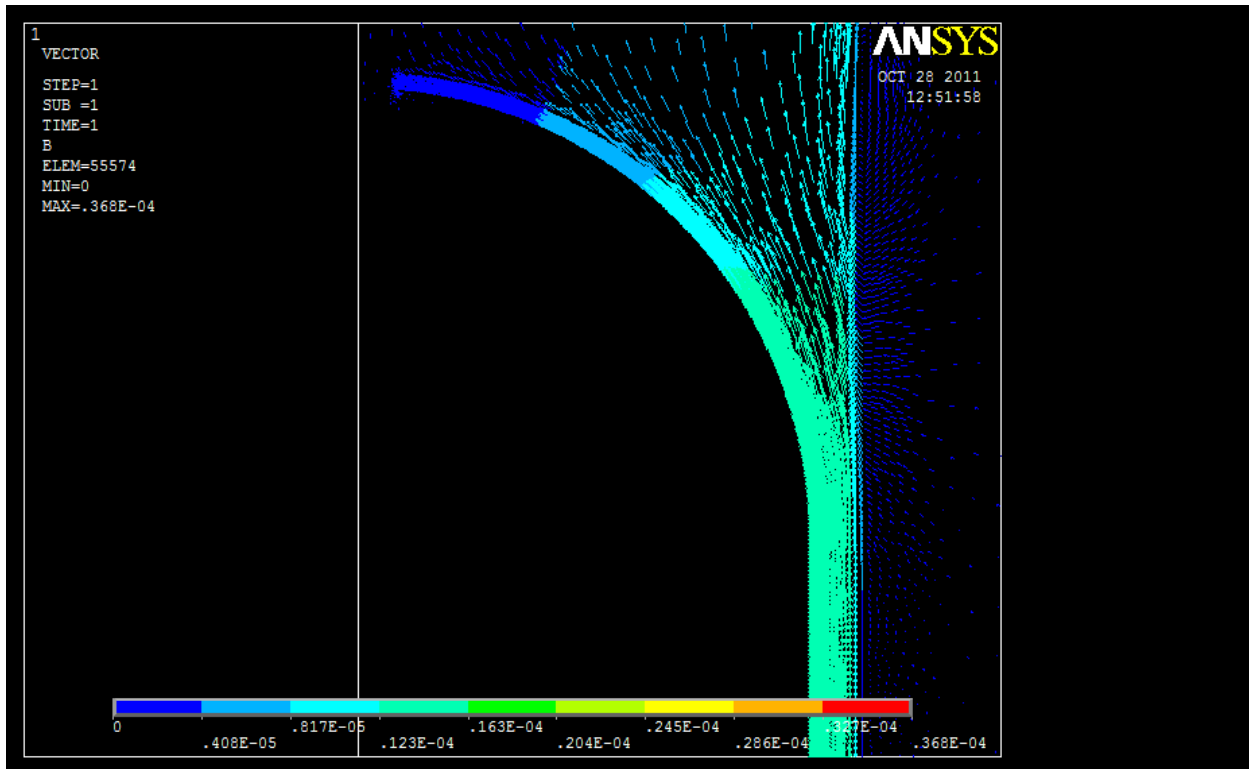


Σχήμα 36 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

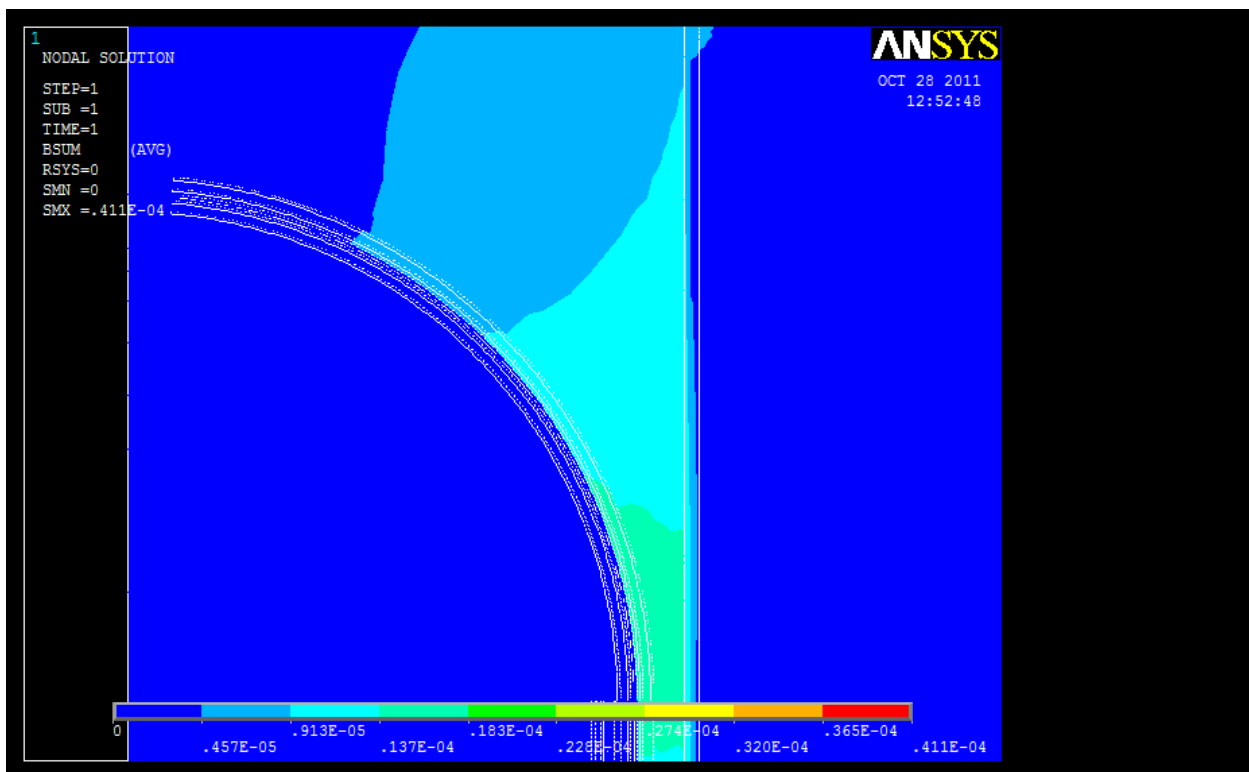
- ✦ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-16} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 40, μαγνητικό πεδίο B ως διάνυσμα σχήμα 41 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 42.

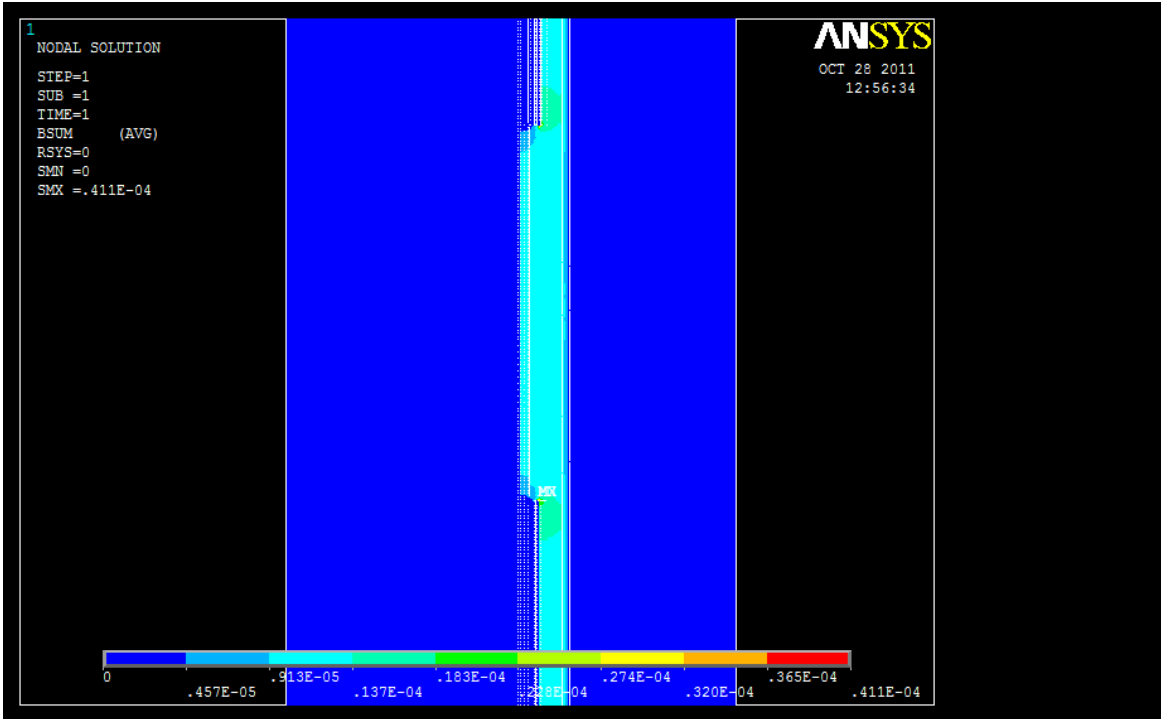


Σχήμα 40 (Μαγνητικές γραμμές)



