



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον
Άνθρωπο.**

ΝΙΚΟΛΑΟΣ ΓΙΟΥΡΚΙΕΒΙΤΣ

Αριθμός Μητρώου: 48016019

**Επιβλέπων Καθηγητής
Νεκτάριος Καλύβας, Αναπληρωτής Καθηγητής**

Αθήνα Οκτώβριος 2021

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Νεκτάριος Καλύβας

Αναπληρωτής Καθηγητής

Αικατερίνη Σκουρολιάκου

Αναπληρωτής Καθηγητής

Παναγιώτης Λιαπαρίνος

Αναπληρωτής Καθηγητής

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων ΓΙΟΥΡΚΙΕΒΙΤΣ ΝΙΚΟΛΑΟΣ του ΡΙΣΑΡΝΤ – ΚΑΖΙΜΙΕΖ με αριθμό μητρώου 48016019 φοιτητής του Τμήματος ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ της Σχολής ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

5-10-2021

Ο Δηλών



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η απεικόνιση μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού, είναι μια τεχνική που απεικονίζει τις εσωτερικές δομές ενός οργανισμού. Η ανακάλυψή του φαινομένου πραγματοποιήθηκε από τους Φέλιξ Μπλοχ και Έντουαρντ Πάρσελ το 1946, ενώ το 1952 βραβεύτηκαν με το βραβείο Νόμπελ φυσικής για την ανακάλυψή τους. Λίγα χρόνια αργότερα, έγινε διαθέσιμη η φασματοσκοπία NMR (Nuclear Magnetic Resonance) για in vitro μελέτες σε εργαστήρια χημείας. Οι καθηγητές Damadian, Minkoff και Goldsmith το 1977 κατασκεύασαν τον πρώτο κλινικό μαγνητικό τομογράφο και κατάφεραν να απεικονίσουν με επιτυχία την πρώτη εικόνα μαγνητικής απεικόνισης σε άνθρωπο. Η παρούσα διπλωματική εργασία αναφέρεται στην ασφάλεια MRI (Magnetic Resonance Imaging) και στην επίδραση της συχνότητας του, σε βιολογικούς ιστούς. Στην συγκεκριμένη εργασία αναφέρεται: α) υπό ποιες συνθήκες ένας εξεταζόμενος μπορεί να υποβληθεί σε μαγνητική τομογραφία και β κατά πόσο η ένταση των μαγνητικών πεδίων, είναι ικανή να επιδράσει αρνητικά ή θετικά τους ιστούς και στα κύτταρα του ανθρωπίνου σώματος. Πιο συγκεκριμένα θα γίνει αναφορά στη φυσική αρχή και στον τρόπο λειτουργίας του μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού, καθώς και σε κάποια τμήματα της οργανολογίας που διαθέτει. Λόγω της σύγχρονης τεχνολογίας και της ανάγκης της σημερινής ζωής, είναι δυνατόν ένας άνθρωπος να διαθέτει προσθετικά, λειτουργικά ή και απλώς βοηθητικά μέλη ή ακόμα 'διακοσμητικά' στοιχεία στο σώμα του. Όπως για παράδειγμα κάποιον βηματοδότη, κάποιο εμφυτεύσιμο μεταλλικό τμήμα για διόρθωση προβλημάτων υγείας (σκολίωση), κάποιο τατουάζ ή σκουλαρίκια, τα οποία είτε δεν θα πρέπει να επηρεαστούν από τα μαγνητικά πεδία ή δυσχεραίνουν πολύ την κατάσταση του εξεταζόμενου. Επίσης έχει παρατηρηθεί πως ο χρόνος εξέτασης και η ενέργεια είναι αρκετά για να διεγερθούν κάποιοι νευρώνες ή μύες, να διαφοροποιηθεί η διαμόρφωση κάποιων μορίων, όπως πρωτεΐνες, ο τρόπος πήξης του αίματος και των λιπιδίων, προσωρινά.

Λέξεις Κλειδιά: απεικόνιση μαγνητικού πυρηνικού συντονισμού, MRI, ασφάλεια MRI, MRI συμβατότητα.

Magnetic resonance imaging is a technique for imaging the internal structures of an organism. The phenomenon was discovered by Felix Bloch and Edward Purcell in 1946 and in 1952 they were awarded with the Nobel Prize in Physics for their discovery. Some years later NMR (Nuclear Magnetic Resonance spectroscopy) was released and used in in vitro studies in chemistry laboratories. The Professors Damadian, Minkoff and Goldsmith in 1977 built the first clinical MRI (Magnetic Resonance Imaging) scanner and were able to take successfully the first image of a human body. This final project deals with the safety of MRI and the effect of its frequency on biological tissues. In the presented thesis the following issues are considered: a) under what conditions a patient can do an MRI scan and b) if the amount of intensity of the magnetic fields produced by the MRI, is capable of negative or positive affecting the tissues and cells of the human body. More specifically, reference will be made to the physical principles and the mode of the operation of magnetic nuclear resonance, as well as some parts of its instrumentation. Due to modern technology and current needs, it is possible for a person to have prosthetic functional or just auxiliary limbs or even 'decorative' elements in his body, such as a pacemaker, implantation of metal parts to correct health problems (scoliosis), tattoos and earrings, which either must not be affected by the magnetic fields of such intensity or make the condition of the examinee very difficult. It has also been observed that the test time and energy are sufficient to stimulate some neurons or to differentiate the formation of molecules, such as proteins, the way blood and the lipids coagulate temporarily.

Keywords: *magnetic resonance imaging, MRI, MRI compatible, MRI safety.*

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ	8
1. ΦΥΣΙΚΗ ΑΡΧΗ & ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΑΜΣ	9
1.1 Μαγνητικό Πεδίο & Μαγνητική Ροπή.....	9
1.2 Πυρηνικό Spin	11
1.3 Κατανομή Boltzmann	12
1.4 Διαδικασία Διέγερσης & Μέτρησης στην ΑΜΣ	12
1.5 Αποκατάσταση & Χρόνοι χαλάρωσης T1, T2, T2*	13
1.6 Εντοπισμός Περιοχής Ενδιαφέροντος.....	15
2. ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ ΠΗΝΙΩΝ ΑΜΣ	17
2.1 Είδη Μαγνητών	17
2.1.1 Μαγνήτες Ανοιχτού Τύπου.....	17
2.1.2 Μαγνήτες Αντιστάσεως.....	20
2.1.3 Υπεραγώγιοι Μαγνήτες	21
2.2 Πηνία Βαθμίδας.....	22
2.3 Πηνία Λήψης & Εκπομπής.....	24
3. ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΠΕΔΙΩΝ ΣΤΟΝ ΑΝΘΡΩΠΟ	26
3.1 Επιπτώσεις Στατικού Μαγνητικού Πεδίου	26
3.2 Επιπτώσεις Πεδίων Βαθμίδας.....	28
3.2.1 Ακουστικός Θόρυβος.....	29
3.3 Επιπτώσεις Πηνίων RF	32
3.4 Τατουάζ.....	38
3.5 Εγκυμοσύνη.....	39
3.6 Διέγερση Νευρώνων	41
3.7 Μεταλλικά Εμφυτεύματα.....	43
3.7.1 Βηματοδότες (PM).....	45
3.7.2 Νευροδιεγερτικές Συσκευές Εγκεφάλου (DBS).....	49
3.7.3 Εμφυτεύσιμος Διεγέρτης Σπονδυλικής Συνένωσης (SCS).....	51
3.7.4 Συσκευή Έγχυσης Φαρμακευτικής Αγωγής (DDS)	53
3.7.5 Ενδοφθάλμιοι Φακοί (IOL)	55
3.7.6 Ενδομήτριο Αντισυλληπτικό Σπείραμα (IUD).....	56
3.7.7 Clips Ανευρύσματος (CA).....	58
3.7.8 Stent	59
3.7.9 Καρδιακή Βαλβίδα (CV)	60
3.7.10 Οδοντικά Εμφυτεύματα (DI)	62
4. ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΧΩΡΟΥ	65
4.1 Παθητική Θωράκιση	65
4.2 Ενεργή Θωράκιση	66
4.3 Προδιαγραφές Χώρου.....	66
4.4 Ειδικές Διατάξεις	71
4.4.1 Tesla one - Pulse Oximeter.....	71
4.4.2 Manual Blood Pressure Set.....	71
4.4.3 Tesla M3 MRI Patient Monitor.....	72
4.4.4 Folding Wheelchair.....	72
4.4.5 Folding Portering Chair	73
4.4.6 Paediatric Trolley.....	73
4.4.7 Utility Trolley with Drawers.....	73
4.4.8 Trolley With/Without Drawer.....	74
4.4.9 Ferroguard.....	74
4.4.10 MRI – Safe LED Mobile Lamp	75

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

5. ΒΑΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	76
6. ΣΥΖΗΤΗΣΕΙΣ & ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	90
ΑΝΑΦΟΡΕΣ – ΠΗΓΕΣ.....	92

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο στόχος της εργασίας είναι κατανόηση των συστημάτων μαγνητικής τομογραφίας και ποιες είναι οι κατάλληλες συνθήκες, υπό τις οποίες ο άνθρωπος μπορεί να πραγματοποιήσει εξέταση μαγνητικής τομογραφίας. Επιπλέον, λόγω των αναγκών των μηχανημάτων μαγνητικής τομογραφίας, εξετάζεται πώς θα πρέπει να είναι κατασκευασμένος / διαμορφωμένος ο χώρος τοποθέτησης του συστήματος, καθώς και ποιες δευτερεύουσες διατάξεις μπορούν να εισέλθουν σε έναν τέτοιο χώρο. Το παρόν κείμενο αποτελείται από τέσσερα κεφάλαια. Μέσα από αυτά, γίνονται κατανοητοί οι παραπάνω στόχοι και η αναγκαιότητα της σωστής πρακτικής και τήρησης των κανόνων ασφαλείας για την διεξαγωγή της απεικόνισης μαγνητικής τομογραφίας. Στο πρώτο κεφάλαιο αναφέρονται όλες οι βασικές φυσικές αρχές που θεωρούνται απαραίτητες για την κατανόηση της λειτουργίας ενός συστήματος μαγνητικής τομογραφίας. Εκτός από τη φυσική και τις εξισώσεις που διέπουν το σύστημα αυτό, και την αλληλεπίδραση των μορίων με αυτό, περιγράφονται οι μηχανισμοί κι ο τρόπος λειτουργίας του μαγνητικού τομογράφου. Αναπτύσσοντας την εργασία παρακάτω, γίνονται γνωστά τα τμήματα από τα οποία αποτελείται το σύστημα μαγνητικής απεικόνισης, ο λόγος χρήσης των εκάστοτε τμημάτων κι ο τρόπος λειτουργίας. Ακόμη, παρουσιάζονται οι διάφοροι τύποι MRI κι συγκρίνονται οι διαφορές τους. Το τρίτο και κύριο κεφάλαιο της εργασίας αναφέρεται σε ένα σύνολο παραγόντων, που είναι πιθανόν να έχουν επίδραση στον εξεταζόμενο. Αυτοί οι παράγοντες μπορεί να είναι από μικρής σημασίας ή ακόμα κι αμελητέας έως μεγάλης και θανατηφόρας. Επιπλέον σε αυτή την ενότητα, σχολιάζονται κάποιες διατάξεις, οι οποίες μπορούν να προσφέρουν με ασφάλεια την μαγνητική απεικόνιση στον εξεταζόμενο. Στη τέταρτη και προ τελευταία ενότητα περιγράφονται οι προδιαγραφές ενός χώρου, ώστε να μπορέσει να φιλοξενηθεί ένα σύστημα μαγνητικής τομογραφίας και να λειτουργήσει όπως αναφέρει ο κατασκευαστής χωρίς παρενέργειες για τους άλλους χώρους και τους ειδικούς / εξεταζόμενους / επισκέπτες. Επί προσθέτως αναλύονται μερικές από τις πλέον ασφαλείς διατάξεις εντός τέτοιων χώρων. Τέλος το κεφάλαιο πέντε, έχει αφιερωθεί για την δημιουργία μιας βάσης δεδομένων - οδηγός πληροφοριών.

1. ΦΥΣΙΚΗ ΑΡΧΗ & ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΑΜΣ

1.1 Μαγνητικό Πεδίο & Μαγνητική Ροπή

Από την θεωρία της ηλεκτροδυναμικής γνωρίζουμε πως ένα σωματίδιο, το οποίο έχει φορτίο και πραγματοποιεί κάποιου είδους κίνηση παράγει μαγνητικό πεδίο, η διεύθυνση του οποίου είναι κάθετη στο επίπεδο κίνησης του. Από φυσικής άποψης η μεταβαλλόμενη μαγνητική ροή που διέρχεται από μία επιφάνεια δημιουργεί διαφορά δυναμικού. Η σχέση ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής ή αλλιώς νόμος του Faraday, με ολοκληρωτική και διαφορική μορφή αντίστοιχα, παρουσιάζεται παρακάτω με την ολοκληρωτική μορφή, εξίσωση 1 και με τη διαφορική του μορφή, εξίσωση 2: [1]

$$\oint_C \vec{E} \cdot d\vec{l} = -d/dt \int_S \vec{B} \cdot d\vec{S} \quad (1)$$

E: το διάνυσμα του ηλεκτρικού πεδίου

B: το διάνυσμα μαγνητικού πεδίου

\oint : επικαμπύλιο ολοκλήρωμα

$$\nabla \times \vec{E} = -\partial \vec{B} / \partial t \quad (2)$$

∇ : διανυσματικός διαφορικός τελεστής ή διάνυσμα κλίσης. Είναι η μερική παράγωγος της συνάρτησης ως προς $x(\partial E / \partial x)$, ως προς $y(\partial E / \partial y)$ και ως προς $z(\partial E / \partial z)$

$\partial \vec{B} / \partial t$: η μερική παράγωγος του μαγνητικού πεδίου ως προς τον χρόνο

\mathbf{x} : το εξωτερικό γινόμενο

Σύμφωνα με τον νόμο της ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής, η ηλεκτρεγερτική δύναμη είναι ανάλογη του ρυθμού μεταβολής της μαγνητικής ροής. Δηλαδή ανάλογη με τον αριθμό των δυναμικών γραμμών που διαπερνούν μια επιφάνεια. Επομένως η εξίσωση 1 μπορεί να γραφεί με πιο απλή μορφή ως:

$$\mathcal{E} = -d\Phi/dt \quad (3)$$

\mathcal{E} : η ηλεκτρεγερτική δύναμη (Volt)

Φ : μαγνητική ροή (Weber)

Στην περίπτωση της μαγνητικής τομογραφίας, ένα μεγάλο τμήμα του νόμου Faraday λαμβάνει χώρα σε διάφορα πηνία. Οπότε η ηλεκτρεγερτική δύναμη μπορεί να εκφραστεί ως :

$$\mathcal{E} = -N \cdot (d\Phi/dt) \quad (4)$$

N: ο αριθμός των σπειρών του πηνίου

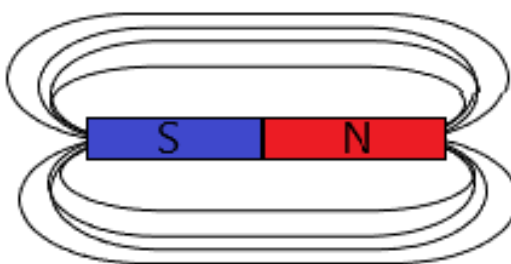
Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Εκτός από το μαγνητικό πεδίο που αναπτύσσεται, δημιουργείται και μαγνητική ροπή. Η μαγνητική ροπή είναι το γινόμενο της μαγνητικής μάζας του ενός από τους δυο πόλους του μαγνήτη, επί της απόστασης μεταξύ των δυο πόλων. Η μαγνητική μάζα χαρακτηρίζεται ως το ποσό μαγνήτισης που βρίσκεται στους πόλους, και είναι ένα θεωρητικό μέγεθος. Η μαγνητική ροπή μετριέται σε J/T (Joule / Tesla). [1]

Για να γίνει λίγο πιο κατανοητή η μαγνητική ροπή θα μπορούσαμε να υποθέσουμε ότι έχουμε έναν διπολικό ραβδόμορφο μαγνήτη ο οποίος έχει τοποθετηθεί μέσα σε ένα ομοιόμορφο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Η μαγνητική ροπή θα μας δείξει την ταχύτητα που ο μαγνήτης θα παραλληλιστεί με τις δυναμικές γραμμές του εξωτερικού πεδίου. Η παρακάτω σχέση παρουσιάζει ακριβώς αυτόν τον παραλληλισμό, δηλαδή: [2]

$$\mu = I \cdot M_q \quad (5)$$

I το μήκος του μαγνήτη, μ η μαγνητική ροπή και M_q η μαγνητική μάζα.



Εικόνα 1.1 Ένας ραβδόμορφος μαγνήτης με την κατανομή των δυναμικών γραμμών. Οι δυναμικές γραμμές βγαίνουν από τον βόρειο πόλο και κατευθύνονται προς τον νότιο πόλο του μαγνήτη.

Αν έχουμε ένα δείγμα N ατόμων και αθροίσουμε τις μαγνητικές ροπές όλων των ατόμων του δείγματος, αυτών που η στροφορμή (spin) τους δεν είναι μηδέν, τότε ορίζουμε ένα διανυσματικό μέγεθος, την μαγνήτιση M (magnetization), δηλαδή

$$\vec{M} = \sum \mu_i, \text{ όπου } \mu_i \text{ οι μαγνητικές ροπές του επιμέρους N δείγματος για } i=0 \quad [2]$$

Η συνολική ενέργεια της μαγνητικής ροπής (μ) σε ένα μαγνητικό πεδίο (B) δίνεται από την σχέση της ηλεκτρομαγνητικής θεωρίας :

$$E_{(\mu)} = \mu \cdot B \quad (6)$$

Η ενέργεια της στάθμης αντίστοιχα από την σχέση:

$$E_\gamma = -\mathbf{m} \cdot \mathbf{B} \cdot \gamma \cdot \hbar \quad (7)$$

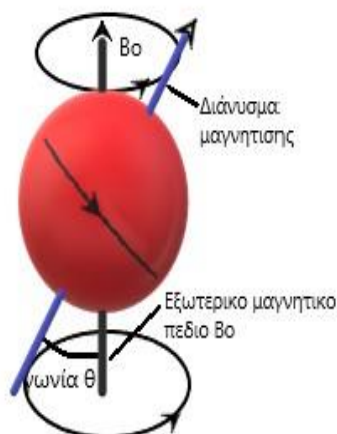
Η ενεργειακή διαφορά μεταξύ δυο γειτονικών στάθμων [3,4]:

$$\Delta E = \mathbf{B} \cdot \gamma \cdot \hbar \quad (8)$$

Όπου γ είναι ο γυρομαγνητικός λόγος και \hbar η σταθερά του Plank. Ο γυρομαγνητικός λόγος είναι μοναδικός για κάθε ατομικό πυρήνα και περιγράφει την ευκολία με την

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

οποία ένα στοιχείο μπορεί να παραλληλιστεί με τις δυναμικές γραμμές ενός πρόσθετου μαγνητικού πεδίου

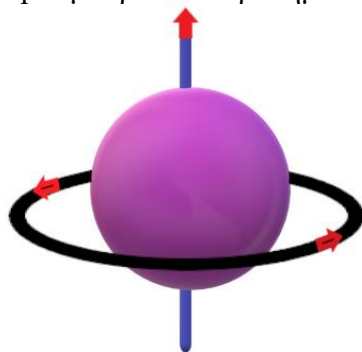


Εικόνα 1.2 Η γωνία θ που σχηματίζεται μεταξύ της μαγνητικής ροπής και του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B_0 .