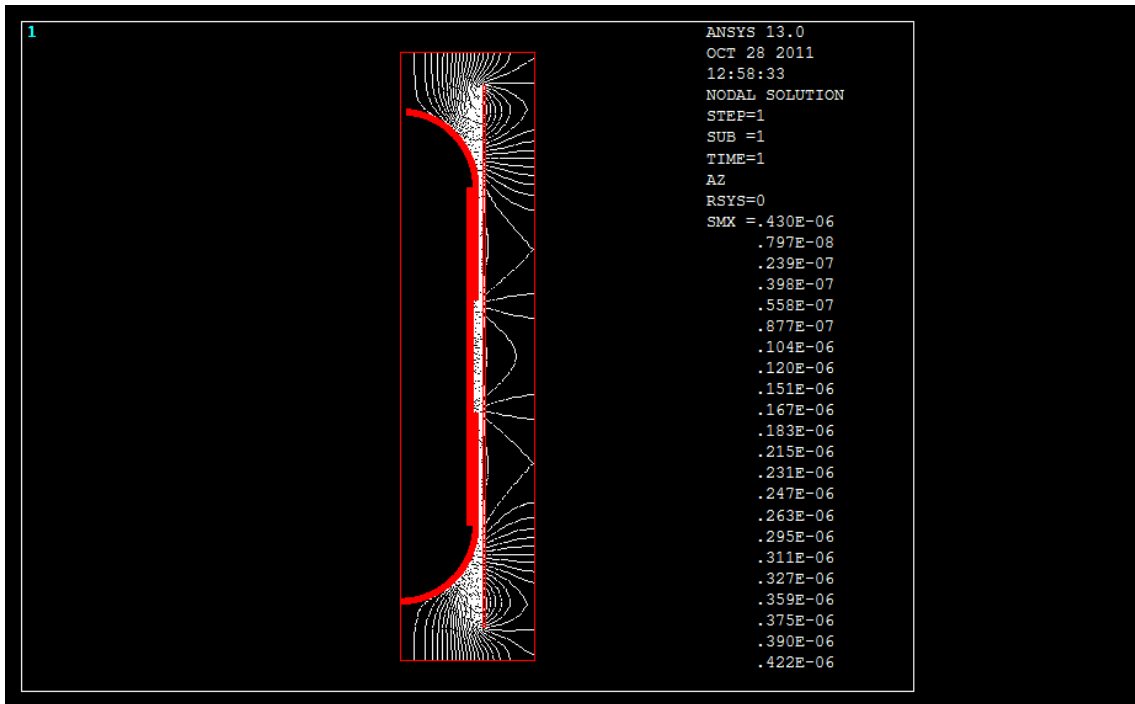
Σχήμα 41 (Μαγνητικό πεδίο[B])

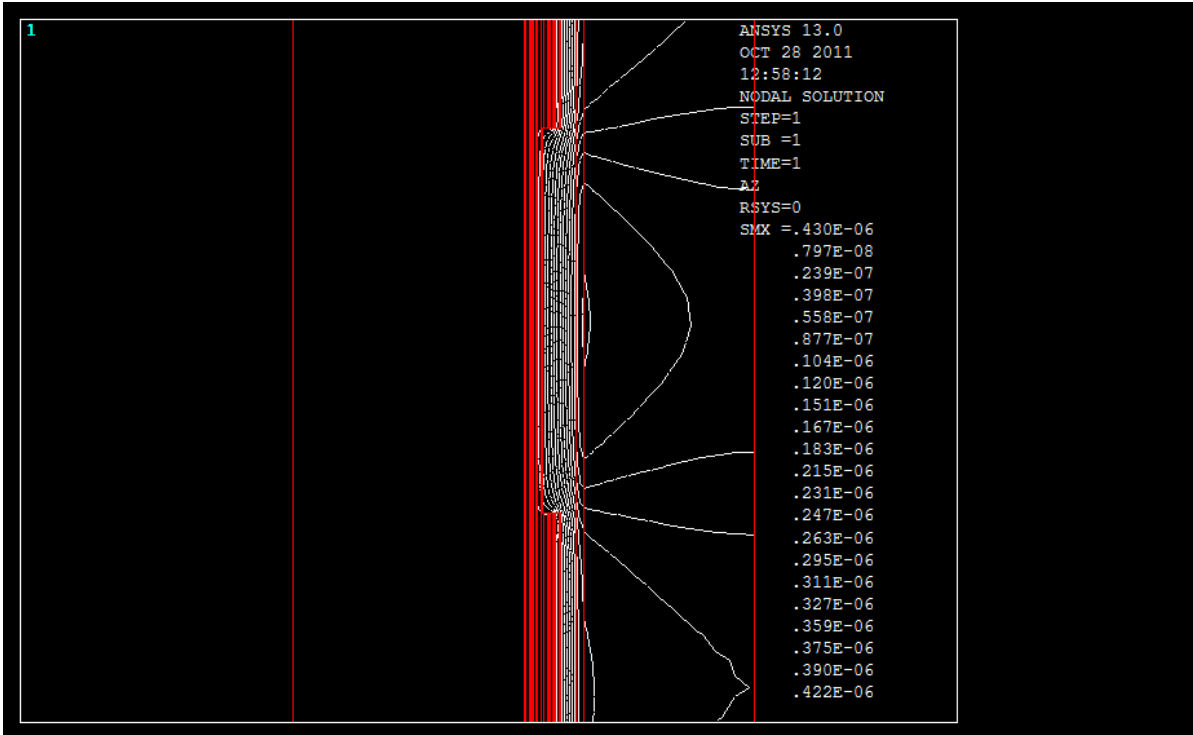




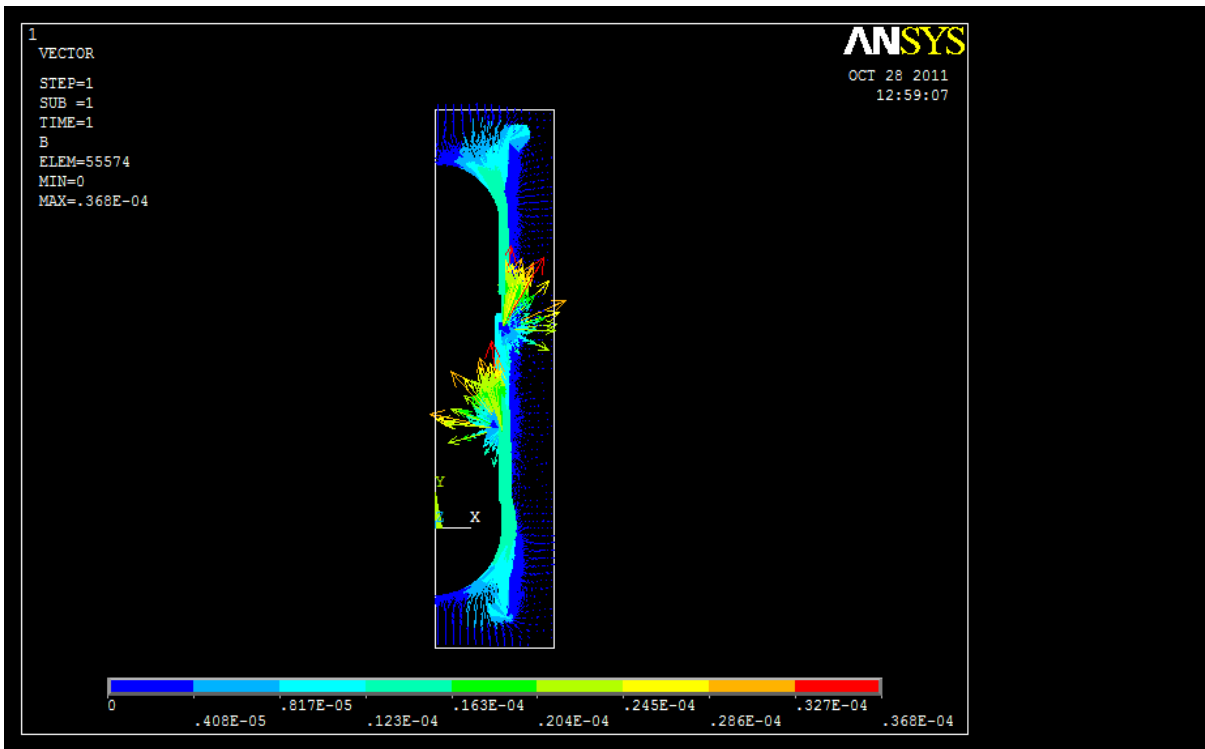
Σχήμα 42 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