1.2 Πυρηνικό Spin

Με βάση την εικόνα 1.2 μπορούμε να φανταστούμε τις κινήσεις που πραγματοποιούνται στο άτομο. Μια κίνηση των ίδιων των σωματιδίων (πρωτόνια, ηλεκτρόνια, νετρόνια) γύρω από το δικό τους νοητό άξονα, μια περιστροφή των ηλεκτρονίων γύρω από τον ατομικό πυρήνα και μια τρίτη περιστροφή του ίδιου του πυρήνα γύρω από τον δικό του νοητό άξονα. Στα περισσότερα άτομα τα spin των σωματιδίων βρίσκονται σε μια κατάσταση ζεύξης με αλλαγή spin, με αποτέλεσμα το συνολικό spin του πυρήνα να είναι μηδέν. Σε κάποια άτομα όπως του ^1H , ^{13}C , δεν αντιστοιχεί ένα ζεύγος για κάθε spin με αποτέλεσμα το συνολικό spin να μην είναι μηδέν. Το κάθε χημικό στοιχείο καθορίζεται με βάση τους τρεις παρακάτω κανόνες για το αν θα έχουν spin διάφορο του μηδενός και αν ναι, τι τιμές μπορεί να λάβει:

- Αν τόσο ο αριθμός των πρωτονίων όσο και ο αριθμός των νετρονίων είναι άρτιοι, τότε το συνολικό spin είναι μηδέν (0).
- Αν τόσο ο αριθμός των πρωτονίων όσο και ο αριθμός των νετρονίων είναι περιττοί, τότε το συνολικό spin παίρνει ακέραιες τιμές (1, 2, 3).
- Αν ο μαζικός αριθμός, δηλαδή το άθροισμα πρωτονίων και νετρονίων είναι περιττός αριθμός, τότε το spin μπορεί να πάρει ημιακέραιες τιμές (1/2, 3/2, 5/2). [3,4]



Εικόνα 1.3 Περιστροφή σωματιδίου γύρω από τον νοητό άξονα του.

1.3 Κατανομή Boltzmann

Αν ένα άτομο τοποθετηθεί μέσα σε ένα μαγνητικό πεδίο με spin 1/2 μπορεί να πάρει δυο διαφορετικούς προσανατολισμούς και η ενέργεια να διαφέρει από τον έναν στον άλλον. Παρόλα αυτά δεν μπορούμε να προβλέψουμε για έναν μόνο πυρήνα ποια από τις δυο καταστάσεις θα διαλέξει. Αν όμως έχουμε ένα σύνολο από N πυρήνες, τότε ο κάθε ένας προσανατολίζεται σε μια από τις 2 διαφορετικές κατευθύνσεις. Είτε παράλληλα με τις δυναμικές γραμμές του πεδίου, είτε αντιπαράλληλα. Μεσώ της κατανομής Boltzmann είναι δυνατόν να γνωρίζουμε τον λόγο του πληθυσμού των ατόμων με spin χαμηλής προς υψηλής ενέργειας. Με άλλα λόγια:

$$N^-/N^+ = \exp[-(\Delta E/k \cdot T)] \quad (10)$$

N^- : ο αριθμός των σωματιδίων με spin σε κατάσταση διεγερμένης ενέργειας,

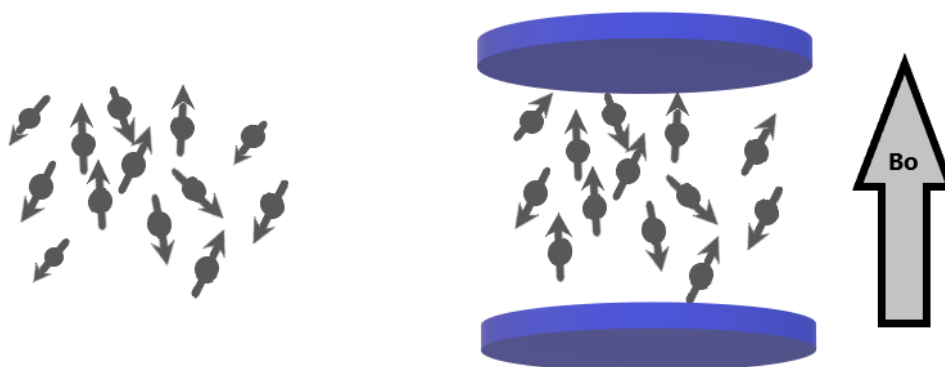
N^+ : ο αριθμός των σωματιδίων με spin θεμελιώδους ενέργειας,

ΔE : η ενεργειακή διαφορά μεταξύ των δυο καταστάσεων,

k : η σταθερά Boltzmann ($1,3805 \cdot 10^{-23}$ J/Kelvin),

T : η θερμοκρασία σε βαθμούς kelvin.

Ο πληθυσμός με spin θεμελιώδους ενέργειας είναι ελαφρά μεγαλύτερος από τον πληθυσμό υψηλής ενέργειας. [4]



Εικόνα 1.4 Προσανατολισμός των ατόμων. Αριστερά προσανατολισμός των πυρήνων χωρίς παρουσία μαγνητικού πεδίου. Δεξιά σύνολο πυρήνων εντός μαγνητικού πεδίου.

1.4 Διαδικασία Διέγερσης & Μέτρησης στην ΑΜΣ

Όπως οι μαγνητικές ροπές των ατόμων εντός μαγνητικού πεδίου, πραγματοποιούν μια κίνηση γύρω από τον νοητό τους άξονα περιστροφής και μια κίνηση που ευθύνεται στο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο με μια γωνιά θ , έτσι και η μαγνήτιση M , όταν βρεθεί σε κάποιο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο πραγματοποιεί την ίδια κίνηση. Η μεταπτωτική κίνηση αυτή θα πρέπει να έχει μια συγκεκριμένη συχνότητα, την συχνότητα Larmor, η οποία είναι μοναδική για κάθε ατομικό πυρήνα και είναι η συχνότητα της μεταπτωτικής κίνησης.

$$\omega \text{ ή } \omega_L = \gamma \cdot B_0 \quad (11)$$

B_0 : είναι το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο μεγαλύτερης έντασης από την μαγνήτιση M .

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Η μέτρηση του σήματος σε ένα τέτοιο σύστημα πραγματοποιείται με εκτροπή της μαγνήτισης με την προσθήκη ενός ακόμη εξωτερικού μεταβαλλόμενου μαγνητικού πεδίου B1 με γωνιακή ταχύτητα ω_L , μικρότερης εντάσεως από το B0 και κάθετο σε αυτό. Το πεδίο B1 δημιουργείται με την χρήση ενός πηνίου. Κατά την διέλευση ρεύματος μέσα από αυτό το πηνίο παράγεται μαγνητικό πεδίο, για όσο χρόνο υπάρχει ρεύμα στο πηνίο. Αυτός ο παλμός αναγκάζει την μαγνήτιση M να αποπροσανατολιστεί και να μην είναι πια παράλληλη με το B0, αλλά να υπάρχει μια διαφορά γωνίας $\Delta\theta$ μεταξύ τους. Μετά την παύση του πεδίου B1 και κατά την αποκατάσταση της μαγνήτισης παρατηρούνται φαινόμενα επαγωγής, όπως περιγράφονται στις εξισώσεις 1 έως 5.

1.5 Αποκατάσταση & Χρόνοι χαλάρωσης T1, T2, T2*

Κατά την διαδικασία μέτρησης του σήματος, μετά την λήξη του παλμού B1, η οποία και ονομάζεται 'χαλάρωση' ή μαγνητική αποκατάσταση, η ενέργεια που προσφέρθηκε στους πυρήνες απελευθερώνεται ως ένα επαγωγικό σήμα και το σύστημα μεταβαίνει ξανά σε κατάσταση θερμοδυναμικής ισορροπίας. Κατ' αυτήν τη διαδικασία υπάρχουν δυο αρκετά σημαντικές θεωρητικές παράμετροι. Οι χρόνοι χαλάρωσης T1, T2 και T2*. Για να οριστούν αυτοί οι χρόνοι χαλάρωσης χρειάζεται να θεωρήσουμε τα εξής:

1) Στην διάρκεια ενεργοποίησης του παλμού B1 αλλά και κατά την 'φάση' της μαγνητικής αποκατάστασης το δείγμα μας θα πρέπει να βρίσκεται σε κατάσταση θερμοδυναμικής ισορροπίας δηλαδή, η πίεση, η πυκνότητα και η θερμοκρασία να έχουν την ίδια τιμή σε όλο το δείγμα συναρτήσει του χρόνου.

2) Το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο θα πρέπει να είναι απόλυτα ομογενές και μην παρεκκλίνει από την τιμή μαγνητικού πεδίου καθώς και να είναι σταθερό αλλά και ίδιο σε όλη την έκταση δείγματος.

3) Ο παλμός B1 που διεγείρει το δείγμα να είναι τετραγωνικός και το πεδίο B1 να μεταβάλλεται μόνο σύμφωνα με την ω_L .

Ο χρόνος T1 περιγράφει το χρονικό διάστημα που χρειάζεται η συνιστώσα του μαγνητικού πεδίου κατά τον άξονα Z (διαμήκης μαγνήτιση M_z) να λάβει το 63% της μέγιστης τιμής της. Επίσης αναφέρεται και ως χρόνος χαλάρωσης spin lattice. Ο λόγος που αναφέρεται με το συγκεκριμένο όνομα είναι διότι περιγράφει την μεταφορά ενέργειας που προσδίδεται στο περιβάλλον λόγω spin. Η μαθηματική περιγραφή της μεγιστοποίησης της τιμής της διαμήκης μαγνήτισης δίνεται από την παρακάτω σχέση:

$$M_z = M_0 \cdot (1 - e^{-t/T1}) \quad (12)$$

M_z : διαμήκης μαγνήτιση

M_0 : αρχική μαγνήτιση πριν την ενεργοποίηση πηνίου εκπομπής

T1: χρόνος χαλάρωσης spin - lattice

Ο χρόνος T2 ή και χρόνος χαλάρωσης spin-spin, αναφέρεται στον χρόνο που χρειάζεται ώστε η εγκάρσια τιμή της μαγνήτισης (επίπεδο XY, μαγνήτιση M_{xy}) να 'μεινεί' με το 37% της αρχικής τιμής της μαγνήτισης στο επίπεδο xy. Ο χρόνος T2 λαμβάνει χώρα όταν οι συνιστώσες των spin της διαμήκης μαγνήτισης (M_z) παύουν να έχουν την ίδια φάση και συχνότητα περιστροφής. Επίσης εξαρτάται από το περιβάλλον των μορίων, με αποτέλεσμα μια διαφορετική ένταση και μια ανομοιογένεια του τοπικού μαγνητικού πεδίου.

Η εγκάρσια μαγνήτιση μειώνεται εκθετικά με χρόνο, μέσω του τύπου :

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
 Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

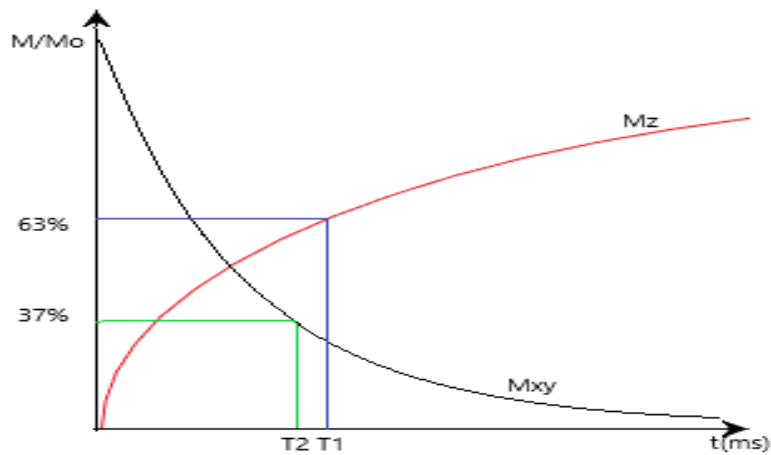
$$M_{xy} = M_0 \cdot e^{-t/T_2} \quad (13)$$

M_{xy} : εγκάρσια μαγνήτιση

M_0 : αρχική μαγνήτιση πριν την ενεργοποίηση πηνίου εκπομπής

T_2 : χρόνος χαλάρωσης spin – spin

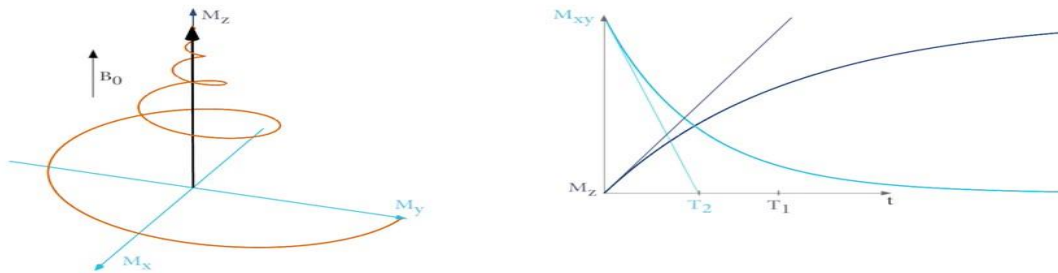
Τα δυο φαινόμενα της αποκατάστασης δεν έχουν την ίδια χρονική διάρκεια, ούτε αρχή ούτε τέλος, παρόλο που πραγματοποιούνται ταυτόχρονα. Ο χρόνος T_2 δηλαδή ο μηδενισμός της εγκάρσιας μαγνήτισης είναι μικρότερος από τον T_1 περίπου 10 φορές.



Εικόνα 1.5 Ταυτόχρονη εξάλειψη της εγκάρσιας και διαμήκουσ μαγνήτισης για T_1 & T_2 σε συνάρτηση με τον χρόνο.

Λαμβάνοντας υπόψιν ότι το κύριο μαγνητικό πεδίου οποιουδήποτε μαγνητικού τομογράφου, δεν είναι απόλυτα ομογενές, αλλά έχει αυξομειώσεις σε διάφορα σημεία κατά μήκος του υπό εξέταση δείγματος, ο χρόνος T_2 δεν είναι απόλυτος και πλέον εξαρτάται πέρα από το χημικό περιβάλλον που βρίσκεται και από τις ανομοιογένειες του εξωτερικού πεδίου. Θα ήταν πρακτικό να αναφερθούμε σε έναν νέο παράγοντα χρόνου χαλάρωσης, ονομάζοντας τον T_2^* , ο οποίος πέρα από τις τοπικές χημικές ανομοιογένειες περιγράφει και τις ανομοιογενείς λόγω του κυρίου μαγνητικού πεδίου, καθώς και τον πραγματικό χρόνο αποκατάστασης της εγκάρσιας μαγνήτισης. Η σχέση που δίνει τον πραγματικό χρόνο χαλάρωσης spin-spin είναι [2,5]:

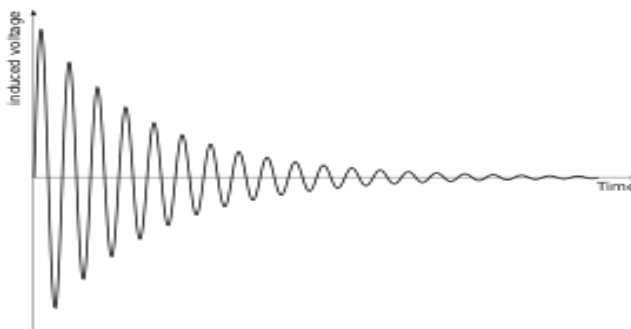
$$T_2^{-1} = T_2^{-1} + \frac{1}{2} \gamma \cdot \Delta B \quad (14)$$



Εικόνα 1.6 Στην αριστερή εικόνα φαίνονται οι τρεις συνιστώσες του μαγνητικού πεδίου Z,X,Y και η κατεύθυνση της μαγνήτισης κατά την διάρκεια της διέγερσης από τον παλμό B_1 . Δεξιά οι χρόνοι αποκατάστασης T_1 και T_2 συναρτήσει του χρόνου t (<https://el.wikipedia.org>)

1.6 Εντοπισμός Περιοχής Ενδιαφέροντος

Τα άτομα και τα μόρια της περιοχής ενδιαφέροντος του ανθρώπου κατά την εισαγωγή του στον μαγνητικό τομογράφο βρίσκονται σε κατάσταση θερμοδυναμικής ισορροπίας. Κατά την διάρκεια της εξέτασης η περιοχή ενδιαφέροντος διεγείρεται με κατάλληλο παλμό ραδιοσυχνότητας, έστω B_1 , και μόνο τα άτομα που έχουν την ίδια κυκλική συχνότητα με την συχνότητα του παλμού B_1 απορροφάνε την μέγιστη ενέργεια του παλμού. Μετά την παύση του παλμού B_1 τα άτομα που δέχτηκαν αυτήν την ενέργεια την εκπέμπουν και λόγω ηλεκτρομαγνητικής επαγωγής είναι δυνατή η μέτρηση της, χρησιμοποιώντας ένα κατάλληλο πηνίο – δέκτη. Το σήμα το οποίο καταγράφεται στον δέκτη ονομάζεται σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης (free induction decay - FID). Η καταγραφή όμως αυτή προέρχεται από μια σχετικά μεγάλη περιοχή διεγερμένων πυρήνων, οπότε ο ακριβής προσδιορισμός της θέσης και του βάθους δεν είναι δυνατόν να προσδιοριστούν, σίγουρα όχι με ακρίβεια. Για να λυθεί το πρόβλημα προσδιορισμού του σήματος FID γίνεται χρήση τριών επιπλέον μαγνητικών πεδίων. Ενός πεδίου κατά τον άξονα Z, ενός κατά τον άξονα X κι ενός κατά τον άξονα Y. Αυτά τα τρία πεδία δημιουργούνται από τρία διαφορετικά πηνία που τοποθετούνται μέσα στο σύστημα κι έχουν ένταση πολύ μικρότερη του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B_0 .



Εικόνα 1.7 Γραφική αναπαράσταση του σήματος EAE (FID) <https://en.wikipedia.org/>

Ας υποθέσουμε ότι όλοι οι πυρήνες σε μια συγκεκριμένη περιοχή περιστρέφονται με την ίδια συχνότητα Larmor. Αρά και το σήμα που θα εκπέμψουν και θα ανιχνευτεί στον δέκτη θα είναι της ίδιας συχνότητας. Κατά την επεξεργασία του σήματος δεν θα είναι δυνατόν να ξεχωρίσουμε την τρισδιάστατη θέση του χώρου από την οποία δέχτηκε το πηνίο το σήμα επαγωγής. Θα έπρεπε αναγκαστικά με κάποιο τρόπο να τροποποιήσουμε την συχνότητα περιστροφής κάποιων πυρήνων, ώστε να έχουμε σήματα καταγραφής διαφορετικών συχνοτήτων και να επεξεργαστούμε μόνο αυτά που έχουν συχνότητα ίση με την αρχική συχνότητα του παλμού B_1 . Αυτό θα ήταν δυνατόν αν μεταβάλλαμε το μαγνητικό πεδίο σε κάποια περιοχή του ανθρωπίνου σώματος, αφού για την κυκλική συχνότητα ισχύει: $\omega_L = B_0 \cdot \gamma$.

Χρησιμοποιούνται τρία διαφορετικά ζεύγη πηνίων, ένα για κάθε κατεύθυνση. Το μαγνητικό πεδίο που παράγει το κάθε ζεύγος προστίθεται στο αρχικό μαγνητικό πεδίο B_0 . Το κάθε ζεύγος με την σειρά του μεταβάλλει το μαγνητικό πεδίο κατά μήκος του αντίστοιχου άξονα. Διατηρεί ένα σημείο κατά αυτόν τον άξονα σταθερό (σημείο μηδενικής έντασης), ώστε η τιμή του μαγνητικού πεδίου να μη διαφοροποιείται. Οι νέες τιμές του πεδίου που παράγεται μπορούν να είναι είτε θετικές είτε αρνητικές.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Οι εντάσεις του νέου μαγνητικού πεδίου κατά τον κάθε άξονα, είναι πλέον το άθροισμα του αρχικού μαγνητικού πεδίου B_0 και της εκάστοτε βαθμίδας πολλαπλασιασμένη επί της απόστασης του άξονα αυτού. Σε κάθε λήψη σήματος οι αποστάσεις των αξόνων μεταβάλλονται γραμμικά.

Με άλλα λόγια:

$$\mathbf{B}(x) = \mathbf{B}_0 + x \cdot \mathbf{G}_x \quad (15)$$

$$\mathbf{B}(y) = \mathbf{B}_0 + y \cdot \mathbf{G}_y \quad (16)$$

$$\mathbf{B}(z) = \mathbf{B}_0 + z \cdot \mathbf{G}_z \quad (17)$$

Οι αντίστοιχες συχνότητες Larmor μεταβάλλονται ως εξής [2,6]:

$$\omega_{L(x)} = \gamma \cdot \mathbf{B}(x) = \gamma \cdot (\mathbf{B}_0 + x \cdot \mathbf{G}_x) \quad (18)$$

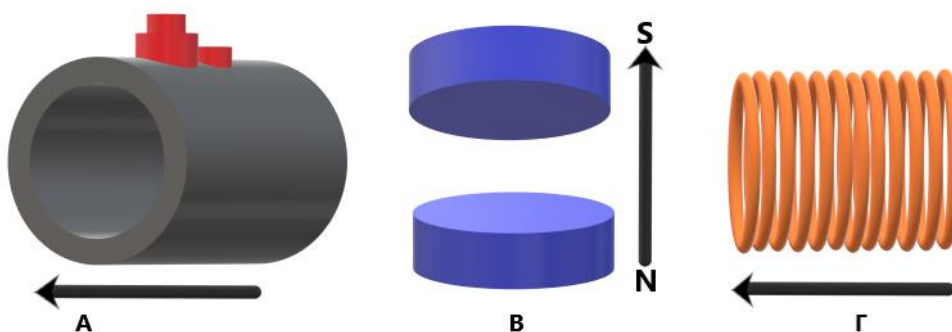
$$\omega_{L(y)} = \gamma \cdot \mathbf{B}(y) = \gamma \cdot (\mathbf{B}_0 + y \cdot \mathbf{G}_y) \quad (19)$$

$$\omega_{L(z)} = \gamma \cdot \mathbf{B}(z) = \gamma \cdot (\mathbf{B}_0 + z \cdot \mathbf{G}_z) \quad (20)$$

2. ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ ΠΗΝΙΩΝ ΑΜΣ

2.1 Είδη Μαγνητών

Υπάρχουν 3 διαφορετικές κατηγορίες μαγνητών που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση μαγνητικής τομογραφίας. Διακρίνονται σε μαγνήτες ανοιχτού τύπου, μαγνήτες αντιστάσεως και υπεραγώγιοι μαγνήτες. Φυσικά υπάρχουν και τα σύστημα υβριδικού τύπου μαγνήτη, όπου εκεί γίνεται συνδυασμός του ανοιχτού τύπου με τον μαγνήτη αντιστάσεως. Κάποιες βασικές διαφορές τους είναι ως προς την κατασκευή, την αρχή λειτουργίας, τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά, το βάρος και την ανάγκη της εξέτασης.



Εικόνα 2.1 A) Υπεραγώγιμος μαγνήτης με κατεύθυνση μαγνητικού πεδίου παράλληλη στην οπή. B) Μαγνήτης ανοιχτού τύπου με κατεύθυνση μαγνητικού πεδίου από τον Βόρειο στον Νότιο πόλο. Γ) Μαγνήτης αντιστάσεως με κατεύθυνση μαγνητικού πεδίου παράλληλη στην οπή. Στο A. και στο B. οι δυναμικές γραμμές του πεδίου είναι παράλληλες με τον άξονα Z του εξεταζόμενου, ενώ στο B. είναι κάθετες.

2.1.1 Μαγνήτες Ανοιχτού Τύπου

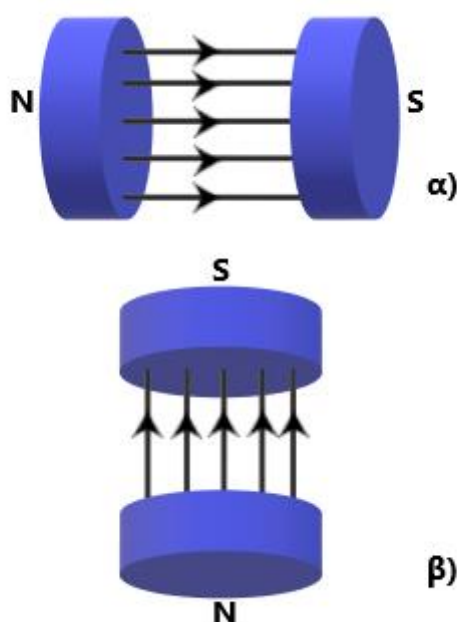
Οι μαγνήτες ανοιχτού τύπου, είναι κατασκευασμένοι από κάποιο φυσικό ορυκτό πέτρωμα (σιδηρομαγνητικό υλικό). Αποτελούνται από δύο ξεχωριστούς κυλινδρικούς πόλους, ο ένας κάτω ή δεξιά και ο άλλος πάνω ή αριστερά από τον εξεταζόμενο. Οι δυο αυτοί πόλοι βρίσκονται σε κατάλληλη θήκη από την κατασκευάστρια εταιρεία και με τα κατάλληλα στηρίγματα ώστε η απόσταση των δυο πόλων να παραμείνει σταθερή.[2,7] Τα παραπάνω συστήματα είναι διαθέσιμα στην Ελλάδα με τιμές μαγνητικού πεδίου από 0.2T – 0.7T με βάση την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ) [8]. Είναι δυνατόν να κατασκευαστούν και τομογράφοι από 0.064T-1T. [7]

Η χρήση τέτοιων ειδών μαγνητών δίνει στον αρμόδιο ιατρό την δυνατότητα να έχει άμεση και εύκολη πρόσβαση προς τον εξεταζόμενο. Δεύτερον, αποφεύγονται προβλήματα κλειστοφοβίας των εξεταζόμενων σε αντίθεση με τα συστήματα κλειστού τύπου, και οι υπέρβαροι άνθρωποι μπορούν να εισέλθουν στον τομογράφο χωρίς κανένα απολύτως πρόβλημα. Η μικρή ένταση πεδίου που υπάρχει μειώνει το κόστος εγκατάστασης. Αφού μιλάμε για κατεύθυνση δυναμικών γραμμών κάθετη ή οριζόντια (ανάλογα την κατασκευή), είναι δυνατή η τοποθέτηση πηνίου RF τύπου σωληνοειδούς, το οποίο μπορεί να προσφέρει δυο ή και τρεις φορές καλύτερο σηματοθορυβικό λόγο

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

SNR (Signal to Noise Ratio). Επιπλέον το κόστος αγοράς αλλά και λειτουργίας είναι αρκετά μικρό, γιατί παραλείπεται η εγκατάσταση ψύξης με υγρό ήλιο και άζωτο(στα περισσότερα) και η κατανάλωση ρεύματος για την ύπαρξη κυρίου μαγνητικού πεδίου. Από την άλλη βέβαια, το υπερβολικά μεγάλο βάρος τέτοιων συστημάτων προϋποθέτει την εγκατάσταση σε υπογείους ή ισογείους χώρους ή και την κατασκευή νέων. Έχει αποδειχθεί ότι είναι αρκετά ευαίσθητοι αυτοί οι μαγνήτες ακόμη και σε μικρές μεταβολές της θερμοκρασίας, για αυτό το λόγο είναι αναγκαία η διατήρηση σταθερής θερμοκρασίας στον χώρο.

Το συνηθέστερο υλικό κατασκευής τέτοιων μαγνητών είναι το κράμα νεοδύμιο – βόριο – σίδηρο από το οποίο προκύπτει μια καινούργια τετραγωνική κρυσταλλική δομή $\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$ (**NdFeB** ή **NIB** ή **Neo**). Πέρα από το παραπάνω κράμα, γίνονται και αναμειξίσεις άλλων στοιχείων όπως το κράμα $\text{BaFe}_{12}\text{O}_{19}$, παραλλαγή του κράματος νεοδύμιο – βόριο – σίδηρο $\text{Nd}_{15}\text{Fe}_{77}\text{B}_{89}$, το κράμα Alnico καθώς και σαμάριο – κοβάλτιο (Sa-Co). Το κάθε ένα από τα παραπάνω κράματα προσφέρουν διαφορετική ένταση μαγνητικού πεδίου αλλά αλλάζουν και το συνολικό βάρος του μαγνήτη. Το $\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$ ή και το $\text{Nd}_{15}\text{Fe}_{77}\text{B}_{89}$ δίνει το μικρότερο δυνατό μέχρι στιγμής βάρος το οποίο μπορεί να φτάσει και τους 10 τόνους. [2,7]



Εικόνα 2.2 Αναπαράσταση των 2 τύπων μόνιμων μαγνητών. α) μαγνήτης με οριζόντια κατεύθυνση πεδίου (κάθετα συστήματα), β) μαγνήτης με κατακόρυφη κατεύθυνση πεδίου (οριζόντια συστήματα). Η διάκριση τους σε οριζόντια ή κατακόρυφα συστήματα δίνεται από την θέση που έχει ο εξεταζόμενος

Πρέπει να τονιστεί πως τα σύστημα ανοιχτού τύπου διαφέρουν από τα διπολικά συστήματα, παρόλο που μοιάζουν εξωτερικά. Στα διπολικά συστήματα χρησιμοποιείται ένα ζεύγος μόνιμου μαγνήτη, με ενίσχυση του πεδίου με κάποιο υπεραγώγιμο ή μαγνήτη αντιστάσεως. Με αυτόν τον τρόπο το μαγνητικό πεδίο μπορεί να φτάσει τιμές από 0.5T – 1.2T. Στις παρακάτω εικόνες παρατηρείται αριστερά μαγνητικός τομογράφος ανοιχτού τύπου, ενώ δεξιά τομογράφος διπολικού ηλεκτρομαγνήτη.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 2.3 Αριστερά, μαγνητικός τομογράφος ανοιχτού τύπου 0.4T (APERTO Lucent O5 HITACHI). Δεξιά, ο ισχυρότερος μαγνητικός τομογράφος ανοιχτού τύπου 1.2T (OASIS™ - 1.2T HITACHI) (πηγή: Hitachi <https://www.hitachi.co.jp/products/healthcare/>)

Πίνακας 2.1 Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται 6 υλικά κατασκευής πηνίων για υπεραγωγίσιμους μαγνήτες και οι 4 κρίσιμες παράμετροι. Εύρος μαγνητικού πεδίου (B_r), μαγνητική αντίσταση (H_{ci} - H μαγνητική αντίσταση είναι η ικανότητα ενός σιδηρομαγνητικού υλικού να αντέχει σε μαγνητικό πεδίο χωρίς να απομαγνητίζεται), πυκνότητα μαγνητικής ενέργειας (BH_{max} - H πυκνότητα της μαγνητικής ενέργειας, αναφέρεται ως η μέγιστη τιμή της πυκνότητας της μαγνητικής ροής (Φ) επί τη δύναμη του μαγνητικού πεδίου (B), κρίσιμη θερμοκρασία υλικού (T_c). <https://el.wikipedia.org>

Υλικό μαγνήτη	B_r (T)	H_{ci} (kA/m)	BH_{max} (kJ/m ³)	T_c	
				(°C)	(°F)
Nd ₂ Fe ₁₄ B, πυροσυσσωματωμένο	1.0–1.4	750–2000	200–440	310–400	590–752
Nd ₂ Fe ₁₄ B, ενωμένα (συνδυασμένα)	0.6–0.7	600–1200	60–100	310–400	590–752
SmCo ₅ , πυροσυσσωματωμένο	0.8–1.1	600–2000	120–200	720	1328
Sm (Co, Fe, Cu, Zr) ₇ , πυροσυσσωματωμένο	0.9–1.15	450–1300	150–240	800	1472
Alnico, πυροσυσσωματωμένο	0.6–1.4	275	10–88	700–860	1292–1580
Sr-ferrite, πυροσυσσωματωμένο	0.2–0.78	100–300	10–40	450	842

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Μια τελευταία επίτευξη στην μαγνητική τομογραφία ανοιχτού τύπου είναι τα συστήματα τύπου C ή τύπου H. Συνδυάζουν τους κατακόρυφους μαγνήτες και τους οριζοντίους, μέσω μιας περιστροφής του σώματος (GANTRY). Ένα ακόμη κράμα που χρησιμοποιείται πέρα από το Nd₂Fe₁₄B είναι το σαμάριο – κοβάλτιο (Sm-Co₅). [9]

2.1.2 Μαγνήτες Αντιστάσεως

Οι μαγνήτες αντιστάσεως βασίζονται στην αρχή λειτουργίας του σωληνοειδούς. Ένα αγωγίμο σύρμα τυλιγμένο γύρω από κάποιο υλικό, όταν διαρρέεται από ηλεκτρικό ρεύμα, λόγω της κίνησης των ηλεκτρονίων παράγεται μαγνητικό πεδίο. Οι περισσότεροι τομογράφοι χρησιμοποιούν συνολικά 4 – 6 πηνία, ώστε να πετύχουν τα κατάλληλα χαρακτηριστικά του πεδίου B₀. [2]

Η ένταση του μαγνητικού πεδίου στο εσωτερικό του, είναι ανάλογη του ηλεκτρικού ρεύματος που το διαρρέει και δίνεται από την παρακάτω σχέση:

$$B_0 = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot I \cdot (n/l) \quad (21)$$

μ_0 η μαγνητική διαπερατότητα του κενού ($4 \cdot \pi \cdot 10^{-7} \text{N} \cdot \text{s}^2/\text{c}^2$)

μ_r η σχετική μαγνητική διαπερατότητα του πυρήνα (για πηνίο χωρίς πυρήνα $\mu_r = 1$)

I το ηλεκτρικό ρεύμα

n ο αριθμός των σπειρών του πηνίου και

l το μήκος του πηνίου [10]

Στα συστήματα μαγνητικής τομογραφίας το εσωτερικό του πηνίου είναι κενό ώστε να εισέλθει ο εξεταζόμενος. Επίσης χρησιμοποιείται ένα σχετικά λεπτό στρώμα χαλκού ή αλουμινίου συνήθως, γύρω από την εσωτερική πλευρά του πηνίου ως πυρήνας όπου και δίνει ένα μεγαλύτερο μαγνητικό πεδίο. Το αγωγίμο σύρμα που χρησιμοποιείται για την παραγωγή του B₀, είναι κατασκευασμένο είτε από χαλκό είτε από ανοξείδωτο χάλυβα.

Λόγω του ότι το πηνίο είναι κάποιο κράμα ή μέταλλο, κατά την διέλευση του ρεύματος παρουσιάζεται ωμική αντίσταση, άρα και κατανάλωση ρεύματος. Για να επιτευχθεί η ονομαστική τιμή του μαγνητικού πεδίου, θα πρέπει το πηνίο να τροφοδοτείται με μια ισχύ της τάξεως των 50KW – 5MW ανάλογα την ένταση πεδίου. Εξαιτίας της μεγάλης κατανάλωσης της ηλεκτρικής ισχύος, η περισσότερη ενέργεια αποδίδεται στο χώρο ως θερμότητα, οπότε ένα σύστημα με καλή υδρορροή είναι απαραίτητο [2,11].

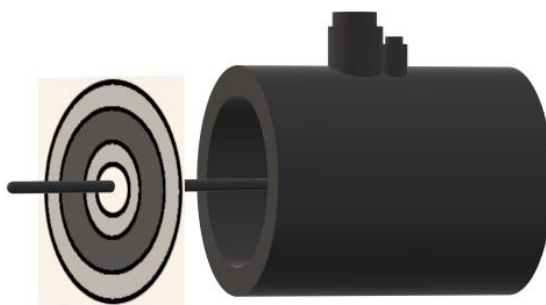
Ιδανικά, αν υποθέσουμε ότι για την παραγωγή του B₀ θα χρησιμοποιήσουμε ένα σωληνοειδές πηνίο, η καλύτερη ομοιογένεια και ο μεγάλος λόγος SNR πετυχαίνεται με άπειρο μήκος πηνίου και μηδενική διάμετρο. Για λόγους όμως εξέτασής του, η διάμετρος ανέρχεται στα περίπου 70 – 80 cm και το μήκος είναι 60 -80cm. Η σημερινή χρήση τέτοιων τομογράφων είναι για τοπική απεικόνιση περιοχών και όχι ολόκληρου του σώματος. Ακόμη, μεγάλη εφαρμογή βρίσκουν στα υβριδικά συστήματα με τους μόνιμους μαγνήτες είτε για διατήρηση της έντασης πεδίου είτε για την αύξηση της. Οι τυπικές τιμές των πεδίων που παράγονται είναι από 0.1T – 0.3T και έρχονται στην ολίγο-χρησιμοποιούμενη θέση των τομογράφων.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Τέτοια συστήματα είναι οικονομικά τόσο στην αγορά τους, όσο και στην χρήση τους, έχουν απλή συντήρηση και είναι εύκολα και στην κατασκευή και στην τοποθέτηση. Επίσης δίνεται η δυνατότητα για εύκολη απενεργοποίηση σε σχέση με τους υπεραγωγίσιμους μαγνήτες. Τέλος η έκταση μαγνητικού πεδίου στο χώρο είναι μεγάλη, δυσκολεύοντας με αυτόν τον τρόπο την θωράκιση του. [2,11]

2.1.3 Υπεραγώγιμοι Μαγνήτες

Η τελευταία κατηγορία μαγνητών, είναι οι υπεραγώγιμοι. Σε αυτούς, το κράμα κατασκευής (τις περισσότερες φορές Nb-Ti) του κύριου μαγνήτη, ψύχεται κάτω από μια κρίσιμη θερμοκρασία στην οποία εμφανίζεται το φαινόμενο της υπεραγωγιμότητας. Δηλαδή η διέλευση ηλεκτρικού ρεύματος εντός ενός αγωγού με αρκετά μικρή έως και μηδενική αντίσταση. Κάθε υλικό εμφανίζει το παραπάνω φαινόμενο για συγκεκριμένα χαρακτηριστικά, εσωτερικά και εξωτερικά. Παρατηρείται κάτω από μια κρίσιμη θερμοκρασία (T_c) και κάτω από μια κρίσιμη τιμή μαγνητικού πεδίου (B_c), καθώς και εξαρτάται από την δομή του ίδιου του υλικού. Στους μαγνητικούς τομογράφους το ψυχτικό υλικό που χρησιμοποιείται είναι το υγρό ήλιο, το οποίο βρίσκεται σε θερμοκρασία περίπου 4.25 K (-268.9 °C). Το ρεύμα που διαρρέει το πηνίο κυμαίνεται από τα 600A – 1500A. Το σύρμα του πηνίου είναι μικρής διαμέτρου και πάνω από 55 – 60 Km σε μήκος, τυλιγμένο γύρω από ένα κυλινδρικό στρώμα αλουμίνιου στο εσωτερικό του τομογράφου. Επικαλύπτεται από χαλκό λόγω της υψηλής του θερμικής και ηλεκτρικής αγωγιμότητας (και χαμηλού κόστους) για την προστασία του σύρματος Nb-Ti. Εκτός από την ψύξη του σύρματος με υγρό ήλιο, χρησιμοποιείται και υγρό άζωτο με μεγάλη τιμή λανθάνουσας θερμότητας ώστε να απορροφά την αναπτυσσόμενη θερμότητα από το σύρμα νιόβιου – τιτάνιου, χωρίς να αλλάξει η θερμοκρασία του. Επιπλέον, ανάμεσα στις περιοχές ηλίου και αζώτου βρίσκονται χώροι κενού αέρος με αντανακλαστικές επιφάνειες, ώστε η θερμική ακτινοβολία που εισέρχεται στην περιοχή του υγρού ηλίου να είναι η ελάχιστη. [2,11].



Εικόνα 2.4 Στρώματα στο εσωτερικό του τομογράφου. Τα μαύρα τμήματα είναι χώροι κενού, τα γκρι στρώματα είναι χώροι υγρού αζώτου, ενώ το ανθρακί στρώμα περιέχει υγρό Ήλιο.

Τέτοιο είδος μαγνητικού τομογράφου έχει αρκετά μικρό βάρος σε σχέση με τους μόνιμους μαγνήτες, περίπου 3-8 τόνους. Επίσης το παραγόμενο μαγνητικό πεδίο έχει αρκετά καλή ομοιογένεια και επιτυγχάνονται πολύ ισχυρά πεδία (σε κλινική εφαρμογή ως και 7T, σε γενική εφαρμογή ίσως και έως 23 T).