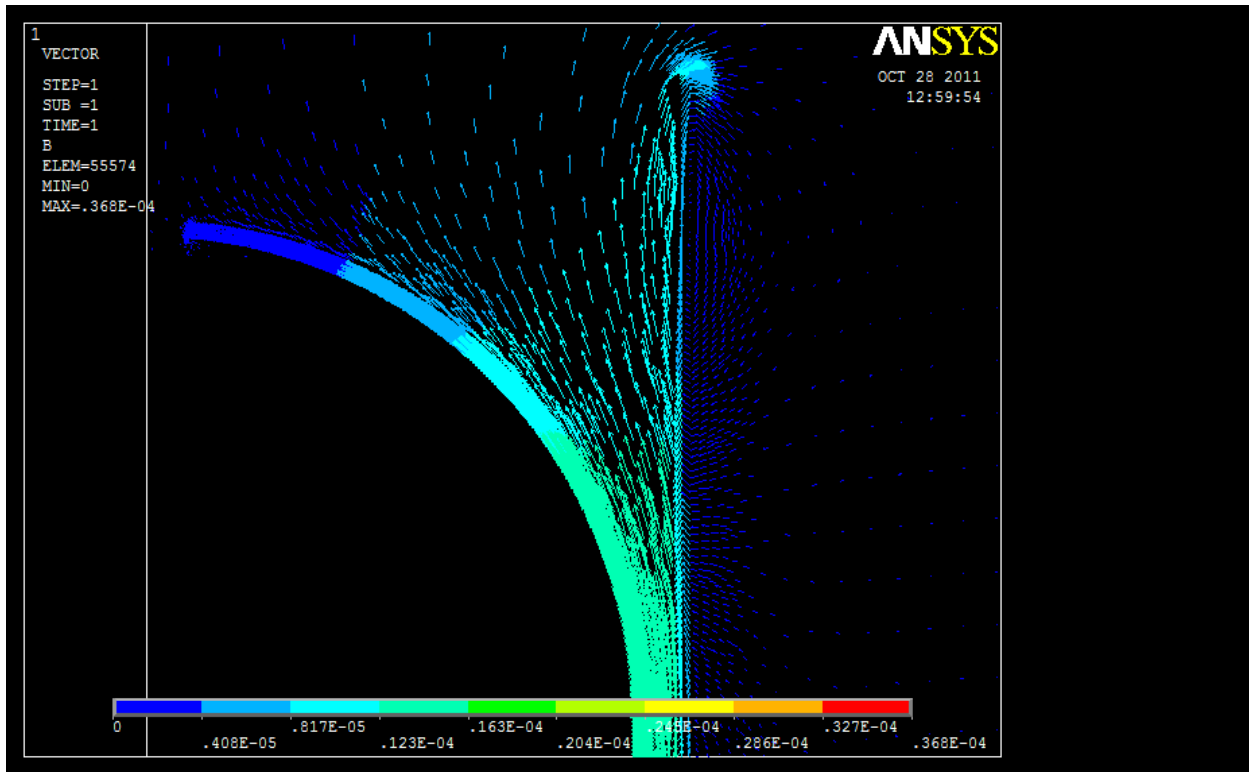
- ✚ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-18} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 43, μαγνητικό πεδίο B ως διάγραμμα σχήμα 44 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 45.



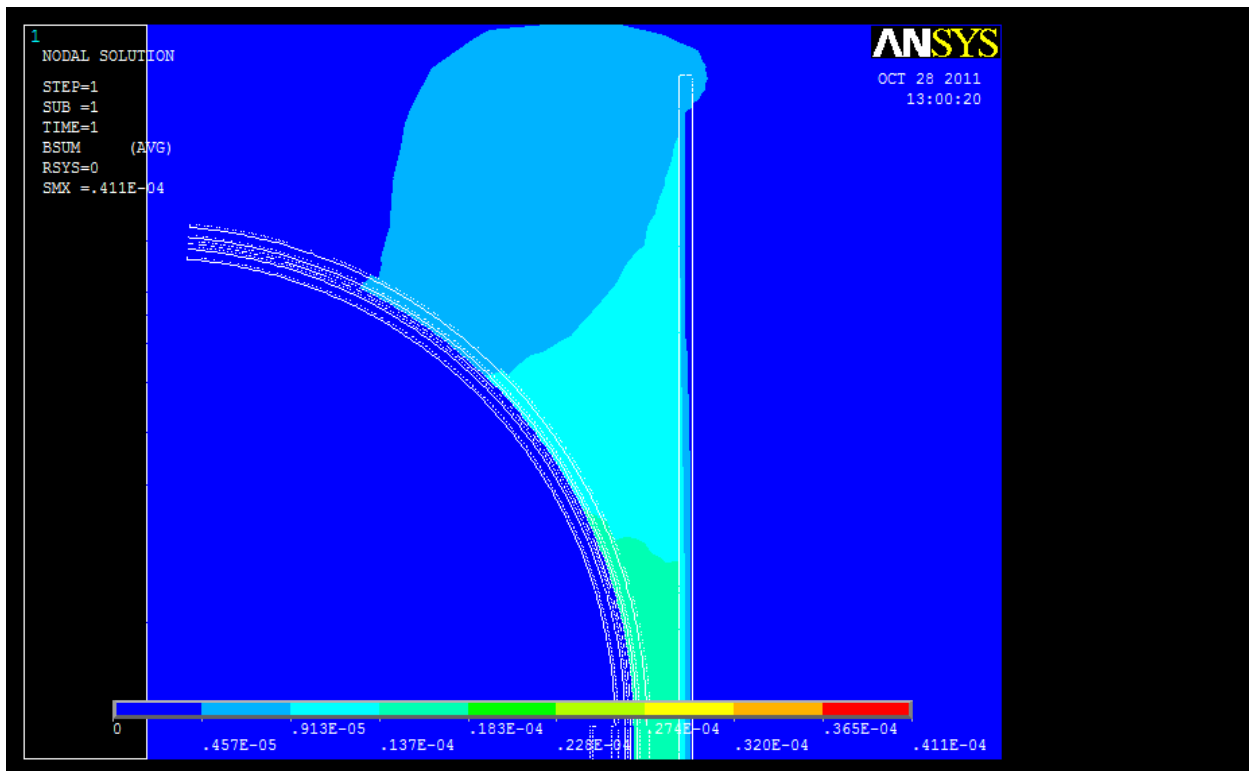


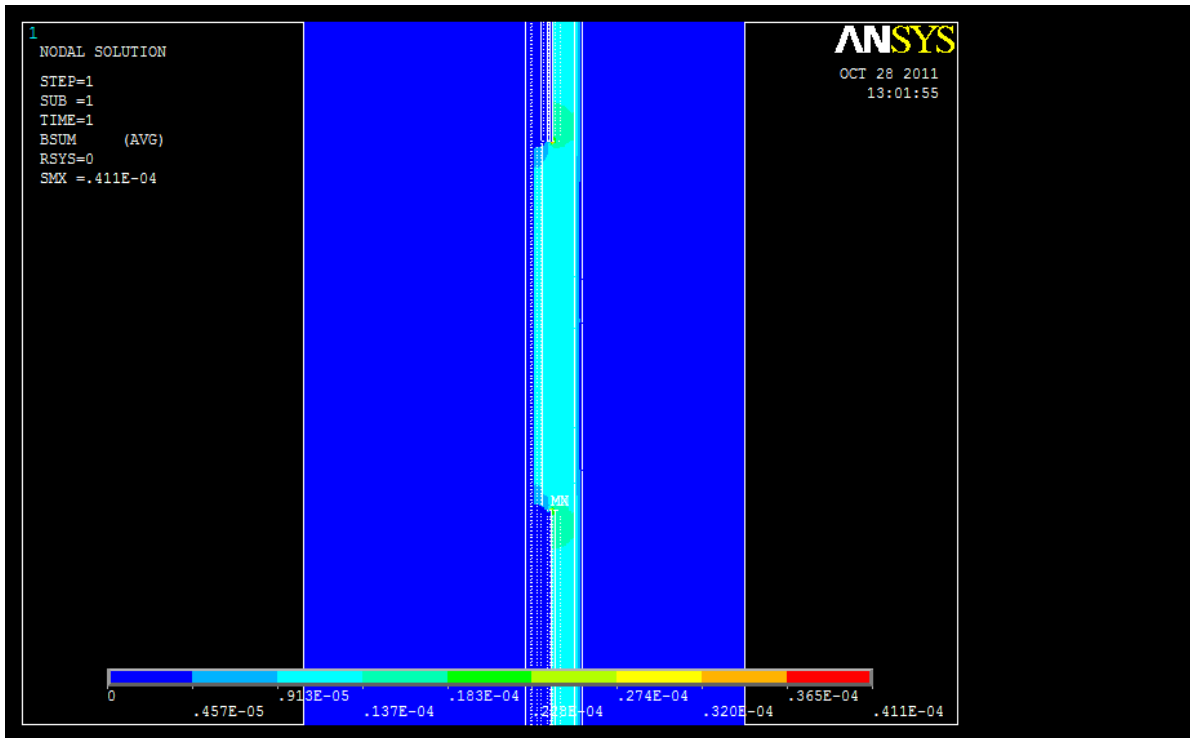
Σχήμα 43 (Μαγνητικές γραμμές)