Οι υπεραγώγιμοι μαγνητικοί τομογράφοι μειονεκτούν ως προς το κόστος αγοράς και ως προς το κόστος λειτουργίας -το οποίο μπορεί να προσεγγίσει και τα 4 εκ. ευρώ, την

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

υψηλή δαπάνη κρυογενών συστημάτων για την διατήρηση της υπεραγωγιμότητας καθώς και την αναπλήρωση των υγρών (υγρό ήλιο - LHe, υγρό άζωτο - LN). Τέλος, η μεγάλη έκταση του μαγνητικού πεδίου εκτός του κύριου σώματος του τομογράφου και η ειδική εγκατάσταση συστήματος εξαερισμού και διαφυγής ηλίου και αζώτου σε περίπτωση εξάτμισης τους (απόπνιξη), είναι ένα ακόμη μειονέκτημα. [2,11]



Εικόνα 2.5 Υπεραγωγίμος μαγνητικός τομογράφος 3T (πηγή: SIEMENS <https://www.siemens-healthineers.com/magnetic-resonance-imaging/3t-mri-scanner/magnetom-spectra>)



Εικόνα 2.6 Υπεραγωγίμος μαγνητικός τομογράφος 7T (πηγή: SIEMENS <https://www.siemens-healthineers.com/magnetic-resonance-imaging/7t-mri-scanner/magnetom-terra>)

2.2 Πηνία Βαθμίδας

Τα πηνία βαθμίδας (Gradient coils) αποτελούνται από 3 ζεύγη πηνίων με τα αντίστοιχα τους ηλεκτρονικά κυκλώματα. Όταν διαρρέονται από ηλεκτρικό ρεύμα, παράγουν μαγνητικό πεδίο (μικρότερης έντασης από το B_0) και μεταβάλλουν γραμμικά το συνολικό μαγνητικό πεδίο κατά μήκος του κάθε άξονα (x, y, z). Για το λόγο ότι πρέπει να είναι μεταβαλλόμενα μαγνητικά πεδία, τα πηνία αυτά δεν μπορούν να είναι υπεραγωγίμα αλλά πηνία αντιστάσεως. Η ενεργοποίηση και η γραμμικότητα τους επιτυγχάνεται μέσω της κονσόλας ελέγχου στον ηλεκτρονικό υπολογιστή του συστήματος. Με την κατάλληλη επιλογή έντασης ρεύματος σε κάθε ένα από τα ζεύγη πηνίων, παράγονται τα 3 πεδία βαθμίδας G_x , G_y , G_z , όπου η συνισταμένη των πεδίων

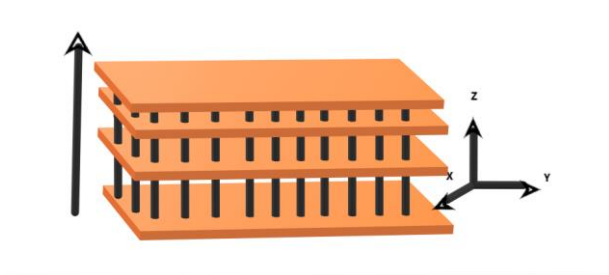
Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

αποτελεί και την τελική διεύθυνση του πεδίου. Ανάλογα με την ανατομική θέση της περιοχής ενδιαφέροντος, ρυθμίζονται τα αντίστοιχα ρεύματα τροφοδοσίας των πηνίων.

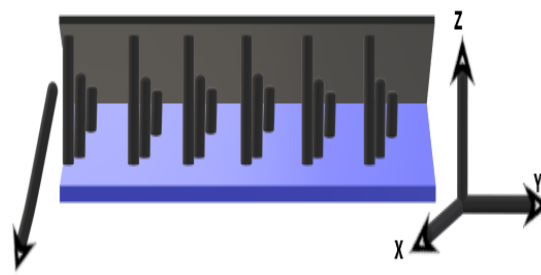
Η βαθμίδα G_z , αποτελείται από δυο κυλινδρικούς δακτυλίους σε απόσταση λίγων εκατοστών μεταξύ τους, οι οποίοι κατά την λειτουργία τους διαρρέονται από ρεύματα αντίθετης φοράς. Τα πηνία αυτής της βαθμίδας είναι γνωστά και ως πηνία Helmholtz. Η φορά των παραπάνω παραγόμενων μαγνητικών πεδίων είναι ίδια με την κατεύθυνση του B_0 .

Τα πεδία κατά τις διευθύνσεις x, y (G_x, G_y), αποτελούνται από 2 ζεύγη σαγματοηδών πηνίων με διαφορά θέσης 90° . Επίσης είναι γνωστά και ως πηνία Golay. Οι βαθμίδες των πηνίων, αθροίζονται και χρησιμοποιείται η συνιστάμενη τους, όπου και δίνει την κλίση στο επίπεδο $x-y$.

Στην λειτουργία αυτής της βαθμίδας G_z , υπάρχει ένα μοναδικό σημείο (μηδενικό σημείο – null point), στο οποίο η ένταση του νέου πεδίου ($B_0 + B_z$) παραμένει ίδια με την αρχική, δηλαδή η συχνότητα Larmor δεν μεταβάλλεται. Πριν το μηδενικό σημείο, οι εντάσεις του νέου B_0 είναι μικρότερες από την αρχική, ενώ για θέσεις μετά, είναι μεγαλύτερες. Ακόμη μπορούν να χρησιμοποιηθούν κατάλληλα ρεύματα ώστε να έχουμε μια ταλάντωση γύρω από το μηδενικό σημείο. Μέχρι τώρα, είδαμε πως μπορούμε να προσδιορίσουμε την περιοχή ενδιαφέροντος μόνο ως προς την μια κατεύθυνση, η οποία βέβαια δεν είναι αρκετή ώστε να έχουμε έναν επαρκή χωρικό προσδιορισμό της τομής ενδιαφέροντος. Σε αυτό το σημείο, αναγκαία είναι η χρήση των άλλων δυο πεδίων G_x, G_y όχι ως δυο ξεχωριστές βαθμίδες αλλά ως μια ενιαία G_T . Με την χρήση αυτής της νέας βαθμίδας κατά την διάρκεια ανίχνευσης του σήματος FID, αφού το δείγμα έχει διεγερθεί με τον ραδιοπαλμό B_1 και έχει προσδιοριστεί η θέση στο άξονα z , είναι δυνατόν να λάβουμε σήματα κυκλικής συχνότητας ίση με την συχνότητα του παλμού B_1 . Τα λοιπά ανιχνεύσιμα σήματα με συχνότητα διαφορετική από του B_1 θεωρούνται εκτός περιοχής ενδιαφέροντος [2, 12].

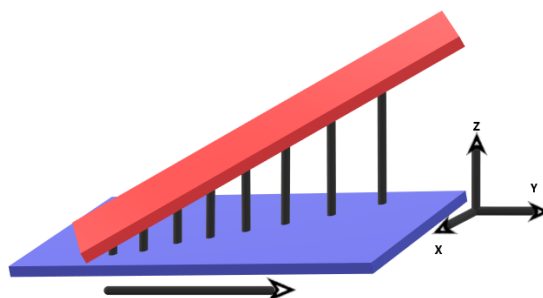


Εικόνα 2.7 Διάγραμμα βαθμίδας στον άξονα Z.



Εικόνα 2.8 Διάγραμμα βαθμίδας στον άξονα X.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



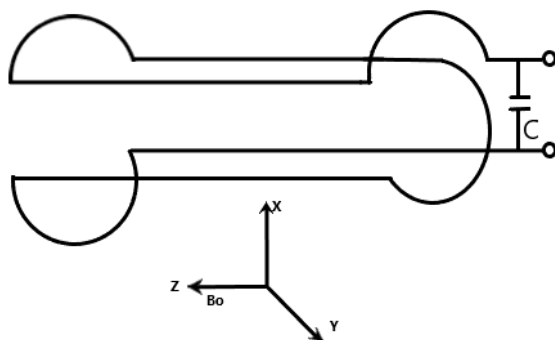
Εικόνα 2.9 Διάγραμμα βαθμίδας στον άξονα Y.

2.3 Πηνία Λήψης & Εκπομπής

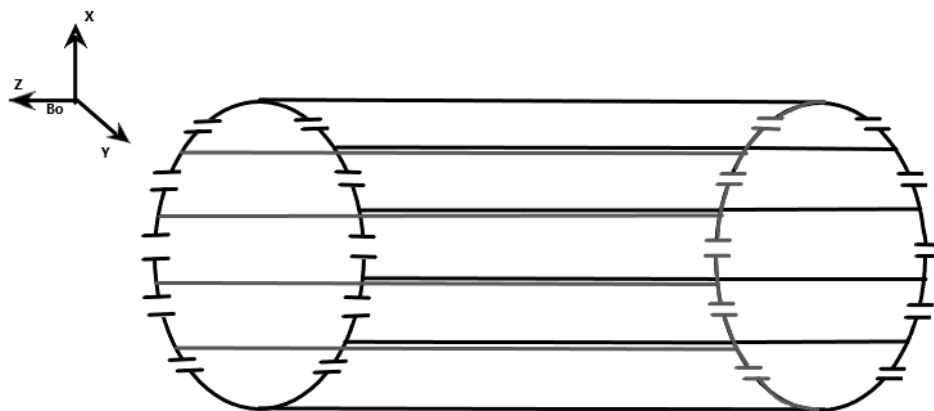
Όπως έχει προαναφερθεί, οι ατομικοί πυρήνες στο σώμα του εξεταζόμενου, μέσα στον μαγνητικό τομογράφο είναι προσανατολισμένοι και ενεργειακά διαχωρισμένοι. Κατά την διέγερση της περιοχής ενδιαφέροντος, ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία (Radio Frequency Waves - RF), διοχετεύεται στα άτομα με σκοπό να μεταβάλλει την ενεργειακή τους ισορροπία. Το παραπάνω επιτυγχάνεται, μέσω ενός πηνίου RF με συχνότητα εκπομπής ίση με την κυκλική συχνότητα Larmor των πυρήνων. Το σκεπτικό είναι ότι, οι πυρήνες που περιστρέφονται με την ίδια συχνότητα του ηλεκτρομαγνητικού κύματος, θα μπορέσουν να απορροφήσουν ολοκληρωτικά την ενέργεια από το πηνίο. Με την λήξη του παλμού RF τα ηλεκτρόνια, θα επανέλθουν στην προηγούμενη κατάσταση τους, εκπέμποντας ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία RF ίσης συχνότητας με την συχνότητα διέγερσης.

Τα πηνία RF μπορούν να είναι πηνία λήψης, πηνία εκπομπής ή και ένας συνδυασμός πηνίου λήψης – εκπομπής με χρήση πιο περίπλοκων κυκλωμάτων. Τα πηνία εκπομπής χρησιμοποιούνται μόνο για την διέγερση των πυρήνων με βάση την συχνότητα Larmor. Αντίθετα τα πηνία λήψης λαμβάνουν θέση, κατά την διάρκεια ανίχνευσης του σήματος FID, λίγο μετά από την παύση λειτουργίας των πηνίων εκπομπής, δηλαδή κατά την φάση ανάγνωσης. Υπάρχουν διάφορα είδη πηνίων RF ανάλογα με την περιοχή ενδιαφέροντος. Τα συνηθέστερα είναι : πηνίο σώματος (80cm/50cm), πηνίο εγκεφάλου (40cm/25cm), πηνία κοιλίας και πηνία άκρων. Εκτός του πηνίου σώματος, το οποίο είναι ένα σταθερό πηνίο στον τομογράφο, στα άλλα πηνία γίνεται χρήση μόνο όταν είναι απαραίτητα. Ακόμη, υπάρχουν και τα λεγόμενα επιφανειακά πηνία, τα οποία έχουν μικρές διαστάσεις (πηνίου & εικόνας), αλλά προσφέρουν καλή ποιότητα εικόνας και υψηλό SNR. [2,13,14,15]

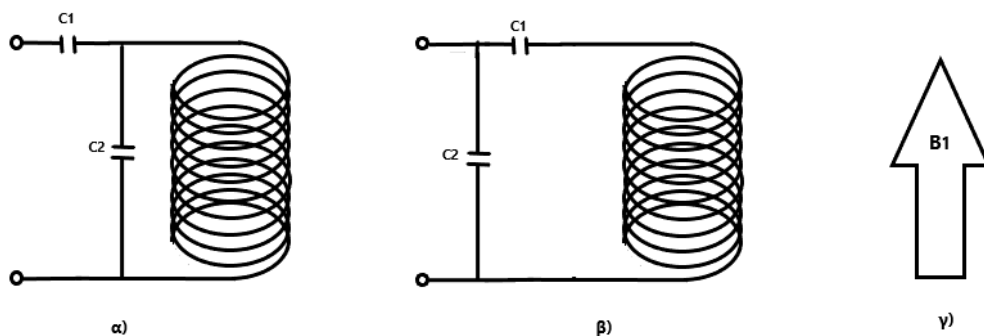
Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
 Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 2.10 Πηνίο RF σαγματοηδούς τύπου. Ο παλμός $B1$ είναι παράλληλος στον άξονα x .



Εικόνα 2.11 Πηνίο RF τύπου Bird cage . Ο παλμός $B1$ είναι παράλληλος στον άξονα x .



Εικόνα 2.12 Απλό κύκλωμα πηνίου εκπομπής – λήψης. Σύνθετο κύκλωμα RLC με ενσωματωμένη αντίσταση στο πηνίο. α) Πηνίο RF χαμηλών συχνοτήτων. β) Πηνίο RF υψηλών συχνοτήτων. γ) Κατεύθυνση παραγόμενου μαγνητικού πεδίου (παλμός $B1$).

3. ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΠΕΔΙΩΝ ΣΤΟΝ ΑΝΘΡΩΠΟ

Η τεχνική απεικόνισης μαγνητικής τομογραφίας, είναι σήμερα μια από τις ασφαλέστερες τεχνικές απεικόνισης. Εκτός του ότι η ακτινοβολία που διαθέτει (ραδιοκύματα) δεν είναι ιοντίζουσα, μετά από περίπου 40 χρόνια κλινικής λειτουργίας δεν έχει θεωρηθεί ότι προκαλεί σημαντικές ‘παρενέργειες’ στους εξεταζόμενους. Παρόλα αυτά υπάρχουν κάποιες εξαιρέσεις. Λόγω της προσπάθειας για βελτίωση, αποκατάσταση ή παράταση της υγείας του ανθρώπου, χρησιμοποιούνται κάποιες εμφυτεύσιμες συσκευές ή εξωτερικά τοποθετημένες, όπως μεταλλικά εμφυτεύματα διόρθωσης της σκολίωσης, βηματοδότες για την αντικατάσταση ή την υποβοήθηση του φλεβόκομβου (πιο σπάνια του κοιλιοκοιλιακού κόμβου), την δερματοστιξία, ενεργά εμφυτεύματα στο κρανίο και στους οφθαλμούς για την βελτίωση της όρασης ή και της επανάκτησης σε άτομα με τύφλωση, δημιουργούν διαφόρων ειδών προβλήματα στον εξεταζόμενο. Επίσης λόγω των ταχέων μεταβολών των πεδίων βαθμίδας και των μαγνητικών πεδίων που παράγουν τα πηνία εκπομπής και λήψης, έχουν την δυνατότητα να αυξήσουν την τοπική θερμοκρασία κάποιας περιοχής του σώματος. Τέλος, λόγω των ισχυρών πεδίων έως και 3T (Tesla) στην Ελλάδα, και 5T ή 7T (Tesla) σε κάποιες χώρες της Ευρώπης, είναι πιθανόν η διέγερση νευρώνων και η προσωρινή αλλαγή στη δομή και διαμόρφωση κάποιων μορίων, όπως κάποιων πρωτεϊνών (πχ. θρομβίνη).[2, 16]

3.1 Επιπτώσεις Στατικού Μαγνητικού Πεδίου

Το στατικό μαγνητικό πεδίο έχει αποτελέσει ενδιαφέρον προς μελέτη για τις βιολογικές επιπτώσεις του στον άνθρωπο. Για περισσότερα από 100 χρόνια έχουν πραγματοποιηθεί ποικίλες έρευνες γύρω από αυτό, χωρίς όμως κάποια σημαντικά ευρήματα. Όμως με την άνοδο της τεχνολογίας των MRI έρχεται η ανάγκη για περαιτέρω μελέτη, αν σκεφτούμε ότι το στατικό μαγνητικό πεδίο ολοένα και αυξάνει, έχοντας έως και 7T MRI σε κλινική χρήση. Το εξωτερικό πεδίο των τομογράφων αποτελείται από δύο τμήματα. Το μόνιμο – ομογενές πεδίο υπεραγωγίμο ή μόνιμου πεδίου και τα ενεργό/παθητικά πηνία (υπεραγωγίμο) ή σιδηρομαγνητικά υλικά αντίστοιχα, για τον περιορισμό του πεδίου εκτός του GANTRY και της καλύτερης ομοιογένειας.

Έχει φανεί, ότι σε μελέτη διαφόρων συστημάτων έως και 8T είναι δύσκολο έως απίθανο να βρεθεί κάποια σημαντική και ξεκάθαρη βιολογική επίδραση στον άνθρωπο, εκτός του προσανατολισμού κάποιων μαγνητικών μορίων όπως, η αιμογλοβίνη, η θρομβίνη Α, κάποιες ελεύθερες ρίζες. Τα περισσότερα μόρια που είτε προσανατολίζονται αλλάζοντας διαμόρφωση είτε που αλλάζει η δομή ή και η λειτουργία τους (συνήθως προσωρινά) δεν έχουν αρνητική επίπτωση στον ανθρώπινο οργανισμό. Ως συχνές ή και σοβαρές επιπτώσεις θα μπορούσαν να αναφερθούν ο ίλιγγος, η ναυτία και η μεταλλική γεύση.

Σε αρκετές μελέτες σε μηχανήματα των 8T έχουν παρατηρηθεί ταχυκαρδία, παραμορφώσεις EKG, αύξηση θερμοκρασίας, αύξηση πίεσης αίματος και οξυγόνωσης.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Λαμβάνοντας υπόψη πειραματικούς τομογράφους και την εθελοντική πράξη των εξεταζόμενων, θεωρείται ως μια σύνθετη κατάσταση άγχους, και όχι τόσο δυσλειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού. Επιπλέον δεν υπήρξε κάποια επιπλοκή κατά την διάρκεια της εξέτασης αλλά ούτε και μετά. [17]

Πιθανή, είναι η διέγερση κυρίως περιφερικών νεύρων, και οφθαλμών, δημιουργώντας ψευδές εικόνες (πιθανόν στίγματα και κηλίδες) και αισθήματα αφής. Ακουστικά προβλήματα και εν μέρει συγχρονισμός των οφθαλμών και των άκρων είναι συχνότερα σε συστήματα έντασης 1.5T – 4T χωρίς να είναι απαραίτητη η εμφάνιση τους σε όλους τους εξεταζόμενους για κάθε εξέταση. [17, 18]

Ακόμη, έχουν αναφερθεί περιστατικά όπως, προβλήματα στη γονιμότητα, στην κύηση εγκύων γυναικών για το βάρος γέννησης ή και για την αίσθηση τους κατά την διάρκεια κύησης, αλλά με λίγα και μη στατιστικά σημαντικά γεγονότα.[17,18].

Η επίδραση του στατικού πεδίου στον άνθρωπο μπορεί να προκαλέσει την μετατόπιση (στρέψη) και κίνηση μαγνητικών υλικών συσκευών που βρίσκονται μέσα ή πάνω στον άνθρωπο. Τέτοιες είναι οι εμφυτεύσιμες συσκευές (μεταλλικά stand, σιδεράκια, μεταλλικές πλάκες για την διόρθωση της σκολίωσης, μεταλλικά μέρη για προσωρινή ενίσχυση κοκάλων, κινητά τηλέφωνα, στήθοσκόπια, σκουλαρίκια, κλιπ μαλλιών κ.α.). Ακόμη, η κατοχή εξωτερικών μαγνητικών αντικειμένων μπορεί να γίνει επικίνδυνη ως θανατηφόρα λόγω του φαινομένου βλήματος. Ένα αντικείμενο με μαγνητικές ιδιότητες, όταν βρεθεί εντός ισχυρού μαγνητικού πεδίου, προσανατολίζεται σε αυτό και κατευθύνεται με αρκετά μεγάλη ταχύτητα προς το κέντρο του μαγνήτη. Τέλος είναι πιθανός και ο τερματισμός ή η αλλοίωση της λειτουργίας εμφυτεύσιμων ηλεκτρονικών συσκευών.

Σημαντικές είναι οι επιδράσεις του πεδίου σε χημικά μόρια, αφού χιλιάδες μόρια συμμετέχουν στο μεταβολισμό. Αρχικά θεωρούνταν πως σε μόρια με μαγνητικές ιδιότητες όπως η οξυγονωμένη αιμογλοβίνη η οποία είναι διαμαγνητική ένωση, υπό την επίδραση εξωτερικού πεδίου θα μπορούσε να αλλάξει το ενεργειακό της φράγμα. Αυτό θα είχε σαν αποτέλεσμα τον ευκολότερο διαχωρισμό του οξυγόνου και της αιμογλοβίνης (παραμαγνητικά μόρια). Ευτυχώς, η μετατόπιση του ενεργειακού φράγματος είναι μικρότερη από αυτήν που δημιουργείται λόγω αλλαγής θερμοκρασίας κατά 0.01° C (για την οξυνόμενη αιμογλομίνη). Οπότε η επίδραση του πεδίου δεν θα ήταν δυνατόν να δημιουργήσει επιπλοκές στον μεταβολισμό, τουλάχιστον όχι σε ανησυχητικό επίπεδο. [16,18].

Μια άλλη ‘οικογένεια’ μορίων που υπάρχει στον οργανισμό και εμπλέκεται στην αλληλεπίδραση άλλων μορίων όπως τα νουκλεϊκά οξέα, είναι οι χημικές ρίζες (πχ. Υδροξύλιο, υπερωδροξύλιο, σουπεροξειδικό ανιόν). Τέτοια μόρια είναι αυτά των οποίων κάποιο εξωτερικό τροχιακό δεν συμπληρώνεται με μονήρες ζεύγος ηλεκτρονίων. Αυτό δίνει την δυνατότητα να αλληλοεπιδράσει με άλλα μόρια δημιουργώντας νέες ενώσεις σταθερές ή και μη. Με την αύξηση της έντασης του πεδίου, ίσως να ήταν δυνατή και η αύξηση της κινητικότητας και του ανασυνδυασμού ζευγών χημικών ριζών. Παρόλα αυτά, έχει αποδειχθεί ότι το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο διαχωρίζει αυτά τα ζεύγη σε δύο ενεργειακά επίπεδα, μειώνοντας την πιθανότητα ανασύνδεσής τους. Από την άλλη, πεδία χαμηλής έντασης είναι πιο ύποπτα για την μείωση της πιθανότητας αποσύνθεσης. Και πάλι όμως δεν υπάρχουν αρκετές

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

πληροφορίες διαθέσιμες ώστε να θεωρηθεί επικίνδυνη η μαγνητική τομογραφία λόγω υψηλής ή χαμηλής έντασης βασικού πεδίου. [16,17,18,19]

Ένας τελευταίος παράγοντας κινδύνου που οφείλεται στο κύριο μαγνητικό πεδίο, εξηγείται μέσω του κανόνα του Lenz. Ο Lenz απέδειξε ότι, η κατεύθυνση του ηλεκτρικού ρεύματος που επάγεται σε έναν αγωγό λόγω της μεταβολής του μαγνητικού πεδίου, είναι τέτοια ώστε το μαγνητικό πεδίο που παράγεται στον αγωγό λόγω επαγωγής να αντιτίθεται στο αρχικό μαγνητικό πεδίο. [19]

Για τιμές μαγνητικών τομογράφων μέχρι λίγο μεγαλύτερες από 1.5T, το φαινόμενο Lenz δεν θεωρείται μεγάλο. Επειδή όμως στα 3T γίνεται σημαντικό και αρκετά εμφανές, έχει δημιουργήσει διάφορες αμφιβολίες για τους εξεταζόμενους. Ανάλογα την γεωμετρία του πηνίου του κυρίου μαγνητικού πεδίου, το παραπάνω φαινόμενο ίσως θεωρηθεί ανησυχητικό για κάποιους ασθενείς. Συνήθως τέτοιοι ασθενείς είναι εκείνοι που φέρουν μιτροειδή και αορτική τεχνητή βαλβίδα. Απ' ότι παρατηρείτε για συστήματα έως και 1.5T η πιθανότητα κινδύνου ανέρχεται στο 1%, πάνω από 4.7T στα 10%, ενώ στα 7T η επίδραση μπορεί να φτάσει και το 30%.

Ίσως μια πιθανή λύση προς τους κινούμενους αγωγούς γενικά, είναι η μείωση της ταχύτητας εισόδου των εξεταζόμενων προς τον μαγνήτη, χωρίς όμως να εξαλείφεται ο κίνδυνος [19]

3.2 Επιπτώσεις Πεδίων Βαθμίδας

Τα μαγνητικά πεδία βαθμίδας είναι ταχέως μεταβαλλόμενα πεδία, με την βοήθεια των οποίων επιτυγχάνεται ο χωρικός προσδιορισμός τομής της εικόνας. Τέτοια πεδία δημιουργούνται μέσω πηνίων αντιστάσεως, ώστε να υπάρχει η δυνατότητα ενεργοποίησης και απενεργοποίησης από τον χρήστη. Η μεταβολή της έντασης είναι της τάξεως μερικών δεκάδων έως και εκατοντάδων mT/m. Λόγω του ότι τα πεδία δεν γίνεται να είναι σταθερά, αλλά αλλάζουν τιμές συναρτήσει του χρόνου μπορούν να επάγουν ηλεκτρικά πεδία σε περιοχές του σώματος όπως, σε ιστούς, σε νευρώνες, σε μύες κ.α. Με την σειρά τους λοιπόν τα νέα ηλεκτρικά πεδία μπορούν προκαλέσουν ρεύματα στις παραπάνω περιοχές.

Η διέλευση ρεύματος σε αγωγίμους ιστούς θα μπορούσε να αλλάξει την χημική και ηλεκτρική τους ισορροπία, διεγείροντας τους και προκαλώντας ακούσιες νευρικές κινήσεις και μυϊκές συσπάσεις στον εξεταζόμενο. Αν θεωρήσουμε την ύπαρξη αρκετά ισχυρών πεδίων, απίθανη δεν φαντάζει και η διέγερση του μυοκαρδίου με χειρότερη συνέπεια, την κοιλιακή μαρμαρυγή.

Στη βιβλιογραφία έχει προταθεί ως μέτρο σύγκρισης του επαγόμενου ρεύματος να λαμβάνεται το κατώφλι για την διέγερση των περιφερικών νεύρων. Εφόσον η ένταση της διέλευσης ρεύματος στους ιστούς είναι μικρότερη από το κατώφλι του περιφερικού νεύρου, η διέγερση της καρδιάς φαίνεται αδύνατη. Ο βιολογικός ιστός είναι περισσότερο ευαίσθητος για συχνότητες από 10Hz έως 100Hz. Η συχνότητα για την διέγερση του περιφερικού νεύρου βρίσκεται περίπου στα 5kHz. Στατιστικά η πιθανότητα να γίνει διέγερση καρδιάς είναι 10^{-29} για διάρκεια παλμού βαθμίδας 100μs, ενώ για 1000ms η πιθανότητα πλησιάζει το 10^{-10} . Η αύξηση του χρόνου λειτουργίας της κλίσης πεδίου οδηγεί στην αύξηση της πιθανότητας για διέγερση. [16,19]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Πίνακας 3.1 Ο παρακάτω πίνακας δίνει τα πρότυπα ασφαλείας για τα πεδία βαθμίδας από την *International Electrotechnical Commission (IEC)*. Παρατηρείται όπως με την αύξηση του χρόνου παλμού, η μεταβολή πεδίου προς χρόνο μειώνεται.

Διάρκεια κλίσης πεδίου (t)	Μεταβολή μαγνητικού πεδίου (dB/δt)
t > 120μs	$\partial B/\partial t < 20 \text{ T/s}$
$12\mu s \leq t < 120\mu s$	$\partial B/\partial t < [2400/t(\mu s)] * \text{T/s}$
t < 12μs	$\partial B/\partial t \leq 200 \text{ T/s}$

Εκτός από την εμφάνιση ρευμάτων στον εξωκυττάριο και εσωκυττάριο χώρο των κυττάρων (πχ. νευρικών, μυϊκών κυττάρων) είναι δυνατή και η εμφάνιση τους σε πρόσθετα μη βιολογικά υλικά στον άνθρωπο (πχ. εμφύτευσης παθητικές ή ηλεκτρονικές διατάξεις, δερματοστιξία). Ως συνέπεια, λόγω της συνήθους κατασκευής τους (μεταλλικά, μαγνητικά υλικά), με μεγαλύτερη αγωγιμότητα από αυτήν των ιστών, η θερμοκρασία τους αυξάνεται αρκετά. Με την αύξηση της θερμοκρασίας ακόμη και αν δεν δημιουργηθεί κάποιου βαθμού έγκαυμα, η συγκεκριμένη περιοχή θα ζεσταθεί τόσο ώστε να 'ενοχληθεί' δυσάρεστα ο εξεταζόμενος. Επιπλέον αν οι διατάξεις ή κάποια υλικά βρίσκονται σε σημεία ζωτικής σημασίας ή όργανα, η διαρροή ηλεκτρικού ρεύματος αυτών των σημείων γίνεται αρκετά επικίνδυνη έως και θανατηφόρα σε σημεία που υπάρχουν μεταλλικά ηλεκτρόδια διέγερσης εγκεφαλικών νεύρων και σε περιοχές όπως τα βασικά γάγγλια και η καρδιά. [19]

3.2.1 Ακουστικός Θόρυβος

Άλλο ένα αποτέλεσμα των ταχέων μεταβαλλόμενων πεδίων είναι πως σε έναν αγωγό που διαρρέεται από ηλεκτρικό ρεύμα, εφαρμόζονται δύο κύριες δυνάμεις. Η δύναμη Lorentz (λόγω ηλεκτρικού φορτίου) και η δύναμη Laplace (για τον αγωγό). Λόγω των δυνάμεων αυτών και ειδικά αν λαμβάνουν υψηλές τιμές, αναπτύσσεται ακουστικός θόρυβος μεγάλης έντασης.

Για την δύναμη Lorentz (F_L) για το μαγνητικό πεδίο (B) ξέρουμε :

$$\vec{F}_L = q \cdot \vec{v} \times \vec{B} \quad (22)$$

Και για την δύναμη Laplace (F_L):

$$\vec{F}_L = \vec{I} \times \vec{B} \quad (23)$$

Ο συνδυασμός των δυο δυνάμεων, λαμβάνοντας υπόψιν ότι ένα ηλεκτρικό φορτίο (q) που διαρρέεται δια μέσω ενός χάλκινου καλωδίου σε χρόνο (t) δίνεται από την σχέση:

$$q = I \cdot t \quad (24)$$

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

ενώ η ταχύτητα (v) του φορτιού στον αγωγό για απόσταση (l):

$$\vec{v} = \vec{l}/t \quad (25)$$

Ωστόσο το πηλίκο φορτιού (q) – ταχύτητας (v):

$$\mathbf{q} \cdot \vec{v} = \mathbf{I} \cdot \vec{l}/t = \mathbf{I} \cdot \vec{l} \quad (26)$$

Οπότε για την δύναμη Lorentz – Laplace εντός μαγνητικού πεδίου :

$$\vec{F} = \mathbf{q} \cdot \vec{v} \times \vec{B} = \mathbf{I} \cdot \vec{l} \times \vec{B} \quad (27)$$

Αν αναφερόμαστε και σε ηλεκτρικό πεδίο (E), η σχέση (27) παίρνει την μορφή:

$$\vec{F} = \mathbf{q} \cdot (\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}) = \mathbf{I} \cdot (\vec{E} \cdot \vec{l} + \vec{l} \times \vec{B}) \quad (28)$$

Όπου,

\mathbf{I} = ηλεκτρικό ρεύμα (A)

\mathbf{x} = εξωτερικό γινόμενο

Λόγω των παραπάνω και με την προϋπόθεση ότι τα ρεύματα στα πηνία βαθμίδας είναι της τάξεως των ~100 – 300A, οι δυνάμεις Lorentz – Laplace είναι αρκετά μεγάλες. Ως αποτέλεσμα, ο ακουστικός θόρυβος παίρνει μέσες τιμές από 84 – 103db μέχρι και περίπου 120db (decibel). Ανάλογα το είδος της ακολουθίας που θα πρέπει να εφαρμοστεί κυμαίνονται και τα εύρη των θορύβων. Η ακολουθία Echo Planar Imaging – EPI, θεωρείται από τις πιο γρήγορες και θορυβώδεις ακολουθίες με μέση ακουστική συχνότητα στα 118db με μεγίστη τα 128db. Τέτοιες εντάσεις θορύβου και για μεγάλο χρονικό διάστημα (περισσότερο της μισής ώρας συνήθως), μπορεί να προκαλέσουν πέρα από την δυσάρεστη αίσθηση του θορύβου, κάποιο προσωρινό ή μόνιμο ακουστικό πρόβλημα. Η καλύτερη λύση αυτού του προβλήματος είναι η χρήση ειδικών ακουστικών ηχομόνωσης ή ωτοασπίδων. Τα πρότυπα ορίων για τον ακουστικό θόρυβο βάση των : International Electro technical Commission (IEC) και U.S. Food and Drug Administration είναι 99 dBA (FDA 1997). Ο όρος dBA αναφέρεται στην σταθμισμένη κλίμακα των ντεσιμπέλ με βάση το κατώφλι των συχνοτήτων που το ανθρώπινο αισθητήριο όργανο μπορεί να αντιληφθεί. [16,18]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Πίνακας 3.2 Αντιστοίχιση συχνότητας f με συντελεστή στάθμησης dBA .

f (Hz)	Συντελεστής dBA	f (Hz)	Συντελεστής dBA	f (Hz)	Συντελεστής dBA
10	-70.4	160	-13.4	2500	1,3
12,5	-63.4	200	-10.9	3150	1,2
16	-57.7	250	-8,6	4000	1
20	-50.5	315	-6,6	5000	0,5
25	-44.7	400	-4,8	6300	-0,1
31,5	-39.4	500	-3,2	8000	-1,1
40	-34.6	630	-1,9	10000	-2,5
50	-30.2	800	-0,8	12500	-4,3
63	-26.2	1000	0	16000	-6,6
80	-22.5	1250	0,6	20000	-9,3
100	-19.1	1600	1		
125	-16.1	2000	1,2		

Η μετατροπή των dB σε dBA ορισμένης συχνότητας γίνεται με την σχέση:

$$X(\text{dB}) + Y(\text{dBA}) \quad (29)$$

$X(\text{dB})$ - η τιμή των ντεσιμπέλ σε db

$Y(\text{dBA})$ – ο συντελεστής μετατροπής του dBA

Π.χ.:

Για 70dB στα 10Hz -> 70dB + (-70.4) = - 0.4 dBA

Για 99dB στα 160Hz -> 99dB + (-13.4) = 85.6 dBA

Για 99dB στα 2500Hz -> 99dB + (1.3) = 100.3 dBA

Για 86dB στα 3150Hz -> 86dB + (1.2) = 87.2 dBA

Για 55dB στα 16000Hz -> 55dB + (-6.6) = 48.4 dBA

[20]

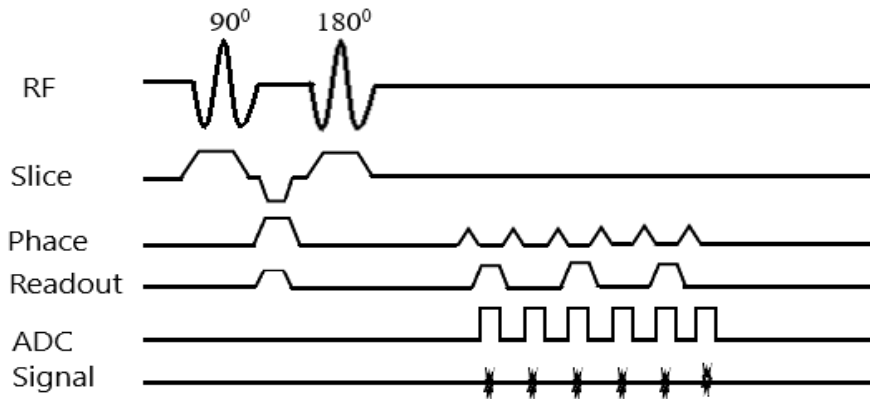
Ακόμη μεταλλικά εμφυτεύματα υπό την λειτουργία πεδίων βαθμίδας μπορούν να θερμανθούν και να αρχίσουν να δονούνται.

Πίνακας 3.3 Όρια πεδίων βαθμίδας για εξεταζόμενους και εθελοντές - IEC/ICNIRP/HPA

	Κανονική λειτουργία	Ελεγχόμενη λειτουργία	Ερευνητική Πειραματική λειτουργία
Όρια πηνίων βαθμίδας (σε ποσοστό μέσης τιμής κατωφλιού)	< 80 (T/s)	80 – 100 (T/s)	100 – 120 + (T/s)
Όρια καρδιακής διέγερσης από την IEC	$\partial B/\partial t < 20 / [1 - e^{-(t_s \cdot \text{eff}/3)}]$ (T/s)		

[16]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 3.1 Echo Planar Imaging – EPI ακολουθία. (σχεδιασμένη με πρότυπο την εικόνα από τον ιστότοπο : <https://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&dbs=Echo%20Planar%20Imaging>)

3.3 Επιπτώσεις Πηνίων RF

Τα πηνία RF εξυπηρετούν δυο σκοπούς. Πρώτον, είναι υπεύθυνα για την διέγερση του δείγματος μέσω εκπομπής ακτινοβολίας ραδιοκυμάτων κατάλληλης συχνότητας και ενέργειας. Δεύτερον, κατά την διαδικασία της χαλάρωσης και της εκπομπής δευτερογενούς ακτινοβολίας από τους πυρήνες, ανιχνεύουν τα σήματα ελεύθερης επαγωγής και στέλνονται για επεξεργασία. Στη δεύτερη κατηγορία τα λεγόμενα πηνία λήψης δεν εκπέμπουν κάποιας μορφής ακτινοβολία, πάρα μόνο λαμβάνουν, οπότε δεν τίθεται ζήτημα κάποιας αλληλεπίδρασης ή επιπτώσεων στον άνθρωπο.

Η ακτινοβολία που εκπέμπεται από τα πηνία RF εξαρτάται από την συχνότητα περιστροφής των πυρήνων, και άμεσα από την ένταση του B_0 μέσω της σχέσης $\omega_L = \gamma \cdot B_0$. Δηλαδή, η συχνότητα και η ισχύς τους, μεγαλώνει με την αύξηση του μαγνητικού πεδίου. Με το παραπάνω όμως αυξάνεται και το ποσό της ενέργειας που απορροφάται από τους ιστούς. Μια παράμετρος που δηλώνει αυτό το απορροφούμενο ποσό ενέργειας είναι ο Δείκτης Ειδικής Απορρόφησης (**Specific Absorption Rate - SAR**). [21] Είναι η ενέργεια που απορροφάται ανά μονάδα μάζας :

$$SAR = (1/V) \cdot \int_{\text{ιστός}} [(\sigma(r) \cdot |E(r)|^2) / \rho(r)] dx \quad (30)$$

ή

$$SAR = (\sigma \cdot |E|^2) / (2 \cdot \rho) \quad (31)$$

V – ο όγκος του ιστού

$\sigma(r)$ – η ηλεκτρική αγωγιμότητα του ιστού

$|E(r)|^2$ – η τετραγωνική ρίζα της μέσης τιμής του ηλεκτρικού πεδίου στον ιστό

$|E|$ – το ηλεκτρικό πεδίο στον ιστό

$\rho(r)$ – η πυκνότητα του ιστού

**Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.**

Ένας διαφορετικός ορισμός που μπορεί επίσης να δοθεί είναι πως ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης είναι η χρονική παράγωγος της μονάδας απορροφούμενης ενέργειας προς την μονάδα μάζας στοιχειώδους όγκου συγκεκριμένης πυκνότητας [22].

$$SAR = d/dt (dW/dm) = d/dt (dW/dV \cdot \rho) \quad (32)$$

dW – Στοιχειώδης ενέργεια.

dV – Στοιχειώδης όγκος.

dm – Στοιχειώδης μάζα.

ρ – Πυκνότητα.

Στην περίπτωση κατά την οποία το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο μεταβάλλεται με αρμονικό τρόπο σε σχέση με τον χρόνο ισχύει ο προηγούμενος απλός τύπος (31).

Το SAR αναφέρεται συνήθως είτε στην μέτρηση ολόκληρου του σώματος ή σε μια μικρή περιοχή του (λίγα γραμμάρια 1 - 10 g). Η τιμή του SAR λαμβάνεται με βάση το σημείο όπου η τιμή του μεγιστοποιείται. Μονάδα μέτρησης – Watt ανά χιλιόγραμμα (W/Kg). [16]

Πίνακας 3.4 Όρια τιμών SAR για έκθεση σε μαγνητικό τομογράφο από την IEC 60601-2-33. Η διάρκεια έκθεσης ήταν 6 λεπτά. Για σύντομη διάρκεια έκθεσης (~10 δευτερόλεπτα) η τιμή SAR δεν θα πρέπει να υπερβαίνει το διπλάσιο των τιμών για κάθε περιοχή σώματος.