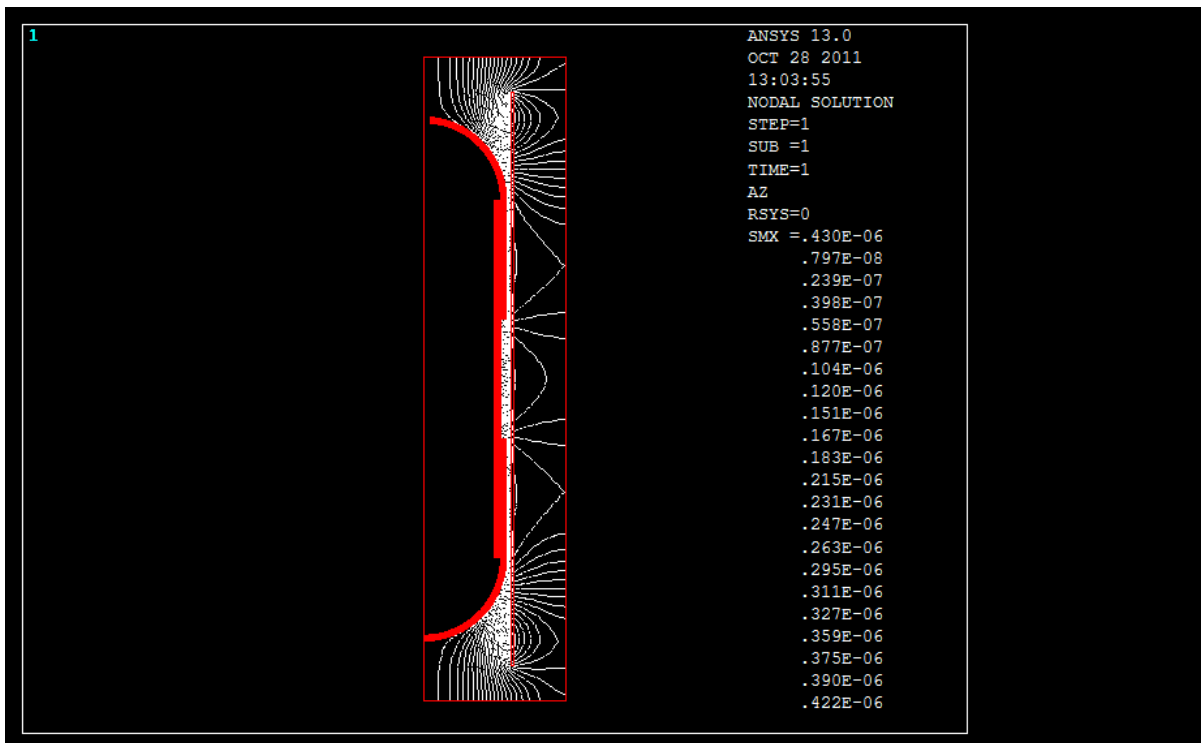
Σχήμα 44 (Μαγνητικό πεδίο[B])

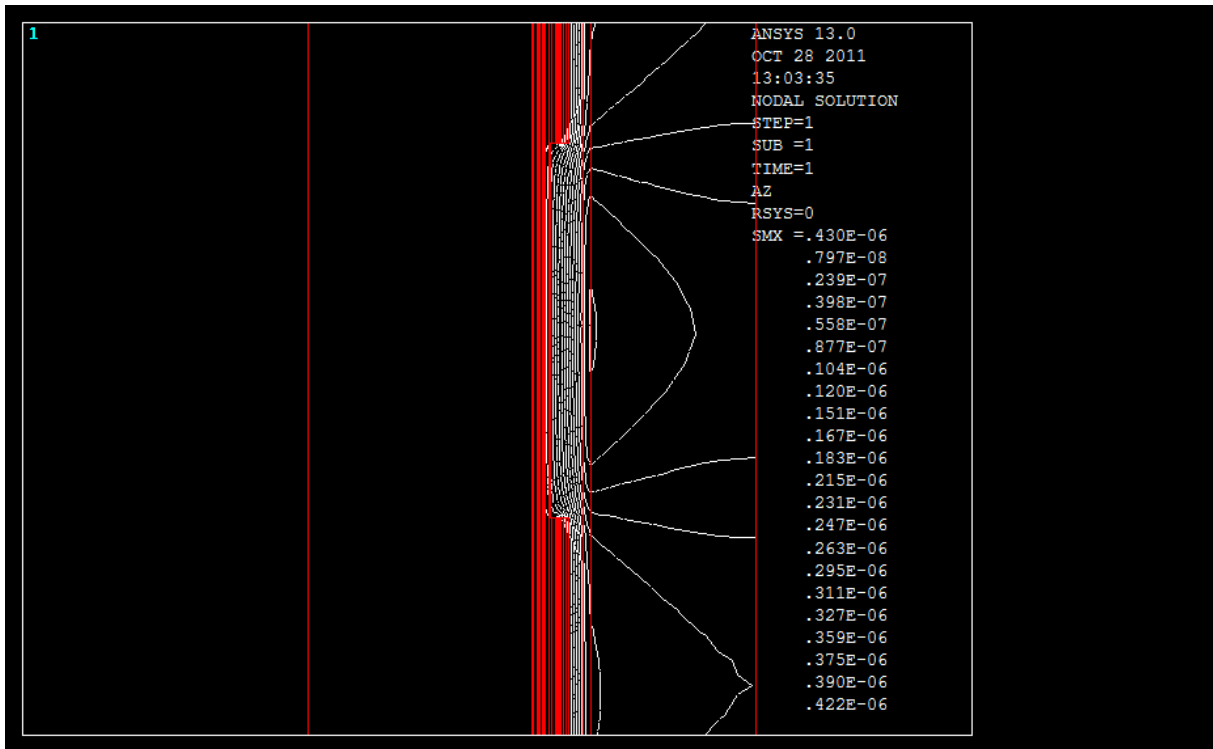




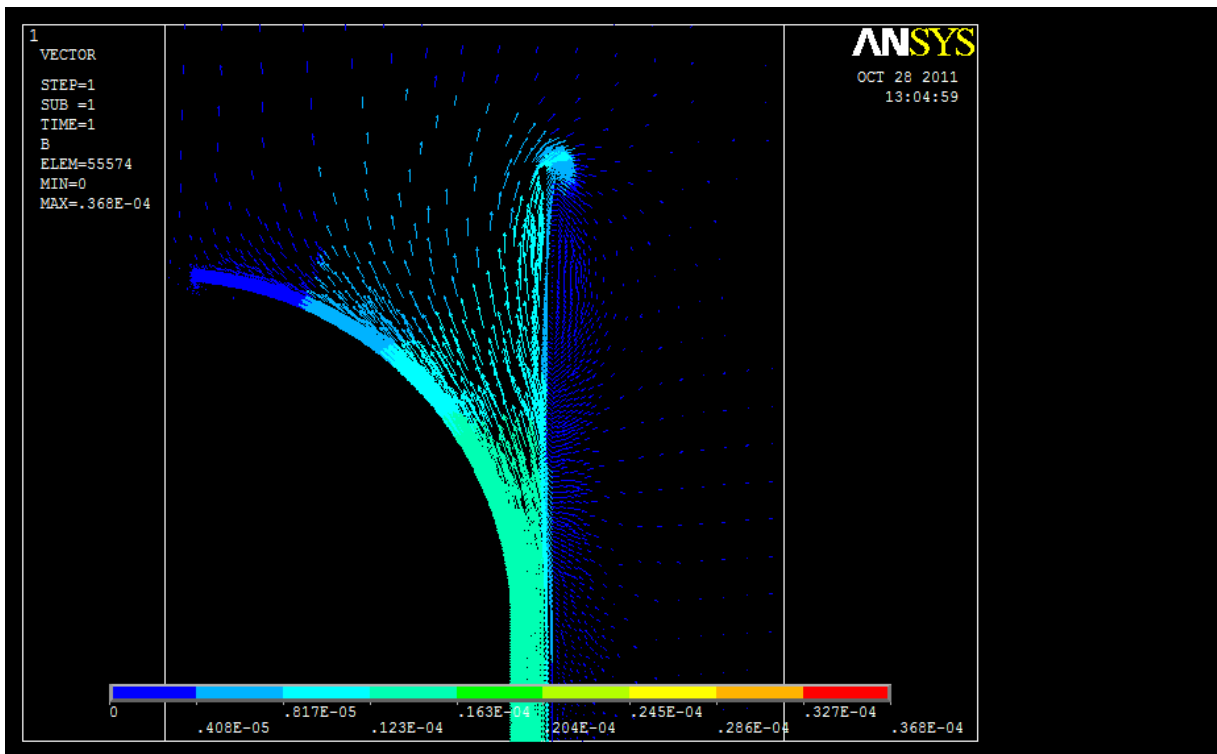
Σχήμα 45 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

- ✚ Για σχετική μαγνητική διαπερατότητα 1×10^{-20} το ANSYS μας δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα: μαγνητικές γραμμές σχήμα 46, μαγνητικό πεδίο B ως διάγραμμα σχήμα 47 και πυκνότητα μαγνητικής ροής σχήμα 48.

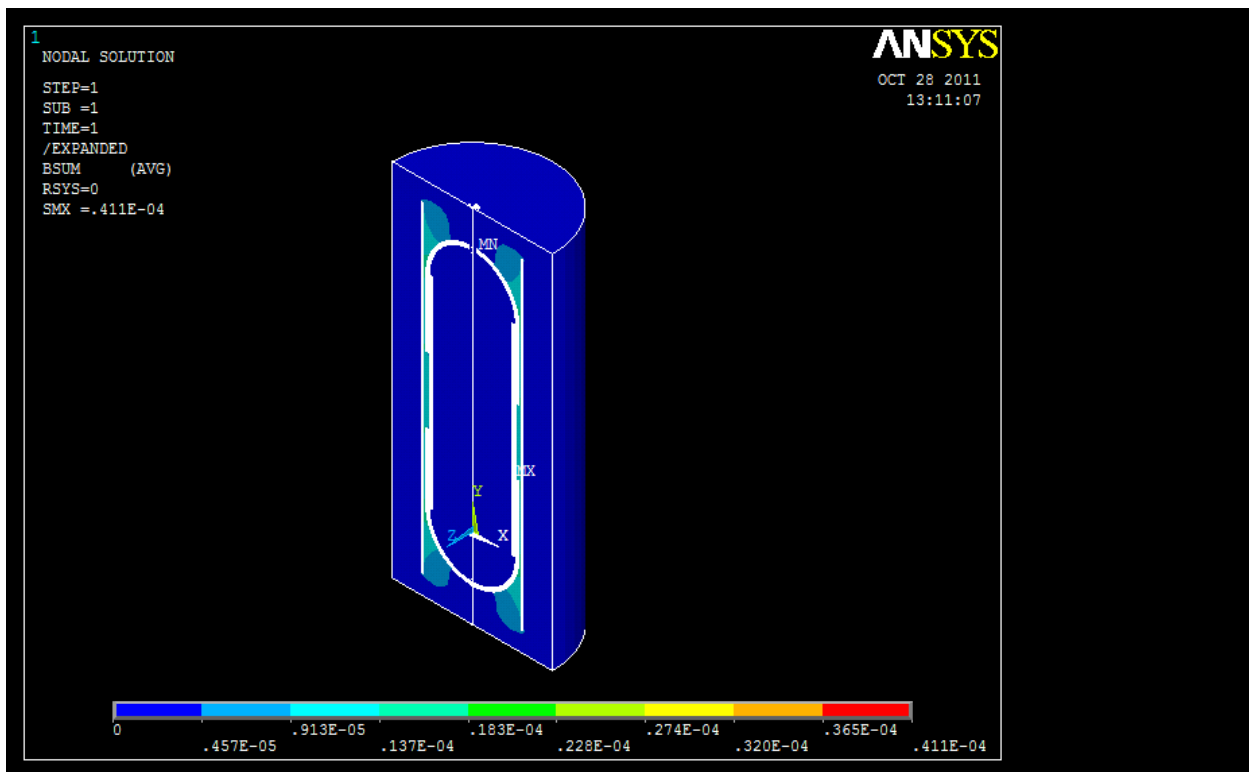
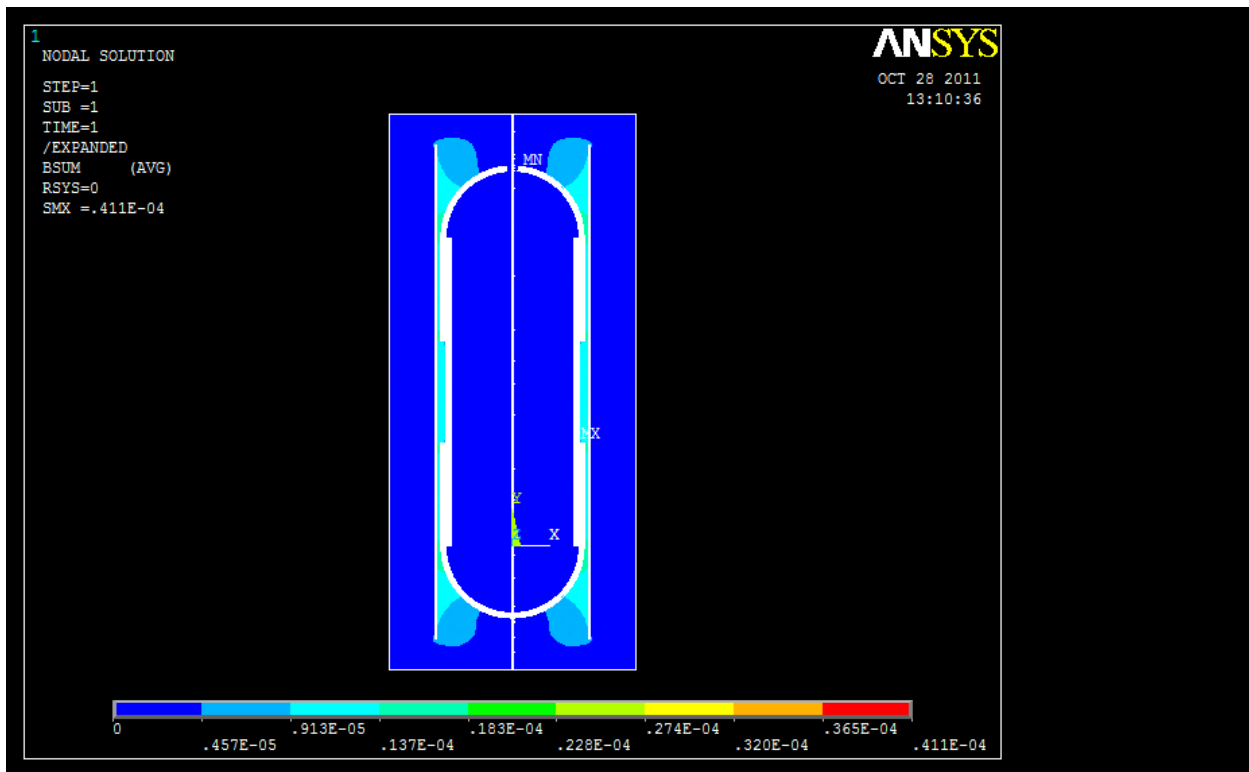




Σχήμα 46 (Μαγνητικές γραμμές)

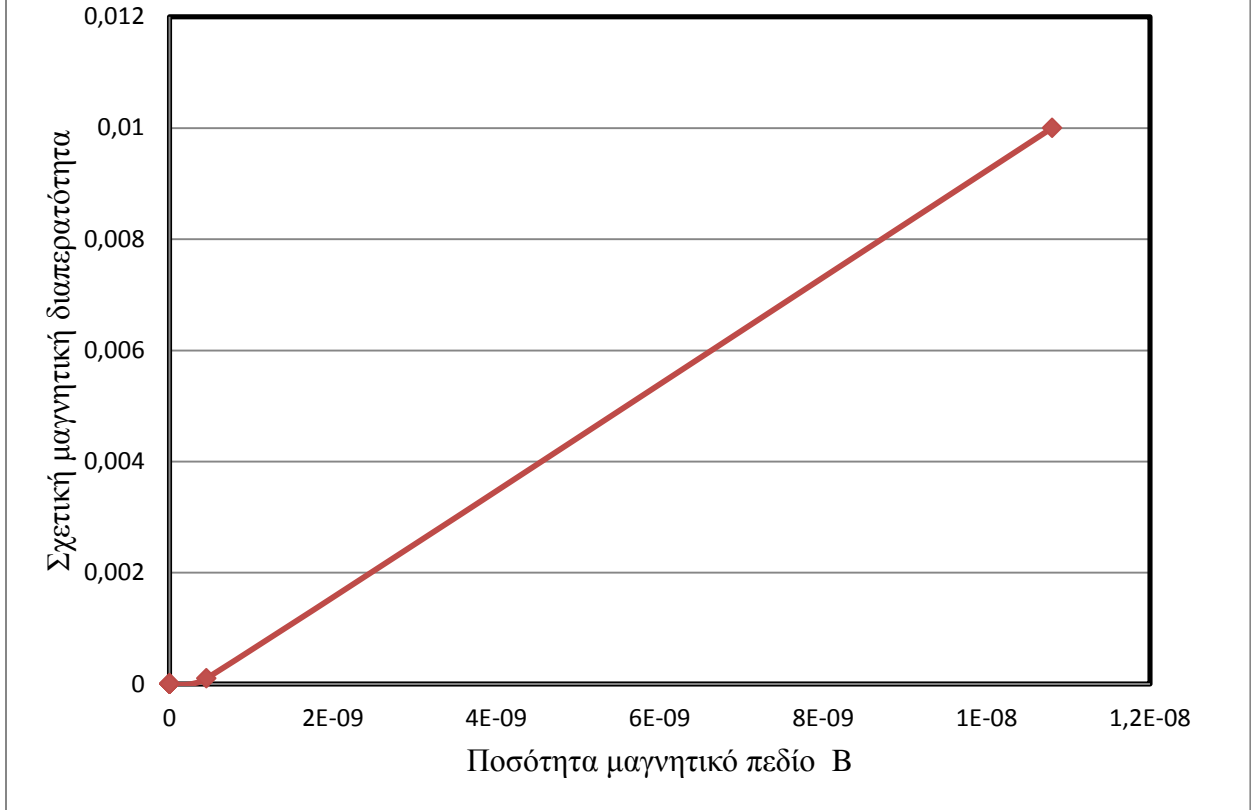


Σχήμα 47 (Μαγνητικό πεδίο[B])



Σχήμα 48 (Πυκνότητα μαγνητικής ροής)

Γράφημα 1



Γράφημα 1 (Σχετική μαγνητική διαπερατότητα συναρτήσει της ποσότητας του μαγνητικού πεδίου B που διαπερνά την κατασκευή)