Περιοχή σώματος	Όλο το σώμα	² Μερος του σώματος	Κεφαλή	¹ Τοπικό SAR		
				³ Κεφαλή	Κορμός	Άκρα
Φυσιολογικό	2(W/kg)	2-10 (W/kg)	3.2(W/kg)	10 (W/kg)	10 (W/kg)	20(W/kg)
Ελεγχόμενο επίπεδο 1	4(W/kg)	4-10 (W/kg)	3.2(W/kg)	20 (W/kg)	20 (W/kg)	40(W/kg)
Ελεγχόμενο επίπεδο 2	>4(W/kg)	> (4-10) (W/kg)	>3.2(W/kg)	>20 (W/kg)	>20 (W/kg)	>40(W/kg)

¹ Το τοπικό προσδιορίστηκε για όγκο μάζας πάνω από 10 γραμμάρια

² Τα όρια αυξάνονται με την έκθεση σημείου μάζας προς την ολική μάζα

³ Σε περίπτωση χρήσης επιφανειακού πηνίου, πρέπει να ληφθεί ότι η αύξηση της θερμοκρασίας περιορίζεται στον 1°C. [23]

Από την άλλη, ο αμερικάνικος οργανισμός φαρμάκων και τροφίμων (US FDA), έχει ορίσει ως όρια δόσιμετρίας SAR τα:

- 4W/Kg για 15 λεπτά σε ολόκληρο το σώμα
- 8W/Kg για 10 λεπτά τοπικά για την κεφαλή και το κορμό για μάζα 1 γραμμάριο
- 12W/mg για 5 λεπτά για 1 γραμμάριο ιστού στα άκρα

Ο προσδιορισμός των διάφορων τιμών SAR γίνεται με την χρήση ειδικών ομοιωμάτων (phantom). Είναι αρκετά καλά κατασκευασμένα υλικά που έχουν ‘αντιγράψει’ τις ιδιότητες των ιστών που μιμούνται.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Τέτοιες ιδιότητες είναι η θέση τους, η ηλεκτρική τους αγωγιμότητα, ο περιβάλλοντας χώρος. Έτσι είναι δυνατόν να προσδιοριστεί με ακρίβεια η χωρική κατανομή των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων, που έχει ως αποτέλεσμα τον προσδιορισμό της μέγιστης θερμοκρασίας στον ιστό. Όμως, σε πεδία άνω των 7T το μήκος κύματος για τα υλικά αυτά φτάνει περίπου τα 13 εκατοστά, παρεμβάλλοντας τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα στο ομοίωμα κάνοντας την εύρεση των σημείων αύξησης της θερμοκρασίας δύσκολη.

Με την απόκλιση αυτή, και την δυσκολία προσδιορισμού του σημείου και της αύξησης της θερμοκρασίας, θα περιμέναμε, πιθανόν μεγαλύτερο ποσό απορροφούμενης ενέργειας, πράγμα που συνήθως δεν συμβαίνει. Το SAR δεν αυξάνει δραματικά και συγκεκριμένα δεν αυξάνει με κάποια τετραγωνική σχέση αλλά γραμμικά για συστήματα άνω των 3T. [24]

Λόγω της απορροφούμενης ενέργειας στους ιστούς, είναι αναγκαία η μελέτη για την αύξηση της θερμοκρασίας σε αυτούς και η επαλήθευση ότι η αλλαγή της θερμοκρασίας δεν ξεπερνά κρίσιμες τιμές για την βιολογική τους λειτουργία. [23]

Ένας τομέας με μεγάλη ερευνητική ζήτηση στα υψηλά πεδία είναι τα πιο πρόσφατα πηνία RF. Αυτά αποτελούνται από συστοιχίες μετάδοσης και καταγραφής σήματος, ανεξάρτητων καναλιών και με ξεχωριστή ρύθμιση φάσης και ένταση ισχύος. Τέτοια συστήματα συναντιούνται σε τομογράφους 3T (εμπορικά) και επίσης μπορούν να φτάσουν ως 8 κανάλια για συστήματα 7T και 9.4T. Το σκεπτικό, είναι ότι ο έλεγχος ισχύος και φάσης δεν είναι πάντα ο ίδιος και δεν ελέγχεται από ένα σημείο για όλους τους εξεταζόμενους (πχ. της ίδιας εξέτασης). Ακόμη, κάνει τον υπολογισμό του SAR περίπλοκο, αυξάνοντας την πιθανότητα για την δημιουργία ενός 'καυτού σημείου' στο σώμα (hot - spot). Αν υποθέσουμε κάποια μορφής καταστροφής ή δυσλειτουργίας στην παράλληλη μετάδοση των πηνίων, η ενέργεια εναπόθεσης σε σημείο του σώματος μπορεί να είναι πολύ μεγαλύτερη από την προβλεπόμενη, χωρίς δυσλειτουργία στην εφαρμογή. [24]

Η ακτινοβολία RF με βάση τις θερμικές επιδράσεις μπορεί να ταξινομηθεί σε τέσσερις βασικές κατηγορίες ανάλογα με τα εύρη συχνοτήτων της. Το εύρος συχνοτήτων των ραδιοκυμάτων εκτείνεται από τα λίγα Hz (~3Hz έως και 300GHz). Μεταξύ των 0.3GHz έως 300GHz βρίσκονται οι μικροκομματικές συχνότητες. Οι κατηγορίες είναι οι εξής:

1. 0.1MHz – 20MHz. Σε αυτό το εύρος συχνοτήτων παρατηρείται κυρίως, απορρόφηση ακτινοβολίας στον κορμό του σώματος. Με την μείωση της συχνότητας ακολουθεί ραγδαία μείωση και της απορροφούμενης ενέργειας.
2. 20MHz – 0.3GHz. Μεγάλη απορρόφηση σε ολόκληρο το ανθρώπινο σώμα και ακόμη πιο ισχυρή απορρόφηση για φαινόμενα συντονισμού.
3. 0.3GHz – 10GHz. Έντονη, σημαντική, τοπική αλλά ανομοιόμορφη απορρόφηση των ραδιοσυχνοτήτων.
4. 10GHz – 300GHz. Κυρίως η απορροφούμενη ενέργεια εναποτίθεται επιφανειακά στο σώμα (δέρμα - επιδερμίδα).

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Στις εξετάσεις μαγνητικής τομογραφίας οι συχνότητες που χρησιμοποιούνται εντάσσονται στην 2^η κατηγορία δηλαδή, από 20MHz έως και τα 300MHz. Τις τελευταίες δεκαετίες έχουν γίνει αρκετά πειράματα ώστε να προσδιοριστούν οι επιδράσεις της RF ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς του ανθρώπου. Όμως λόγω του κλάδου της βιοηθικής, οι μόνες επιτρεπτές και νόμιμες μελέτες είναι δυνατόν να πραγματοποιηθούν σε πειραματόζωα (πχ. χοίροι, ποντίκια) ή σε εθελοντές με την τήρηση όλων των κανόνων ασφαλείας. Αυτή η προϋπόθεση φέρνει τις εξής δυσκολίες:

Ένα πειραματόζωο, όσες παρόμοιες βιολογικές λειτουργίες κι αν διαθέτει με του ανθρώπου, παραμένει ένας τελείως διαφορετικός οργανισμός. Αλλάζουν τόσο οι λειτουργίες όσο και το μέγεθος, οι τύποι ιστών, οι συνθήκες ζωής, η ευαισθησία διαφορετικών ιστών. Τα συγκεκριμένα πειράματα δεν μπορούν να δώσουν ακριβή αποτελέσματα και με μεγάλη σιγουριά για το αν οι επιπτώσεις θα είναι οι ίδιες. Επιπλέον αλλάζοντας κάποιους παράγοντες όπως διάρκεια, διαστάσεις σώματος, συμπεριφορά, τα αποτελέσματα στο τέλος παίρνουν διαφορετική κατάληξη, και ως συνέπεια, η γνώση μας για την επίδραση στο άνθρωπο είναι αβέβαιη.

Με σκοπό να μειωθεί αυτή η αβεβαιότητα, εφαρμόζονται διάφορα μαθηματικά μοντέλα που προσπαθούν να μιμηθούν τον ανθρώπινο οργανισμό και τις λειτουργίες του. Όμως ακόμη και τα καλύτερα υπολογιστικά σύστημα να εφαρμοστούν, η δυσκολία στον συνδυασμό όλων των παραγόντων (ηλικία, βάρος, ιστορικό ασθενούς, υποδόρια φυσική κατάσταση λίπους) που αφορούν την θερμορυθμιστική ικανότητα του οργανισμού, παραμένει. [16]

Μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί σε διάφορους εθελοντές - εξεταζόμενους έχουν φανερώσει ότι η έκθεση με RF ακτινοβολία σε μαγνητικές τομογραφίες έως και 4W/kg, με βάση την φυσιολογική θερμορυθμιστική απόκριση στα RF κύματα, με τυπικό ρουχισμό, άνετη εσωτερική θερμοκρασία και υγρασία, η αύξηση της θερμοκρασίας σε ιστούς μεταβλήθηκε κατά 0.68° C για συχνότητα 63MHz. Η αύξηση κατά 0.68° C υπολογίζεται ότι είναι μια ενδεικτική τιμή χωρίς να σημαίνει πως η πραγματική αύξηση την προσεγγίζει. Αλλά ακόμα κι αν γινόταν αυτό, θεωρείται μια μικρή αύξηση χωρίς ιδιαίτερα προβλήματα στον εξεταζόμενο. Εξάλλου, κατά την άνοδο της θερμοκρασίας συμμετέχει ο μηχανισμός της εφίδρωσης. Ως αποτέλεσμα στην ορθή του λειτουργία έχει την αύξηση της αιματικής ροής και της καρδιακής συχνότητας. Η αύξηση της καρδιακής συχνότητας οφείλεται στην επιφανειακή αγγειοδιαστολή. Σε εθελοντές με SAR ~0.8W/Kg στα 63 MHz, η καρδιακή συχνότητα παρατηρήθηκε κατά 3-5 παλμούς μεγαλύτερη, χωρίς αλλαγή σε αρτηριακή πίεση. Άλλες έρευνες που έχουν γίνει έδειξαν, σε 50 εθελοντές με δείκτη SAR 0.4-1.2W/kg στα 63MHz, αύξηση κατά 0.28° C χωρίς αλλαγή σε καρδιακή συχνότητα και αρτηριακή πίεση. Αντίστοιχα για δείκτη SAR 0.8W/kg στα 63MHz και χρόνο 20 λεπτών η αύξηση της θερμοκρασίας ήταν 0.38°C παραπάνω, με μικρή αλλαγή στον καρδιακό ρυθμό. Μπορεί η περίσσεια θερμοκρασία με τα τυπικά πηνία RF να μη είναι σημαντική, όμως με χρήση επιφανειακών πηνίων, αναπτύσσεται αρκετή θερμότητα σε αυτά και στο δέρμα (κυρίως στα στρώματα της επιδερμίδας).

Παρόλα αυτά με βάση την εφίδρωση και την αιμάτωση, η επιδερμίδα δεν είναι πάντα το σημείο με την υψηλότερη θερμοκρασία. [25]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Με σκοπό να μειωθούν οι πιθανότητες και να αυξηθεί η σιγουριά για την ασφάλεια των ραδιοσυχνοτήτων, πραγματοποιήθηκαν εξετάσεις εθελοντών με μέσο δείκτη SAR = 6W/Kg σε ολόκληρο το σώμα, 1.5 με 3 φορές μεγαλύτερο δείκτη απορρόφησης από ότι επιτρέπεται κλινικά. Η εξέταση πραγματοποιήθηκε με δυο διαφορετικές περιβαλλοντικές θερμοκρασίες, 22°C και 33°C. Οι παράμετροι που παρακολουθούνταν πριν την εξέταση, κατά την διάρκεια και μετά, ήταν η θερμοκρασία τυμπανικής μεμβράνης και δέρματος, αιματική ροή δέρματος, καρδιακός ρυθμός, κορεσμός του αίματος καθώς και συστολική και διαστολική αρτηριακή πίεση. Κατά την εξέταση στον χώρο με τους 22°C, καταγράφηκε αύξηση της θερμοκρασίας της τυμπανικής μεμβράνης, της κοιλίας, του άνω βραχίονα, των μηρών, των χεριών και της αιματικής ροής στο δέρμα. Στους 33°C, η αλλαγή ήταν εμφανής στην θερμοκρασία τυμπανικής μεμβράνης, χεριών, θώρακα, αλλαγή καρδιακού ρυθμού και συστολικής αρτηριακής πίεσης. Όλες αυτές οι μεταβολές που έγιναν όμως, θεωρούνται μέσα στα φυσιολογικά επιτρεπτά όρια και δεν υπάρχει ο οποιοσδήποτε κίνδυνος από την στιγμή που οι θερμορυθμιστικές ικανότητες του οργανισμού λειτουργούν κανονικά.

Ωστόσο κάποια όργανα του οργανισμού μας όπως τα επιμέρους τμήματα των οφθαλμών είναι πιο ευαίσθητα στις μεταβολές των θερμοκρασιών. Διαθέτουν μειωμένη ρυθμιστική και απαγωγική ικανότητα, κάνοντας τα πιο ευάλωτα. Για παράδειγμα, γνωρίζουμε ότι η αύξηση της θερμοκρασίας στην περιοχή του ισχίου και των όρχεων μεγαλύτερη ή ίση των 38° C μπορεί να οδηγήσει στην δυσλειτουργία των όρχεων. Παρόλα αυτά η επίτευξη των 38°C σε αυτά τα σημεία δεν είναι δυνατή κατά την απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού. Οι μέγιστες θερμοκρασίες μετρούνται στους 34.0 -34.2°C. [16]

Ακόμη, τυπικές τιμές για την αύξηση της θερμοκρασίας στους οφθαλμούς στο υαλώδες υγρό (μια ζελατινώδης μάζα, μεταξύ φακού και αμφιβληστροειδούς) με επιφανειακό πηνίο (οφθαλμού ή κρανίου) τείνουν στους 1,68°C παραπάνω (για SAR 3.2W/Kg στα 63MHz για 1 ώρα). [25]

Τέλος, έκθεση οφθαλμών έχει πραγματοποιηθεί με SAR = 3.1W/Kg με μέγιστη αύξηση της θερμοκρασίας του κερατοειδούς χιτώνα κατά 1.8°C και με τελική τιμή θερμοκρασίας τους 34.4°C. Ο μεγαλύτερος δείκτης SAR που έχει εφαρμοστεί κυμαίνεται από 3.3W/Kg – 8.4W/Kg για τους οφθαλμούς. Σε αυτήν την περίπτωση η θερμοκρασία έφτασε έως και τους 35.1°C, μικρότερη από ισχύοντα όρια. Ανησυχητική όμως ακούγεται η περίπτωση ορισμένων εξεταζόμενων οι οποίοι έχουν κάποιου είδους πρόβλημα στην απαγωγή θερμότητας, βάζοντας έτσι σε κίνδυνο όργανα ευαίσθητα σε μεταβολή της θερμοκρασίας. [16]

Σε κυτταρικό επίπεδο, η διέγερση με RF ακτινοβολία λίγων εκατοντάδων MHz, μπορεί να αλλάξει την συγκέντρωση μορίων εντός και εκτός της κυτταρικής μεμβράνης. Πραγματοποιήθηκαν μελέτες σε καλλιέργειες κυττάρων, τα οποία εκτέθηκαν σε ραδιοσυχνότητες για χρόνο 30 λεπτών, συχνότητας 145MHz και με διαμόρφωση σήματος κατά πλάτος (Amplitude Modulation - AM) στα 16Hz. Αναφέρθηκε ότι υπήρξε αύξηση στην εκροή ιόντων ασβεστίου καθώς και στην λευκοκυτταρική εστερέωση (ένζυμο όπου η μεγάλη συγκέντρωση δηλώνει τις πτυοσφαιρίνες των ούρων) και της ακετυλοχολίνης (χημικός νευροδιαβιβαστής). Επίσης σε μελέτη ερυθρών κυττάρων για την διαπερατότητα κατιόντων, η ακτινοβολία RF φαίνεται να 'επιλέγει' τη μεμβράνη πλάσματος ως σημείο αλληλεπίδρασης.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Ακόμη για συχνότητες 1kHz, 2450MHz και 8.3GHz μεταβάλλεται η μεταφορά K^+ , Rb^+ , Na^+ στην μεμβράνη των ερυθρών αιμοσφαιρίων στο πλάσμα. Η αλληλεπίδραση της συχνότητας και του ηλεκτρικού πεδίου στην αντήλια K/Na οφείλεται στην μεταβολή της συγκέντρωσης των ιόντων K. Παρατηρήθηκε ότι στα 100MHz με πεδίο εντάσεως 400V/m ήταν αρκετό ώστε να αυξήσει την αιμόλυση στα ερυθρά κύτταρα. Ενώ για 1000V/m η αναγκαία συχνότητα έρχεται στα 1MHz. Η μεγάλη τους διαφορά σημειώνεται στην μεταβαλλόμενη ανοχή της ισχύος των ραδιοκυμάτων συναρτήσει της συχνότητας. Ενημερωτικά οι μέγιστες τιμές ηλεκτρικών πεδίων φτάνουν τα περίπου 1mV/m για πεδία RF.

Μια ακόμη ανησυχία για την θέρμανση μορίων λόγω απορρόφησης RF ακτινοβολίας είναι η αλλοίωση των μορίων DNA (DeoxyriboNucleic Acid – Δεοξυριβονουκλεϊκό οξύ) κατά την αντιγραφή και την μεταγραφή τους. Η αλλαγή της δομής των παραπάνω μορίων κατά την αντιγραφή έστω και σε ένα μικρό τμήμα του DNA, θα ήταν καταστρεπτική καθώς όποια αλλοίωση πραγματοποιούνταν, θα μεταφερόταν και σε όλες τις επόμενες αντιγραφές. Αλλαγή σε αυτό το στάδιο θα μπορούσε να οδηγήσει σε κυτταρική βλάβη στο γενετικό υλικό που, είτε θα μπορούσε να διορθωθεί (καλή περίπτωση) είτε θα ακολουθούσε η διαδικασία της απόπτωσης. Για μικρό αριθμό απόπτωσης δεν υπάρχει πρόβλημα στον οργανισμό, όμως δεν αποκλείεται και η λανθασμένη ή αδύνατη διόρθωση γενετικού υλικού με αποτέλεσμα την μετατροπή σε καρκινικό κύτταρο.