2.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

- ❖ Για τιμές μαγνητική διαπερατότητα έως 1×10^{-8} παρατηρούμε, ότι οι μαγνητικές γραμμές διαπερνούν την κατασκευή και δεν επιτυγχάνεται θωράκιση.
- ❖ Φτάνοντας την μαγνητική διαπερατότητα στην τιμή των 1×10^{-20} διαπιστώνουμε, ότι το μαγνητικό πεδίο B δεν μηδενίζεται τελείως στο εσωτερικό λόγω του ότι τα πραγματικά υλικά έχουν ατέλειες στη δομή τους.
- ❖ Παρατηρούμε ότι πάνω από την τιμή της μαγνητικής διαπερατότητας 1×10^{-8} μπορεί οι μαγνητικές γραμμές να μην εισχωρούν, αλλά το B δεν είναι 0, αλλά είναι αρκετά χαμηλό.
- ❖ Μια άλλη παρατήρηση, που μπορεί να γίνει, είναι ότι η συγκέντρωση των μαγνητικών γραμμών αυξάνει μεταξύ της πηγής και της κατασκευής, καθώς κινούμαστε από μαγνητική διαπερατότητα 1 και προσεγγίζουμε το 0.
- ❖ Στης οπές το B εισχωρεί και άρα καλό είναι να αποφεύγονται ή να είναι λίγες.
- ❖ Τα καλώδια είναι πηγές πεδίου και θα πρέπει να συνυπολογιστεί η επίδραση τους.
- ❖ Το πεδίο από την οπή, που έχει σχεδιαστεί, δεν μπορεί να εισχωρήσει σε μεγάλο βάθος.
- ❖ Για να μην υπάρχει B στο εσωτερικό της κατασκευής, θα πρέπει η μαγνητική διαπερατότητα να είναι πάνω 1×10^{-14} .
- ❖ Όπως βλέπουμε στο γράφημα 1 το πεδίο προσεγγίζει το 0 πολύ γρήγορα καθώς το μ_r προσεγγίζει το 0.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. APPLICATIONS OF HIGH-TC SUPERCONDUCTIVITY, Edited by Adir Moysés Luiz_(2011)
2. J Kvitkovic, S Pamidi and J Voccio, Shielding AC magnetic fields using commercial $\text{YBa}_2\text{Cu}_3\text{O}_7$ -coated conductortapes 2009.
3. Superconductivity Fundamentals and Applications, *Werner Buckel, Reinhold Kleiner*, (2004)
4. Anderson, P.W. (1997). *The Theory of Superconductivity in the High-Tc Cuprates*, Princeton University Press, ISBN: 0-691-04365-5, Princeton, New Jersey.
5. Anderson, P.W. (1998). C-Axis electrodynamic as evidence for the interlayer theory of hightemperature superconductivity. *Science*, Vol. 279, No. 5354, (20 February 1998) 1196-1198, ISSN:0036-8075 (Print)
6. Annett, J.F (2004), *Superconductivity, Superfluids and Condensates*, Oxford University Press, ISBN: 0-19-850755-0 (Hbk), Great Britain.
7. Ariza, M.; Junqué, C.; Mataro, M., Poca, M.A.; Bargallo, N.; Olondo, M. & Sahuquillo, J. (2004) Neuropsychological Correlates of Basal Ganglia and Medical Temporal Lobe NAA/Cho Reductions in Traumatic Brain Injury. *Arch Neurol* Vol.61, No.4 (April 2004), pp 541-544 ISSN 0375-8540 (Online).
8. Aslan, Ö. (2007). Investigation of the symmetries and the breakages in relativistic and nonrelativistic regions in high temperature superconductors. PhD Thesis Marmara University Institute of Pure and Applied Sciences, Turkey.
9. Aslan, Ö.; Güven Özdemir, Z.; Keskin, S.S. & Onbaşı, Ü. (2009). The chaotic points and XRD analysis of Hg-based superconductors". *Journal of Physics: Conference Series*, Vol 153, Number. 1/ 012002 1-9, ISSN:1742-6596 (online), ISSN:1742-6588 (print)
10. Bachelard, H. & Badar-Goffer, R. (1993). NMR Spectroscopy in Neurochemistry. Review, *J. Neurochem* Vol.61, No.2, pp. 412-429, ISSN 0022-3042.
11. Bae M.H. & Lee, H.J. (2006). Progress in THz generation using Josephson fluxon dynamics in intrinsic junctions. *IEICE Trans. Electron.* Vol. E89-C, No. 2, 106-112, ISSN:0916-8516 (Print).
12. Bayer Schering Pharma Web site, (December 2010), Available from: http://www.diagnosticimaging.bayerscheringpharma.de/scripts/pages/en/public/modalities/magnetic_resonance_imaging_mri/index.php
13. Blamire, A.M. (2010) NewCastle University, NewCastle Mangetic Resonance Center Web page, Aavailable from: <http://www.ncl.ac.uk/magres/research/brain/>
14. Braunish, W.; Knauf, N.; Kataev, V.; Neuhausen, S.; Grutz, A.; Kock, A.; Roden, B.; Khomskii, D. & Wohlleben, D. (1992). Paramagnetic Meissner effect in Bi hightemperature superconductors. *Physical Review Letters*, Vol. 68, Issue 12 1908-1911, ISSN:1079-7114 (Online), ISSN:0031-9007 (Print).
15. Braunish, W.; Knauf, N.; Bauer, G.; Kock, A.; Becker, A.; Freitag, B.; Grutz, A.; Kataev, V.; Neuhausen, S.; Roden, B.; Khomskii, D. & Wohlleben, D. (1993). Paramagnetic Meissner effect in high-temperature superconductors. *Physical Review B*, Vol. 48, Issue 6 4030-4042, ISSN:1550-235X (Online), ISSN:1098-0121 (print).
16. Brooks, W.M; Stidley, C.A.; Petropoulos, H.; Jung, R.E.; Weers, D.C.; Friedman, S.D.; Matthew A. Barlow, M.A. Sibbitt Jr., W.L. & Yeo, R.A. (2000). Metabolic and Cognitive Response To Human Traumatic Brain Injury: A Quantitative Proton Magnetic Resonance Study. *J Neurotrauma* Vol.17, No.8 (August 2000), pp. 629–640, ISSN 1557-9042 (Online).

17. Brooks, W.M.; Friedman, S.; Gasparovic, C. (2001). Magnetic Resonance Spectroscopy In TBI. *J. Head Trauma Rehabil*, Vol.16, No.2, pp. 149-164, ISSN 1550-509X (Online).
18. Cámara Mayorgaa, I. ; Muñoz Pradas, P.; Michael, E. A. ; Mikulics, M.; Schmitz, A. ; van der Wal, P.; Kaseman, C.; Güsten, R.; Jacobs, K.; Marso, M.; Lüth, H. & Kordoš, P. (2006). Terahertz photonic mixers as local oscillators for hot electron bolometer and superconductor-insulator-superconductor astronomical receivers, *Journal Of Applied Physics*, Vol. 100, No.4, 043116/1-4, ISSN:0021-8979.
19. Cecil, K.M.; Hills E.C.; Sandel, M.E.; Smith D.H.; McIntosh, T.K. ; Mannon, L.J.; Sinson, G.P.; Bagley, L.J.; Grossman, R.I. & Lenkinski, R.E. (1998). Proton Magnetic Resonance Spectroscopy For Detection Of Axonal Injury In The Splenium Of The Corpus Callosum Of Brain-Injured Patients. *J Neurosurg*, Vol. 88, No.5, (May 1998), pp. 795–801, ISSN 1933-0693 (Online).
20. Chiorescu, I.; Nakamura, Y.; . Harmans, C.J.P.M & Mooij, J.E. (2003). Coherent quantum dynamics of a superconducting flux qubit, *Science*, Vol. 299, No. 5614, 1869-1871, ISSN: 0036-8075 (Print).
21. Clarke, J. & Wilhelm, F.K. (2008). Superconducting quantum bits. *Nature* Vol. 453, No. 7198, (19 June 2008), 1031-1042, ISSN:0028-0836.
22. Clegg, B. (2006). *The God Effect: Quantum Entanglement, Science's Strangest Phenomenon*, St. Martin's Griffin, ISBN-10: 0-312-34341-8, USA.
23. Danielsen, E.R & Ross, B. (1999). *Magnetic Resonance Spectroscopy Diagnosis of Neurological Diseases*, Marcel Dekker Inc, ISBN 0-8247-0238-7, USA.
24. Deutchs, D. (1997). *The Fabric of Reality: The Science of Parallel Universes--And Its Implications*, Penguin Group, ISBN-13: 978-0-140-14690-5, England.
25. Dumé, B. (30 June 2004). Entanglement breaks new record. Available from: <http://physicsworld.com/cws/article/news/19793>
26. Emuidzinas J. & Richards P.L. (2004). Superconducting Detectors and Mixers for Millimeter and Submillimeter Astrophysics. *Proc. IEEE* Vol. 92, pp.1597–1616, ISSN 0018-9219.
27. Eruygun, T.O. (1998), Usage of Advanced Superconducting Devices for Forensic Science, Master Thesis Supervised by Ü. Onbaşı, İstanbul University, Forensic Science Institution.
28. Fardmanesh, M. (2004). Response analysis and modeling of high temperature superconductors edge transition bolometers. In: *High Temperature Superconductivity 2, Engineering materials*, A.V.Narlikar (Ed.), 477-536, Springer-Verlag, ISBN 3-540-40639-5, Germany.
29. Feng, Y.; Zhuang, W. & Prohofsky, E.W. (1991). Calculation of Temperature Dependence of Interbase Breathing Motion of a Guanine-Cytosine DNA Double Helix With Adenine-Thymine Insert. *Phys. Rev. A* Vol. 43, No. 2 pp. 1049–1053, ISSN 1094-1622 (Online).
30. Ferrell R. & Prange R. (1963). Self field of Josephson tunneling of superconducting electron pairs. *Physical Review Letters*, Vol. 10, No. 11, 479-481, ISSN:1079-7114 (Online).
31. Fishbine, B. (Spring 2003). SQUID Magnetometry, In: *Los Alamos National Laboratory Web Site* December2011: http://www.lanl.gov/quarterly/q_spring03/meg_helmet_measurements.shtml
32. Fossheim, K. & Sudbo, A. (2004) *Superconductivity: Physics and Applications*, John Wiley & Sons, Ltd, ISBN-10: 0-470-84452-3, Great Britain.
33. Frahm, J.; Bruhn, H.; Gyngell, M.L.; Merboldt, K.D.; Hänicke, W. & Sauter, R. (1989). Localized High-Resolution Proton NMR Spectroscopy Using Stimulated Echoes: Initial Applications To Human Brain *In Vivo*. *Magn. Reson. Med.* Vol. 9, No.1, (January 1989), pp.79-93, ISSN 1522-2594 (Online).
34. Friedman, J.R.; Patel, V.; Chen, W.; Tolpygo, S.K. & Lukens, J.E. (2000). Quantum superposition of distinct macroscopic states. *Nature* Vol. 406, No. 6791, 43-46, ISSN: 0028-0836.
35. Friedman, S.D.; Brooks, W.M.; Jung , R.E.; Chiulli, S.J.; Sloan, J.H.; Montoya, B.T.; Hart, B.L. & Yeo, R.A. (1999). Quantitative Proton MRS Predicts Outcome After Traumatic Brain Injury. *Neurology* Vol.52, (April 1999), pp. 1384–1391, ISSN 1526-632X (Online).

36. Friedman, S.D.; Brooks, W.M.; Jung, R.E.; Hart, B.L. & Yeo, R.A. (1998). Proton MR Spectroscopic Findings Correspond To Neuropsychological Function In Traumatic Brain Injury. *AJNR Am J Neuroradiol*, Vol. 19 No.10, (November/December 1998), pp. 1879–1885, ISSN 1936-959X (Online).
37. Garnett, M.R.; Blamire, A.M.; Corkill, R.G.; Cadoux-Hudson, T.A.; Rajagopalan, B. & Styles, P. (2000). Early Proton Magnetic Resonance Spectroscopy In Normal-Appearing Brain Correlates With Outcome In Patients Following Traumatic Brain Injury. *Brain* Vol.123, No.10, (October 2000), pp.2046–2054, ISSN 1460-2156 (Online).
38. Garnett, M.R.; Corkill, R.G.; Blamire, A.M.; Rajagopalan, B.; Manners, D.N.; Young, J.D.; Styles, P. & Cadoux-Hudson, T.A.D. (2001). Altered Cellular Metabolism Following Traumatic Brain Injury: A Magnetic Resonance Spectroscopy Study. *J Neurotrauma* Vol.18, No.3, (March 2001), pp. 231–240 ISSN 1557-9042 (Online).
39. Georgia State University (n.d.) Web site (December 2010), Available from: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/nuclear/mri.html>
40. Govindaraju, V.; Gauger, G.E.; Manley, G.T.; Ebel, A.; Meeker, M. & Maudsley, A.A. (2004). Volumetric Proton Spectroscopic Imaging of Mild Traumatic Brain Injury. *AJNR Am J Neuroradiol* Vol.25, (May 2004), pp. 730-737, ISSN 1936-959X (Online).
41. Güven Özdemir Z.; Onbaşı, Ü. & Aslan, Ö. (2007). Calculation of microwave plasma oscillation in high temperature superconductors. In: *The Seventh International Conference on Vibration Problems ICOVP 2005 Springer Proceedings in Physics*, E. İnan & E. Kırış (Eds.), 377-382, Springer, ISBN: 978-1-4020-5400-6, Dordrecht, The Netherlands.
42. Güven Özdemir, Z. (2007). Determination of Electrical and Magnetic Properties of Mercury Based CuO₂ Layered Superconductors. PhD Thesis Marmara University Institute of Pure and Applied Sciences, Turkey.
43. Güven Özdemir, Z.; Aslan, Ö. & Onbaşı, Ü. (2009). Terahertz oscillations in mercury cuprate superconductors. *Pramana-Journal of Physics* Vol.73, No.4 pp. 755-763, ISSN 03044289.
44. Güven Özdemir, Z. (2011). Chaotic Point Works as Qubit in High Temperature Superconductors, *Journal of Applied Functional Analysis (JAFA)* Vol. 6 No 2, pp 165-172, ISSN 1559-1948 (Print) 1559-1956 (Online).
45. Hans Mooij's research group at Delft University of Technology, (2005). Available from: <http://www.physorg.com/news4996.html>
46. Holshouser, B.A.; Ashwal, S.; Shu, S.; Hinshaw, D.B. Jr. (2000). Proton MR Spectroscopy In Children With Acute Brain Injury: Comparison Of Short And Long Echo Time Acquisitions. *J Magn. Reson Imaging* Vol.11, No. No.1, pp. 9–19, ISSN 1522-2586 (Online).
47. Ito, H.; Nakajima, F.; Furuta, T. & Ishibashi, T. (2005). Continuous THz-wave generation using antenna-integrated uni-travelling-carrier photodiodes. *Semicond. Sci. Technol* Vol. 20 No. 7, S191-S198, ISSN: 0268-1242 (Print).
48. Josephson, B.D. (1962). Possible new effects in superconducting tunneling. *Physics Letters*, Vol. 1 No. 7, (1 July 1962) 251-253, ISSN: 0375-9601.
49. Ketterson, J. B. & Song S. N. (1999) *Superconductivity*, Cambridge University Press, ISBN:0-521-56295-3, United Kingdom.
50. Khomskii, D. I. (1994). Wohlleben effect (Paramagnetic Meissner effect) in high-temperature superconductors, *Journal of Low Temp. Physics*, Vol. 95, No. 1-2 205-223, ISSN: 0022-2291.
51. Kleiner, R. & Müller, P. (1994). Intrinsic Josephson effects in high-T_c superconductors, *Phys. Rev. B*, Vol. 49, No. 2, 1327-1341, ISSN: 1098-0121 (Print).
52. Kuzmin, L. (2006) Optimal Cold-Electron Bolometer with a Superconductor-Insulator-Normal Tunnel Junction and an Andreev Contact, 17th International Symposium on Space Terahertz Technology TH3-5, 183-186.
53. Lu, J.Y.; Chang, H.H.; Chen, L.J.; Tien, M.C. & Sun, C.K. (2010). Terahertz-Wave Molecular Imaging Based on a Compact High-Efficiency Photonic Transmitter <http://gra103.aca.ntu.edu.tw/gdoc/93/D91941004a.pdf>