Ο ρυθμός ροής ηλεκτρονίων στις αζωτούχες βάσεις του δεοξυριβονουκλεϊκού οξέος ανέρχεται στα $10^6/s$. Λαμβάνοντας υπόψη το φορτίο του ηλεκτρονίου, την διάμετρο των μορίων DNA $\sim 2nm$ και την πυκνότητα ροής ηλεκτρονίων $50.000A/m^2$, η απαίτηση για την διακοπή της διαδικασίας της μεταγραφής θα έπρεπε να είναι παρόμοιας τάξης με την πυκνότητα ηλεκτρικού φορτίου. Ευτυχώς, για τις κλινικές εξετάσεις μαγνητικής τομογραφίας, το ηλεκτρικό πεδίο των RF συχνοτήτων είναι μικρό (μέγιστο στα 1mV/m). Η αντίσταση του ανθρώπινου ιστού φτάνει τα 100.000 $\Omega \cdot m$, και η δημιουργία επαγόμενων ρευμάτων (Eddy Currents) φαίνεται απίθανη. Ακόμη δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν σε ανθρώπινα λεμφοκύτταρα in – vitro, για την έκθεση τους σε ραδιοσυχνότητες με δείκτη SAR > 200 W/Kg, δεν έδειξαν καμία απολύτως αλλαγή στις αδερφές χρωματίδες. Παρόλα αυτά όμως, υπάρχει έλλειψη πληροφοριών για την συνολική αλληλεπίδραση των RF (από την άποψη της μετάλλαξης) με τους ιστούς. Για αυτό το λόγο προς το παρόν θεωρείται ότι αυτού του είδους η ακτινοβολία δεν μπορεί να ανακοινωθεί ως καρκινογενής.[25]

Θα πρέπει να σημειωθεί ότι η μεγάλη αύξηση της θερμοκρασίας (μεγάλο SAR), πέρα από την αλλαγή της διαμόρφωσης και της κινητικής κατάστασης κάποιων μορίων, την αλλαγή σημαντικών παραγόντων στο σώμα ή την αλλοίωση της λειτουργίας κάποιων οργάνων, θα μπορούσε να επιφέρει σήμαντρου βαθμού εγκαύματα στο δέρμα. [21]

Μέχρι στιγμής αναφέρθηκαν κάποιες από τις θερμικές επιδράσεις των πεδίων ραδιοσυχνοτήτων στον άνθρωπο. Όμως λαμβάνουν χώρα και οι μη θερμικές αλληλεπιδράσεις. Αυτές, ακόμη και σήμερα δεν έχουν γίνει κατανοητές και τελείως γνωστές για το τι μπορούν να προκαλέσουν και πως λειτουργούν, μιας που δεν έχουν σχέση με την θέρμανση των ιστών. Το σίγουρο είναι ότι, η συχνότητα, η ένταση των παραγόμενων μαγνητικών και ηλεκτρικών πεδίων αλλά και η διάρκεια διέγερσης παίζουν καθοριστικό ρόλο στις επιδράσεις στον εξεταζόμενο.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Η δυσκολία στην ερμηνεία μη θερμικών επιπτώσεων στο άνθρωπο εξηγείται ως εξής : όλο το χρονικό διάστημα που ο άνθρωπος έχει εκτεθεί σε τεχνητά ηλεκτρομαγνητικά πεδία, κανένα από αυτά δεν έχει δείξει καμία αλλαγή (είτε καλή είτε κακή) προς την εξέλιξη του. Ενώ η επίδραση της θερμικής ακτινοβολίας με την πρώτη ματιά, είναι φανερή, διότι αλλάζει η θερμοκρασία, στα μη θερμικά φαινόμενα δεν παρατηρείται κάτι παρόμοιο. Μια πιθανή παρενέργεια θα μπορούσε να είναι, κατά ένα βαθμό, κάποιος παλμός κατάλληλης συχνότητας να προκαλέσει επιληπτική κρίση σε άτομα που πάσχουν από φωτοευαίσθητη επιληψία. Παρόλα αυτά και εξαιτίας της έλλειψης αρκετών γνώσεων περί των μη θερμικών φαινομένων οδηγίες ασφάλειας της ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) επιτρέπουν την έκθεση σε ηλεκτρικά πεδία (και εντός και εκτός μαγνητικής απεικόνισης), έως και 10 φορές μεγαλύτερης ισχύος από τα προβλεπόμενα όρια για τα καταναλωτικά ηλεκτρονικά προϊόντα. Μέχρι στιγμής οι επιπτώσεις τους στην υγεία του ανθρώπου δεν έχουν φανεί επικίνδυνες και ανησυχητικές. [16]

3.4 Τατουάζ

Η τέχνη των τατουάζ (δερματοστιξία) είναι γνωστή εδώ και αρκετές δεκαετίες. Ξεκίνησε μέσα από τις φυλακές με σκοπό την ‘σήμανση’ των θανατοποινιτών από τον περασμένο αιώνα και κατέληξε σήμερα ως μια καλαίσθητη μέθοδος διακόσμησης του ανθρωπίνου σώματος. Η τεχνική αυτή κάνει χρήση μιας ειδικής βελόνας εμποτισμένη με μια μαύρη ή έγχρωμη ουσία ανεξίτηλου μελανιού, η οποία εναποθέτει το μελάνι στην επιδερμίδα του σώματος. Τα τελευταία χρονιά είναι γνωστά τα περισσότερα συστατικά των μελανιών όπως για παράδειγμα κοβάλτιο, μόλυβδος, μολυβδαίνιο, άνθρακας, καίσιο και άλλα πολλά μέταλλα ή και μη. Μερικά από αυτά τα στοιχεία θεωρούνται παραμαγνητικά και αλλά διαμαντικά. Η διαφορά τους έγκειται στο αν το διάλυμα της μαγνητικής ροπής είναι παράλληλο (παραμαγνητικό) ή αντιπαράλληλο (διαμαγνητικό) με τις δυναμικές γραμμές ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Μπορεί με την εξέλιξη της τεχνολογίας και διαφόρων μεθόδων σήμερα, τα υλικά των μελανιών να είναι πιο φιλικά προς τον άνθρωπο και πιο MRI συμβατά, παρόλα αυτά σε κάποιες περιπτώσεις εξακολουθούν να εμφανίζονται κάποια προβλήματα είτε προς τον εξεταζόμενο, είτε προς την τελική του εικόνα.

Η κλασική μαγνητική τομογραφία βασίζεται κυρίως στην διέγερση και ανίχνευση των πυρήνων ^1H , εξαιτίας του μεγάλου γυρομαγνητικού λόγου και της μεγάλης περιεκτικότητας στο σώμα. Πέρα από το άτομο ^1H κατά παρόμοιο τρόπο μπορούν και διεγερθούν και να ανιχνευθούν και άλλα στοιχεία, (φώσφορος, χρυσός, νικέλιο, χαλκός, οξείδια του σιδήρου, μολυβδαίνιο, κλπ.). Η ύπαρξη τατουάζ κοντά στην περιοχή ενδιαφέροντος (περιοχή που θέλουμε να μελετήσουμε κατά την απεικόνιση) και με μεγάλη πυκνότητα τέτοιων στοιχείων και με μεγάλο γυρομαγνητικό λόγο, κατά την απαγωγή του σήματος FID οδηγεί στην υπερκάλυψη του πραγματικά ενδιαφέροντος σήματος από το σημείο μελέτης. Το σήμα λόγω του τατουάζ τις περισσότερες φορές δρα ως σήμα θορύβου και όχι πληροφορίας, αυξάνοντας έτσι τις ψευδενδείξεις, την ασάφεια και την φυσική ανομοιογένεια αν αυτή προϋπήρχε έτσι κι αλλιώς. [2]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Ακόμη, τατουάζ σε σχήμα κλειστού βρόγχου μπορούν να λειτουργήσουν σαν κεραίες λήψης, απορροφώντας αρκετή ενέργεια από του μαγνήτες με αποτέλεσμα την επιπλέον θέρμανση του σημείου αυτού. Ειδικά σε τατουάζ έγχρωμου μελανιού, εξαιτίας των στοιχείων από τα οποία αποτελείται γίνεται πολύ πιο αγωγίμο από το ασπρόμαυρο μελάνι. [26]

Σύμφωνα με μια έρευνα που δημοσιεύθηκε από Πανεπιστήμιο του Λονδίνου : 'University College London Wellcome Centre' τον Ιανουάριο του 2019 με σκοπό την μελέτη της επίδρασης μαγνητικού τομογράφου 3T σε εθελοντές που είχαν από καθόλου έως και αρκετά τατουάζ στο σώμα τους, αποδείχθηκε πως το ποσοστό των ανθρώπων που επηρεάστηκε από τον MRI ήταν αρκετά μικρό . [27] Συγκεκριμένα:

Οι εθελοντές χωρίστηκαν σε 3 ομάδες ανάλογα με τα τατουάζ τους. Κριτήριο επιλογής ήταν ο αριθμός και η περιοχή που κάλυπταν τα τατουάζ. Η πρώτη ομάδα είχε τουλάχιστον ένα τατουάζ($\leq 5\%$ της περιοχής του σώματος), η δεύτερη ένα ή περισσότερα (≤ 20 cm) και η τρίτη καθόλου τατουάζ. Καταγράφηκαν χαρακτηριστικά για τον κάθε εξεταζόμενο όπως ηλικία, αριθμός τατουάζ, χρώμα τατουάζ, ημερομηνία που έγινε το τατουάζ κλπ. Η έρευνα ξεκίνησε το 2011 και τέλειωσε το 2017 με συμμετοχή 330 ατόμων ηλικίας 18 με 66, όπου συνολικά έγιναν 585 συνεδρίες με 5 διαφορετικούς μαγνητικούς τομογράφους. Οι διαστάσεις των τατουάζ ήταν από 1cm έως 20cm και ο μέγιστος ειδικός ρυθμός απορρόφησης (SAR) ήταν μικρότερος των 2 Watt/Kg. Ο αριθμός των τατουάζ που έγιναν στην Ευρώπη ήταν 570, στο Ηνωμένο βασίλειο 456 και στην Αμερική 90 όπως και στην Ασία, Αφρική και Αυστραλία, και ακόμη 25 που είχαν γίνει από τους ίδιους τους εθελοντές. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι ένας από τους συμμετέχοντες κατά την έναρξη της σάρωσης ένωσε μια ενόχληση για μια δερματοστιξία, η οποία δεν λήφθηκε υπόψη ως σχετική ενόχληση λόγω τατουάζ αλλά ότι προκλήθηκε από τις οδηγίες για το monitor της παρακολούθησης των τατουάζ. Ένας δεύτερος συμμετέχων με αρκετά τατουάζ ένωσε κατά την απεικόνιση ενόχληση και μεγαλύτερη θερμοκρασία στην περιοχή από ότι στις υπόλοιπες και η εξέταση έλαβε τέλος. Οι υπόλοιποι εξεταζόμενοι δεν είχαν κάποια ενόχληση λόγω των τατουάζ.

Με άλλα λόγια η παραπάνω έρευνα ακόμη και με ένα μικρό ποσοστό του πληθυσμού (330 άτομα) έδειξε ότι χρήση MRI σε άτομα με τατουάζ θα μπορούσε να είναι ακίνδυνη με κάποιες εξαιρέσεις. [27]

3.5 Εγκυμοσύνη

Ένα ζήτημα που απασχολεί τόσο τους ιατρούς όσο και τους τεχνολόγους που πραγματοποιούν εξετάσεις μαγνητικής τομογραφίας είναι η ασφάλεια των εξεταζόμενων κατά την διάρκεια της εγκυμοσύνης. Παρόλο που τα τελευταία χρόνια ο έλεγχος του εμβρύου πραγματοποιείται με την χρήση υπερήχου, μιας γρήγορης αλλά και βολικής απεικονιστικής μεθόδου μη ionτίζουσας ακτινοβολίας, έγκειται η απορία στο αν η Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού θα μπορούσε να θεωρηθεί ως μια συμπληρωματική/βοηθητική μέθοδος απεικόνισης. Μπορεί η τεχνική της υπερηχογραφίας να είναι ο κυρίως διαγνωστικός έλεγχος, αλλά για μια τελική καλή διαγνωστική αποτίμηση της κατάστασης της εγκύου θα βοήθαγε αρκετά η μαγνητική απεικόνιση.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

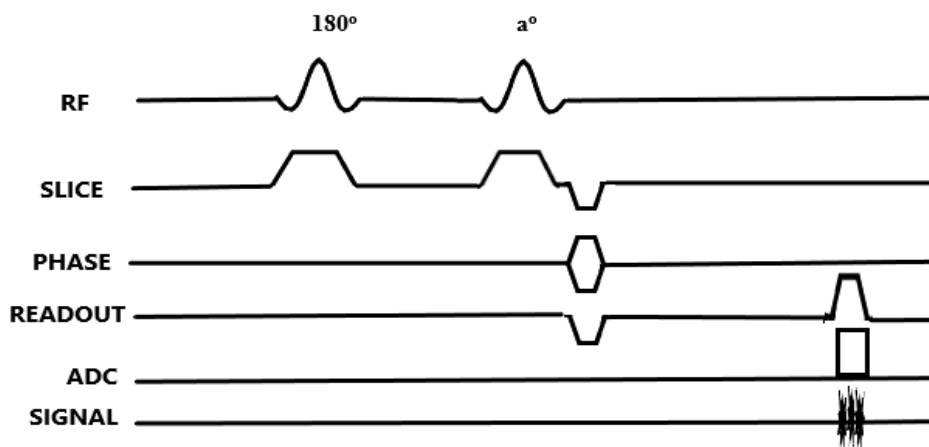
Τα τελευταία χρόνια δεν έχει αποδειχθεί ότι η χρήση της σε εγκύους μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα υγείας τόσο στις εξεταζόμενες όσο και στα αντίστοιχα έμβρυα. Από την άλλη πλευρά δεν θα μπορούσαμε να πούμε με σιγουριά ότι έχει αποδειχθεί και τελείως ασφαλής. Μια εκτίμηση ειδικών θα μπορούσε να είναι ότι πιθανόν να δημιουργήσει κάποιες επιπλοκές στο πρώτο τρίμηνο της κύησης, χωρίς αυτό να είναι αποδεδειγμένο. Στο δεύτερο αλλά και το τρίτο τρίμηνο δεν έχει παρουσιαστεί ακόμη κάποιο πρόβλημα υγείας. Κατά το πρώτο τρίμηνο της κύησης το έμβρυο δεν έχει δημιουργηθεί ακόμη και τα όργανα του αρχίζουν να παίρνουν την φυσιολογική τους δομή. Κάποιες από τις επιπλοκές που θα ήταν δυνατόν να εμφανιστούν ίσως να είναι ο μεγάλος ακουστικός θόρυβος που παράγει το απεικονιστικό σύστημα, με τα πηνία βαθμίδας (ταχέως μεταβαλλόμενα πεδία) ή και κατά την διάρκεια διέγερσης και χαλάρωσης. Ακόμη θα ήταν δυνατόν το έμβρυο να αποκτούσε μεγαλύτερη θερμοκρασία από την φυσιολογική, κάτι που θα επηρεάζει ίσως αρνητικά την εξέλιξη του. Ωστόσο έχουν πραγματοποιηθεί διάφορες εξετάσεις σε πειραματόζωα, οι οποίες είχαν μεγάλη επιτυχία. [28]

Μια επιπλέον επιπλοκή στο έμβρυο, η οποία είναι σήμερα γνωστό ότι θα προκαλέσει σημαντική αλλοίωση, είναι κάποιου είδους σκιαγραφικό, όπως το γαδολίνιο. Σε εξεταζόμενες γυναίκες οι οποίες δεν εγκυμονούν, η χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας μετά το πέρας ενός χρονικού διαστήματος, θα αποβαλλόταν με φυσικό τρόπο. Όμως σε περίπτωση κύησης, η ουσία δεν περνά μόνο από την ουροδόχο κύστη ώστε να αποβληθεί φυσικά, αλλά εμπλέκεται και στον πλακούντα, με αποτέλεσμα το έμβρυο να έρχεται σε επαφή και να απορροφά ένα μέρος από το σκιαγραφικό. Τέτοιες καταστάσεις μπορούν να οδηγήσουν σε τερατογενέσεις, και για αυτόν τον λόγο απαγορεύονται.[28]

Τέλος, παρόλο που υπάρχουν αρκετά πλεονεκτήματα και δεν έχει αποδειχθεί κάποια επιπλοκή τόσο στην μητέρα όσο και στο έμβρυο, ένα μικρό ποσοστό εγκύων χρησιμοποιούν την συγκεκριμένη απεικόνιση ως μέσο διάγνωσης. Οι λόγοι είναι κυρίως το μεγάλο κόστος αγοράς του μηχανήματος και της τεχνολογίας ultra-fast MR με αποτέλεσμα λίγα νοσοκομεία/ ιατρικά κέντρα στην Ελλάδα να το διαθέτουν, το μεγάλο κόστος χρήσης του μηχανήματος και η σχετική μεγάλη ασάφεια κατά την απεικόνιση της καρδιάς του εμβρύου.[28]

Στις παραπάνω παραγράφους, αναπτύχθηκαν κάποιοι λόγοι σχετικά με το πόση ασφάλεια μπορεί να υπάρξει στην ΑΜΣ σε περίοδο κύησης. Ένα δεύτερο ζήτημα είναι σε τι βαθμό θα μπορούσε να επηρεάσει τις εργαζόμενες έγκυες γυναίκες στο χώρο της απεικόνισης και του υγειονομικού. Το συγκεκριμένο προσωπικό, δέχεται επίδραση μόνο από το στατικό μαγνητικό πεδίο και πολύ πιο σπάνια από τα μεταβαλλόμενα πεδία, από την στιγμή που θα πρέπει να βρίσκεται στον χώρο εξέτασης. Δεν υπάρχει κάτι που να μπορεί να αποδείξει ότι συνεισφέρει αρνητικά στις συγκεκριμένες γυναίκες, από την άλλη πλευρά όμως απαιτείται προσοχή και τήρηση όλων των κανονισμών ασφαλείας και προστασίας. [19,29]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 3.2 Ακολουθία Ultra Fast Gradient Echo. Ο δεύτερος παλμός ονομάζεται παλμός α και μπορεί να πάρει τιμές από 0° έως 90° (σχεδιασμένη με πρότυπο την εικόνα από τον ιστότοπο : <https://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&dbs=Ultrafast%20Gradient%20Echo%20Sequence>)

3.6 Διέγερση Νευρώνων

Το νευρικό κύτταρο ή νευρώνας είναι η βασική δομική μονάδα του νευρικού συστήματος. Το νευρικό σύστημα (ΝΣ) χωρίζεται σε δυο βασικές κατηγορίες, το περιφερικό νευρικό σύστημα (ΠΝΣ), και το κεντρικό νευρικό σύστημα (ΚΝΣ). Το πρώτο αποτελείται από εγκεφαλικά, νωτιαία νεύρα και τα αντίστοιχα νευρικά γάγγλια τους. Τα νευρικά κύτταρα στο ΠΝΣ ταξινομούνται σε απαγωγούς και προσαγωγούς. Οι απαγωγοί λαμβάνουν σήματα από τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό και τα διανέμουν στα περιφερικά νεύρα. Οι προσαγωγοί δέχονται ερεθίσματα από τους υποδοχείς στα περιφερικά νεύρα και τα δρομολογούν προς τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό.

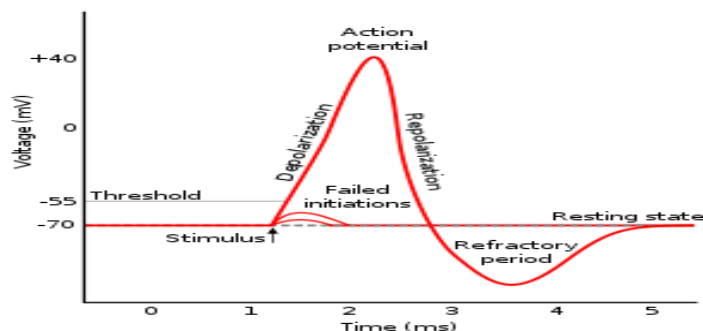
Στη δεύτερη κατηγορία, το κεντρικό νευρικό σύστημα, αποτελείται από δυο κύρια τμήματα τον νωτιαίο μυελό και τον εγκέφαλο.

Το ΚΝΣ διαθέτει περίπου 10^{11} νευρώνες χιλίων τύπων. Το σχήμα, η μορφή και το μέγεθος των διαφόρων νευρώνων δεν παραμένει το ίδιο αλλά μόνο η βασική τους δομή (η ανατομία του νευρώνα είναι σχεδόν η ίδια).

Οι νευρώνες επικοινωνούν μεταξύ τους με τις νευρικές απολήξεις μέσω των συνάψεων με την βοήθεια των δυναμικών ενεργείας. Το δυναμικό ενός νευρώνα (δυναμικό ηρεμίας) βρίσκεται μεταξύ -60mV έως και -90mV λόγω της συγκέντρωσης ιόντων εντός κι εκτός της μεμβράνης. Όταν το κύτταρο λάβει ένα ή περισσότερα ερεθίσματα σε κάποια οδό του, δημιουργείται μια μεταβολή στην ιοντική του ισορροπία. Αν αυτή η μεταβολή είναι μεγαλύτερη από το δυναμικό ηρεμίας του κυττάρου, τότε το κύτταρο εκπολώνεται και αλλάζει η χημική και ιοντική κατανομή του δημιουργώντας ένα θετικό δυναμικό (δυναμικό ενεργείας). Το δυναμικό αυτό μεταφέρεται μέσω του Νευράξονα στην προσυναπτική απόληξη, όπου και αλλάζει την συγκέντρωση Ca^{2+} . Λόγω αυτού απελευθερώνονται κυστίδια νευροδιαβιβαστών στο συνοπτικό χάσμα από ειδικούς υποδοχείς, που προσδένονται στο προσυναπτικό κύτταρο. Η μεταφορά αυτή των διαβιβαστών προκαλεί αλλαγές στην χημική και ηλεκτρική ισορροπία του κυττάρου με αποτέλεσμα να εγείρει δυναμικό ενεργείας στο προσυναπτικό κύτταρο.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Σε ορισμένους νευρώνες η επικοινωνία μπορεί να πραγματοποιηθεί και με ηλεκτρική διαβίβαση στο συνοπτικό χάσμα. [30,31]



Εικόνα 3.3 Δυναμικό δράσης νευρώνα <https://el.wikipedia.org/>

Με βάση τα παραπάνω, και θεωρώντας ότι η πυκνότητα ρεύματος σε βιολογικό ιστό μπορεί να περιγραφεί μέσω του νόμου του Ohm, έχουμε την παρακάτω σχέση:

$$\mathbf{J} = \vec{\mathbf{E}} \cdot \sigma \quad (33)$$

όπου,

\mathbf{E} το ηλεκτρικό πεδίο στο οποίο βρίσκεται ο ιστός και
 σ η ηλεκτρική αγωγιμότητα του ιστού.