54. Luyten, P.R. & Den Hollander, J.A. (1986). Observation of Metabolites In The Human Brain By MR Spectroscopy. *Radiology* Vol.161, No.3, (December 1986), pp. 795-798, ISSN 1527-1315.
55. Machida M. & Tachiki M. (2001). Terahertz electromagnetic wave emission by using intrinsic Josephson junctions of high-Tc superconductors. *Current Appl. Phys.* Vol.1, No.4-5, 341-348, ISSN: 1567-1739.
56. Magnusson, J. ; Papadopoulou, E.; Svedlindh, P. & Nordblad, P. (1998). Ac susceptibility of a paramagnetic Meissner effect sample, *Physica C*, Vol. 297, No:3-4, (10 March 1998) 317-325, ISSN:0921-9601.
57. Minami, H.; Kakeya, I. ; Yamaguchi, H.; Yamamoto, T. & Kadowaki, K. (2009). Characteristics of terahertz radiation emitted from the intrinsic Josephson junctions in high-Tc superconductor Bi₂Sr₂CaCu₂O₈+ δ . *Appl. Phys. Lett.* Vol. 95, No. 23232511/1- 3, ISSN:0003-6951 (Print).
58. Moody, N.A. (2009). New Waves: Solid State THz Source, Los Alamos National Laboratory, Available from: <http://www.lanl.gov/science/ldrd/LDRD-Day-2009/posters/Moody.pdf>
59. Mooij, J.E. ; Orlando, T.P.; Levitov, L.; Tian, L.; . van der Wal, C. H. & Lloyd S. (1999). Josephson persistent current qubit , *Science* Vol .285, no 5430, 1036-1039, ISSN: 0036-8075 (Print).
60. Mooij, H. (2010). Superconducting qubits: quantum mechanics by fabrication Available from: <ftp://ftp.cordis.europa.eu/pub/ist/docs/fet/qip2-eu-29.pdf>
61. National High Magnetic Field Laboratory, Magnet Lab web site, (2010), Available from: <http://www.magnet.fsu.edu/education/tutorials/magnetacademy/magnets/page5.html>
62. Nielsen, A. P.; Cawthorne, A.B.; Barbara, P.; Wellstood, F.C.; Lobb, C.J.; Newrock, R.S. & Forrester, M.G. (2000). Paramagnetic Meissner effect in multiply-connected superconductors, *Physical Review B*, Vol. 62, No.21 14380-14383, ISSN: 1550-235X (Online).
63. Nossal, R. & Lecar, N. (1991). *Molecular & Cell Biophysics*, Perseus Books, ISBN-10:0201195607, Cambridge, MA.
64. Onbaşı, Ü. ; Wang, Y.T.; Naziripour, A.; Tello, R.; Kiehl, W. & Hermann, A.M. (1996). Transport properties of high Tc mercury cuprates. *Physica Status Solidi B* Vol. 194, 371-382, ISSN: 0370-1972
65. Onbaşı Ü.; Eruygun, T.O. & Dinçer, A. (1999), Sensitive Usage of Proton MRS in Forensic Medicine, *4th European Conference on Applied Superconductivity*, Sitges, Spain.
66. Onbaşı , Ü. ; Güven Özdemir, Z. & Aslan, Ö. (2009). Symmetry breakings and topological solitons in mercury based d-wave superconductors. *Chaos, Solitons & Fractals* Vol.42, No. 4, (30 November 2009) 1980-1989, ISSN:0960-0779 (Online).
67. Optical Lattices and Quantum Information web site (2011). Available from: <http://olaqui.df.unipi.it/beginners.html>
68. Özdemir, Z.G.; Aslan Ö. & Onbaşı Ü. (2006). Determination of c-axis Electrodynamics Parameters of Mercury Cuprates. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, Vol.67 No.1-3 (January-March 2006) pp. 453-456 ISSN 0022-3697.
69. Panagopoulos, C.; Cooper, J.R.; Peacock, G.B.; Gameson, L.; Edwards, P.P.; Schmidbauer, W. & Hodby, J.W. (1996). Anisotropic magnetic penetration depth of grain-aligned HgBa₂Ca₂Cu₃O₈+ δ . *Phys. Rev B*, Vol. 53, No. 6, R2999-R3002, ISSN: 1098-0121 (Print).
70. Panagopoulos, C. & Xiang, T. (1998). Relationship between the superconducting energy gap and the critical temperature in high-Tc superconductors. *Physical Review Letters*, Vol. 81, 2336–2339, ISSN: 1079-7114 Online, ISSN: 0031-9007 (Print).
71. Patanjali, P. V. ; Seshu Bai, V.; Kadam, R.M. & Sastry, M.D.(1998). Anomalous microwave absorption in GdBCO powder: π -junctions and the paramagnetic Meissner effect. *Physica C*, Vol. 296, No. 3-4, (20 February 1998) 188-194, ISSN:0921-4534.
72. Rao, V.; Spiro, J.; Degoankar, M.; Horská, A.; Rosenberg, P.B.; Yousem, D.M.; Barker, P.B. & Phil, D. (2006), Lesion Location in Depression Post Traumatic Brain Injury Using Magnetic Resonance Spectroscopy: Preliminary Results From a Pilot Study. *Eur. J. Psychiat.* Vol.20, No.2, pp. 65-73, ISSN 0213-6163.

73. Riedling, S. ; Brauchle, G. ; Lucht, R.; Röhberg, K.; Löhneysen, H.V.; Claus, H.; Erb, A.& Müller-Vogt, G.(1994). Observation of the Wohllleben effect in YBa₂Cu₃O_{7-δ} single crystals. *Physical Review B*, Vol. 49, No.18 13283-13286, ISSN: 1550-235X (Online).
74. Ross, B.D.; Ernst, T.; Kreis, R.; Haseler, L.J.; Bayer, S.; Danielsen, E.; Blüml, S.; Shonk, T.; Mandigo, J.C.; Caton, W.; Clark, C.; Jensen, S.W.; Lehman, N.L.; Arcinue, E.; Pudenz R. & Shelden, C.H. (1998). 1H MRS In Acute Traumatic Brain Injury. *J. Magn Reson Imaging*, Vol.8, No.4 (July/August 1998), pp. 829–840, ISSN 1522-2586 (Online).
75. Royal Adelaide Hospital web site, (2010), Available from: http://www.rah.sa.gov.au/birs/bi_brain.php
76. Salibi, N.M. & Brown, M.A. (1998) *Clinical MR Spectroscopy: First Principles*, Wiley-Liss Inc., ISBN-10: 0-471-18280-X, USA.
77. Schliepe, B.; Stindtmann, M.; Nikolic, I. & Baberschke, K. (1993). Positive field-cooled susceptibility in high-T_c superconductors. *Physical Review B*, Vol. 47, No. 13 8331-8334, ISSN: 1550-235X (Online).
78. Schmidt, D. R.; Clark, A. M.; Duncan, W. D.; Irwin, K. D.; Miller, N.; Ullom, J. N. & Lehnert, K. W. (2005). A superconductor-insulator-normal metal bolometer with microwave readout suitable for large-format arrays, *Appl. Phys. Lett.* Vol. 86, No. 5, 053505/1-3, ISSN:0003-6951 (Print).
79. Skchez, S.; Elwenspoek, M.; Gui, C. ; de Nivelles, M.J.M.E. ; de Vries, R.; de Korte, P.A.J.; Bruijn, M.P.; Wijnbergen, J.J.; Michalke, W.; Steinbeie, E.; Heidenblut, T. & Schwierzi, B. (1997). A high-T_c superconductor bolometer on a silicon nitride membran, In: *Micro Electro Mechanical Systems, Proceedings, IEEE MEMS '97*, 506-511, Print ISBN: 0-7803-3744-1
80. Tafuri, F.; Kirtley, J.R.; Lombardi, F.; Bauch, T.; Il'ichev, E.; Miletto Granozio, F.; .Stornaiuolo, D & Scotti di Uccio, U. (2004). Flavours of Intrinsic d-Wave Induced Effects In YBa₂Cu₃O_{7-δ} Grain Boundary Josephson Junctions, In Institute of Physics Conference Series Number 181: Proceedings of the Sixth European Conference on Applied Superconductivity, A Andreone, G.P. Pepe, R. Cristiano & G. Masullo (Eds.), 273-282, IOP Publishing, United Kingdom.
81. Teasdale, G. & Jennett, B. (1974). Assesment of Coma and Impaired Consciousness: A Practical Scale” *Lancet*, Vol.2, No.7872, (13 July 1974), pp. 81-84, ISSN 0140-6736.
82. Thompson, D.J.; Minhaj, M.S.M.; Wenger, L.E. & Chen, J.T. (1995). Observation of paramagnetic Meissner effect in niobium disks. *Physical Review Letters* Vol. 75, No. 3529-532, ISSN: 1079-7114 (Online).
83. Tonouchi, M. (2007). Cutting-Edge Terahertz Technology, *Nature Photonics* Vol. 1 , pp.97-105, ISSN 1749-4885.
84. Van der Wal, C. H. ; Haar, A.C.J.T.; Wilhelm, F.K.; Schouten, R.N.; Harmans, C.J.P.M.; Orlando, T.P. ; Lloyd, S. & Mooij, J.E. (2000). Quantum superposition of macroscopic persistent-current states, *Science*, Vol. 290, No. 5492, 773-777, ISSN: 0036-8075 (Print).
85. Young, L.; Prabhu, V.V. & Prohofsky, E.W. (1990). Prediction of Modes With Dominant Base Roll and Propeller Twist in B-DNA Poly(dA)-Poly(dT), *Phys. Rev. A* Vol. 41, No. 12, pp. 7020–7023, ISSN 1094-1622 (Online).
86. Walther, C.; Scalari, G.; Faist, J. ; Beere, H. & Ritchie, D. (2006). Low frequency terahertz quantum cascade laser operating from 1.6 to 1.8 THz. *Appl. Phys. Lett.* Vol. 89, No .23 231121/1- 3, ISSN:0003-6951 (Print).
87. Weber State University web site, (2010), Available from: <http://departments.web-er.edu/chfam/2570/Neuro-3.jpg>
88. Wellstood, F.C.; Urbina C. U. & Clarke, J. (1987), Low-frequency noise in dc superconducting quantum interference devices below 1 K. *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 50, No. 12, 772/1-3, ISSN:0003-6951 (Print).
89. Wikipedia, (December 2010), Available from: http://en.wikipedia.org/wiki/Magnetic-resonance_imaging

90. Zhuang W.; Feng, Y. & Prohofsky, E.W. (1990). Self-Consistent Calculation of Localized DNA Vibrational Properties At A Double-Helix–Single-Strand Junction With Anharmonic Potential. *Phys. Rev. A* Vol. 41, No. 12, pp.7033–7042, ISSN 1094-1622 (Online).
91. Zomega Terahertz Corp. Web site, (2010), Available from: <http://www.zomega-terahertz.com/what-is-thz.html>