Αν υποθέσουμε ότι ο ιστός έχει ταχύτητα $v \neq 0$ και περιβάλλεται από μαγνητικό πεδίο \mathbf{B} , τότε η πυκνότητα ρεύματος μετασχηματίζεται ως εξής:

$$\mathbf{J} = \sigma \cdot (\vec{\mathbf{E}} + \mathbf{v} \times \vec{\mathbf{B}}) \quad (34)$$

Το $(\mathbf{v} \times \vec{\mathbf{B}})$ μπορεί να αναφερθεί ως ένα επαγόμενο ηλεκτρικό πεδίο λόγω κίνησης, το οποίο μπορεί να προκαλέσει αλλαγή στο ηλεκτρικό δυναμικό της μεμβράνης των κυττάρων. Αν το ρεύμα που επάγεται είναι αρκετό ώστε να εκπολώσει τα κύτταρα, τότε παράγεται δυναμικό δράσης και αυτά διεγείρονται.

Σύμφωνα με αρκετές μελέτες που έχουν γίνει τα τελευταία χρόνια για το αν η ένταση του στατικού μαγνητικού πεδίου μπορεί να εγείρει δυναμικά δράσης, έδειξε ότι μέχρι και σε 8T MRI το επαγόμενο ρεύμα στην κυτταρική μεμβράνη ήταν μικρότερο από το κατώφλι διέγερσης. Παρόλα αυτά έχουν παρατηρηθεί σε μερικούς εξεταζόμενους διέγερση των περιφερικών νεύρων, ενεργοποίηση του οπτικού νεύρου και των κυττάρων μεταξύ αμφιβληστροειδούς και οπτικού νεύρου και παρεμβολή στην μνήμη εργασίας. Βέβαια τα παραπάνω δεν ανήκουν στις συχνές παρενέργειες και δεν έχουν αποδειχθεί μέχρι στιγμής επικίνδυνα για τον άνθρωπο.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Κάποιες αλλοιώσεις που έχουν παρατηρηθεί στις κορυφές δυναμικών σε ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) και σε ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG) με παρουσία ισχυρών μαγνητικών πεδίων, αποδείχθηκαν ότι δεν έγιναν λόγω ενεργοποίησης κυττάρων ή λόγω κάποιας αλλαγής στην λειτουργία τους, αλλά εξαιτίας της ηλεκτροκινητικής δύναμης (EMF) της αιματικής ροής.

Ακόμη, σημαντικές αλλαγές ζωτικής σημασίας δεν έχουν παρατηρηθεί στα πλαίσια της κλινικής μαγνητικής τομογραφίας. Τα πιο κοινά περιστατικά διέγερσης νευρώνων με πιθανότητα εμφάνισης < 0.05 είναι ναυτία και ίλιγγος για πεδία έκθεσης μεταξύ 1.5 – 4 T. Πονοκέφαλος, λόξιγκας, μούδιασμα δεν έχουν παρατηρηθεί με κάποια στατιστική αναφορά. Ωστόσο το μούδιασμα, δεν είναι εύκολο να θεωρηθεί ως παρενέργεια του μαγνητικού πεδίου, μιας που ο χρόνος απεικόνισης μπορεί να ξεπεράσει τα 30 λεπτά ακινησίας. Φαίνεται να γίνονται πιο συχνά σε ψηλότερα πεδία $\sim 4T$, χωρίς να υπάρχει μεγάλο ποσοστό εμφάνισης, αλλά και χωρίς να θεωρούνται επικίνδυνα για την υγεία του εξεταζόμενου. [16,17]

3.7 Μεταλλικά Εμφυτεύματα

Το εμφύτευμα είναι ένα φυσικό ή τεχνητό υλικό το οποίο τοποθετείται σε έναν εν ζώη οργανισμό, μέσω χειρουργικής επέμβασης. Τα εμφυτεύματα μπορούν να χωριστούν σε δυο μεγάλες οικογένειες ανάλογα την λειτουργία τους. Τα παθητικά εμφυτεύματα και τα ενεργά. Παθητικά, λέγονται τα εμφυτεύματα τα οποία είτε υποστηρίζουν μια βιολογική διεργασία (διέλευση υγρών μέσω αυτών), ή απλώς έχουν ένα στηρικτικό / διαχωριστικό ρόλο (εμφύτευμα για την διόρθωση της σπονδυλικής στήλης). Από την άλλη, τα ενεργά εμφυτεύματα χαρακτηρίζονται από ηλεκτρικά χαρακτηριστικά. Επιτρέπουν δια αυτών την διέλευση ρεύματος, καταναλώνουν ισχύ για την λειτουργία τους και υποστηρίζουν κάποια/ες βιολογικές διαδικασίες (νευροδιεργέτης, απινιδωτής). Τα παραπάνω εμφυτεύματα εκτός από τον διαχωρισμό σε παθητικά και ενεργά, μπορούν να χωριστούν με βάση την οικογένεια υλικών και τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά τους. Έτσι έχουμε τα μεταλλικά και τα μη μεταλλικά εμφυτεύματα. Ένα ενδιαφέρον κομμάτι με τα μεταλλικά εμφυτεύματα και κυρίως τα παραμαγνητικά, είναι ότι η αλληλεπίδραση των μαγνητικών πεδίων με αυτά, όχι μόνο είναι υπαρκτή, αλλά ανάλογα το υλικό, την ένταση και την μεταβολή των πεδίων μπορεί να γίνει και αρκετά ισχυρή.[32]

Η κύρια αιτία ανάπτυξης / αύξησης της θερμοκρασίας στα αγωγίμα υλικά περιεγράφηκε αρχικά από τον James Joule και στη συνέχεια επεκτάθηκε από άλλους στα μεταλλικά εμφυτεύματα και στους ιστούς των εξεταζόμενων που τα διαθέτουν.

Η Αρχή διατύπωσης του νομού του Joule αναφέρεται στο εξής:

Η παραγόμενη θερμότητα λόγω ηλεκτρικού ρεύματος σε ένα αγωγίμο υλικό είναι ανάλογη της αντίστασης του υλικού, ανάλογη του χρόνου που το υλικό διαρρέεται από ρεύμα και ανάλογη του τετραγώνου του ηλεκτρικού ρεύματος.

$$Q = I^2 \cdot R \cdot t \quad (35)$$

Όπου,

Q – Θερμοτητα

R – Αντίσταση

t – Χρονική διάρκεια

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Ακόμη από το φαινόμενο Joule γνωρίζουμε πως η θερμότητα που μεταφέρεται σε ένα σώμα είναι ανάλογη της μάζας του επί την διαφορά της θερμοκρασίας του επί τον συντελεστή c .

$$Q = c \cdot m \cdot \Delta\theta \quad (36)$$

Όπου,

m – Μάζα

c – 4.200 J/(Kg·°C)

$\Delta\theta$ – Μεταβολή της θερμοκρασίας [33]

Προτού μεταβούμε στην ανάλυση των ενεργών και παθητικών μεταλλικών εμφυτευμάτων, είναι καλό να γίνει αισθητή η διαφορά μεταξύ των όρων:

- MRI ασφαλές (MR safety)
- MRI συμβατό (MR compatible)

Επιδιώκοντας να γίνουν καλύτερα κατανοητές οι διαφορές τους, παρουσιάζουμε τους δυο αυτούς ορισμούς αναλυτικά.

MRI ασφαλές:

Ένα αντικείμενο ή συσκευή η οποία χρησιμοποιείται σε περιβάλλον MRI έχει αποδειχθεί προς το παρόν, ότι δεν παρουσιάζει κανένα απολύτως κίνδυνο ούτε στον εξεταζόμενο / ασθενή ούτε κάποιο άλλο άτομο. Η συσκευή αυτή ίσως επηρεάσει την διαγνωστική αξία της εικόνας.

MRI συμβατό:

Το αντικείμενο ή η συσκευή διαθέτει ήδη ασφάλεια MRI. Επιπλέον, θα πρέπει να μην επηρεάζει σε σημαντικό βαθμό την διαγνωστική εικόνα και να μην αλλοιώνεται η λειτουργία της συσκευής.

Και για τις δύο περιπτώσεις, το κάθε αντικείμενο ή συσκευή που πιστοποιείται ως MR safety ή MR compatible, λαμβάνει ένα συγκεκριμένο set δοκιμών με συγκεκριμένες συνθήκες (πχ. ένταση μαγνητικού πεδίου ή και βαθμίδων, μεταβολές πεδίων βαθμίδας, υλικό κατασκευής, θερμική αγωγιμότητα). Οι συνθήκες δοκιμών για κάθε τύπο συσκευής είναι μοναδικές και δεν θα πρέπει να θεωρείται ένα υλικό MR συμβατό και ασφαλές για όλες τις συνθήκες μαγνητικών τομογράφων που είναι κλινικά διαθέσιμοι.

Συμπερασματικά η ασφάλεια έχει να κάνει με την δοκιμή των υλικών, αντικειμένων και εμφυτευμάτων ως προς την θερμότητα, την αλληλεπίδραση μαγνητικών πεδίων με αυτό και τα επαγόμενα ρεύματα, ενώ η συμβατότητα αναφέρεται σε όλα τα παραπάνω και ακόμη περιλαμβάνει την ποιότητα της τελικής εικόνας και στις ψευδενδείξεις (artifacts). Τέλος οι λειτουργικές πτυχές των συσκευών αν υπάρχουν θα πρέπει οπωσδήποτε να δοκιμάζονται. [34]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 3.4 Από τα αριστερά προς τα δεξιά απεικονίζονται: Σύμβολο ένδειξης ότι ένα αντικείμενο δεν θεωρείται ασφαλές για να εισέλθει στον χώρο του MRI, ένα αντικείμενο θεωρείται MRI συμβατό και ένα αντικείμενο θεωρείται MRI ασφαλές. <https://en.wikipedia.org/>

Στην συνέχεια θα αναφερθούν μερικά από τα πιο γνωστά εν χρήση μεταλλικά εμφυτεύματα και μερικές καινοτόμες διατάξεις, καθώς και οι επιδράσεις των εξεταζόμενων και των ισχυρών μαγνητικών πεδίων σε εξέταση MRI.

Οι ενότητες **3.8.1** με **3.8.4** αναφέρονται στα ενεργά μεταλλικά εμφυτεύματα. Όπως προαναφέρθηκε πρόκειται για διατάξεις που επιτελούν κάποιο λειτουργικό ή χωρικό ρόλο σε έναν οργανισμό. Τροφοδοτούνται με κάποια πηγή ισχύος και συνήθως τροφοδοτούν ένα τμήμα του οργανισμού είτε ηλεκτρικά είτε χημικά ή καταγράφουν την βίο - δραστηριότητα του. Η συμπεριφορά τέτοιων συσκευών εντός μαγνητικών πεδίων έχει αναλυθεί στο υποκεφάλαιο **3.7.1** με τους βηματοδότες. Αν μεταβούμε στην παραπάνω ενότητα θα δούμε ότι, σε τέτοιες διατάξεις λόγω των υλικών τους, το μαγνητικό του πεδίο ασκεί μια αρκετά μεγάλη δύναμη, ανάλογη της έντασης του. [29] Η δύναμη αυτή είναι τέτοιας έντασης ώστε να αλλάζει τις τελικές χωρικές συντεταγμένες του εμφυτεύματος. Επίσης, όπως με τα άτομα / μόρια, τα οποία προσανατολίζονται παράλληλα ή αντιπαράλληλα με τις δυναμικές γραμμές του πεδίου, έτσι μπορεί να κάνει και η διάταξη. Δηλαδή έχουμε μετατόπιση. Τέλος, λόγω των μεταλλικών αγώγιμων τμημάτων τους, είναι δυνατή η ανάπτυξη θερμοκρασίας τόσο στο εμφύτευμα, όσο και στους περιβάλλοντες ιστούς, μεγαλύτερη από το φυσιολογικό. Τα παραπάνω, μπορούν να εμφανιστούν και στα παθητικά εμφυτεύματα, με την διαφορά πως στα ενεργά με την ανακατανομή των ατόμων που τα αποτελούν μπορούν να μεταβληθούν ή και να τερματιστούν οι λειτουργίες τους. Το τελευταίο, θα μπορούσε να οδηγήσει τον εξεταζόμενο αν όχι στο να χάσει την ζωή του (πχ. ο τερματισμός ενός βηματοδότη θα οδηγήσει στην μη διέγερση και παύση της καρδιάς), σε μια πολύ κρίσιμη κατάσταση. [29,36]

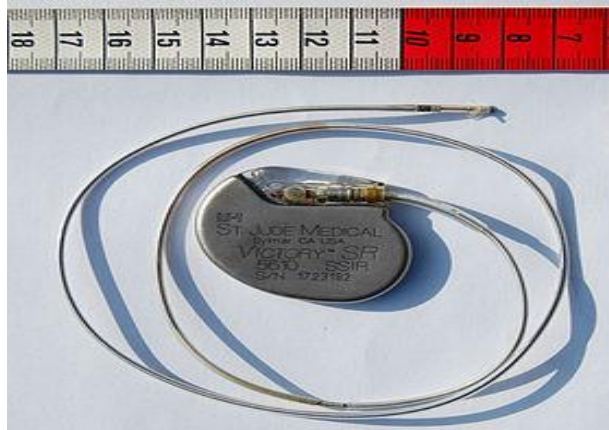
3.7.1 Βηματοδότες (PM)

Οι βηματοδότες (pacemakers) είναι κατάλληλες ηλεκτρονικές διατάξεις, οι οποίες χρησιμοποιούνται σε ασθενείς που πάσχουν από αρρυθμία. Οι πρώτοι βηματοδότες για πρώτη φορά χρησιμοποιήθηκαν το 1958 στην Σουηδία και από τότε έλαβαν μια τεράστια τεχνολογική πρόοδο τόσο ως προς τις διαστάσεις όσο κι προς τις ικανότητες που διαθέτουν. Οι σημερινοί βηματοδότες εκτός από την διέγερση του μυ της καρδιάς, έχουν την δυνατότητα να απάγουν ηλεκτρικά δυναμικά από την καρδιά και να καταγράψουν τον καρδιακό ρυθμό. Αυτό δίνει το πλεονέκτημα στο βηματοδότη να συγχρονίσει την συχνότητα διέγερσης της καρδιάς με βάση τον καρδιακό ρυθμό.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Η δομή ενός τυπικού βηματοδότη αποτελείται από:

1. Την γεννήτρια παλμών διέγερσης, μια μπαταρία συνήθως Li-I, Li⁻
2. Τα ηλεκτρόδια διέγερσης (αν ο βηματοδότης διαθέτει ηλεκτρόδια αλλιώς τον ειδικό καθετήρα με τον οποίο συνδέεται στον καρδιακό μυ για διέγερση)
3. Τον μικροεπεξεργαστή με το κύκλωμα μνήμης
4. Το κύκλωμα εκπομπής και λήψης δεδομένων
5. Το κύκλωμα ασύρματης φόρτισης (αν εκτείνονται ως εκεί οι δυνατότητες του βηματοδότη)
6. Το περίβλημα προστασίας. [35]



Εικόνα 3.5 Η παραπάνω εικόνα απεικονίζει ένα τυπικό εμφυτεύσιμο καρδιακό βηματοδότη. Φαίνεται το κέλυφος του βηματοδότη και το ηλεκτρόδιο διέγερσης σε σχέση με μία μεζούρα, ώστε να γίνει καλύτερα αντιληπτό το μικρό του μέγεθος. <https://en.wikipedia.org/>

Η εξέταση μαγνητικής τομογραφίας σε εξεταζόμενους που διαθέτουν καρδιακούς βηματοδότες, μπορεί να προκαλέσει αρκετές επιπλοκές και στην διάταξη την ίδια αλλά και στην κατάσταση της υγείας των εξεταζόμενων. Ο μαγνητικός τομογράφος χρησιμοποιεί ένα ομογενές και αρκετά μεγάλης έντασης μαγνητικό πεδίο (έως και 3T ή και 5T) για τον προσανατολισμό των πυρήνων στο σώμα των εξεταζόμενων. Λόγω της μεταλλικής κατασκευής του βηματοδότη, το μαγνητικό πεδίο του απεικονιστικού μηχανήματος έχει την δυνατότητα να μετακινήσει την διάταξη μέσα στο σώμα του εξεταζόμενου. Ως συνέπεια, πέρα από την ίδια την ενόχληση, έχει την πιθανότητα ο βηματοδότης να αποσυνδεθεί από το σημείο διέγερσης και η καρδιά να σταματήσει να λειτουργεί. Επιπλέον, το σύστημα μαγνητικής τομογραφίας κάνει χρήση ενός δεύτερου ηλεκτρομαγνητικού παλμού περιορισμένης διάρκειας (B1) καθώς και πηνία βαθμίδας (ταχέως μεταβαλλόμενα πεδία), τα οποία πέρα από τα άτομα στο σημείο διέγερσης θα αποπροσανατολίσουν και τα άτομα που αποτελούν το βηματοδότη. Έτσι όλη η διάταξη του θα αρχίσει να θερμαίνεται, το οποίο ίσως να οδηγήσει στην αναστολή και στην τροποποίηση της λειτουργίας του. Ακόμη, τα ηλεκτρόδια διέγερσης στους περισσότερους βηματοδότες είναι κατασκευασμένα από κάποιο μεταλλικό υλικό ή κράμα μετάλλου ή και ημιαγωγού. Η απόσταση του σημείου σύνδεσης του ηλεκτροδίου στον βηματοδότη και στο σημείο διέγερσης δεν θεωρείται αμελητέα, και με την εκπομπή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (H/M) από τα διάφορα πηνία, τα ηλεκτρόδια μπορούν να λειτουργήσουν ως κεραίες λήψης. Με το παραπάνω η θερμοκρασία των ηλεκτροδίων θα αυξηθεί, οδηγώντας στην αύξηση της θερμότητας τόσο του βηματοδότη όσο και του βιολογικού ιστού στον οποίο βρίσκονται τα ηλεκτρόδια. Ακόμη κι αν η λειτουργία του βηματοδότη δεν ανασταλεί, κάποια αλλαγή στο ρυθμό παλμών ρεύματος της καρδιάς είναι αρκετά αναμενόμενη.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Τέλος, από εξέταση MRI αρκετοί εξεταζόμενοι έχουν χάσει την ζωή τους, λόγω ανάγκης χρήσης βηματοδότη ή απινιδωτή. Παρόλα αυτά, αρκετοί είναι οι βηματοδότες όπου πριν την εξέταση δεν ανιχνεύονται από τα πεδία, και η μόνιμη ζημιά εμφανίζεται λίγο μετά το πέρας την εξέτασης.

Πίνακας 3.5 Επίπεδα ανοσίας προϊόντων σε μαγνητικά πεδία.

Προϊόν	Πρότυπο	Ανεπηρέαστο έως	Επηρεάζεται προσωρινά)
Εμφυτεύσιμος καρδιακός βηματοδότης	EN 45502-2-1:2003	1 mT	10 mT
Εμφυτεύσιμος απινιδωτής	EN 45502-2-2 :2008	1 mT	50 mT

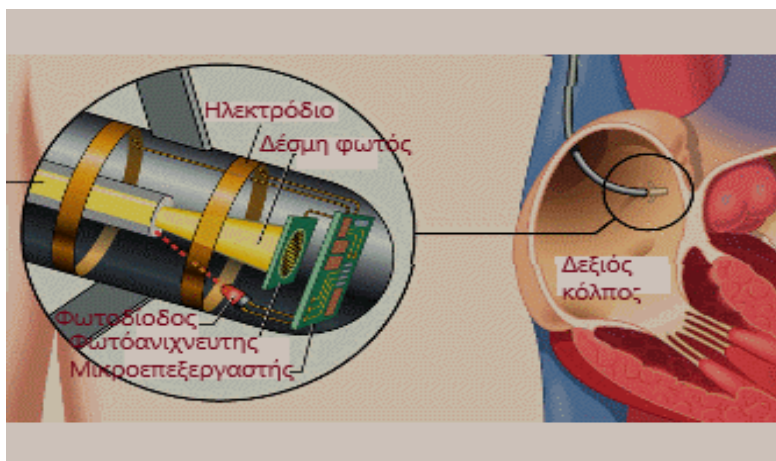
Παρατηρείται ότι και για τα δυο προϊόντα, τα όρια που αναφέρονται για τον καθόλου ή προσωρινό επηρεασμό είναι αρκετά χαμηλά, της τάξεως των λίγων χιλιοστών του Tesla ($10^{-3}T$). Γνωρίζοντας ότι οι μαγνητικοί τομογράφοι μπορούν να παράγουν πεδία από 0.064 T έως 7T, η αποφυγή τέτοιων εξετάσεων επιβάλλεται. [29]

Στις 22 Αυγούστου το 2002 οι Wilson Greatbatch, Patrick Connelly και Michael Weiner στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής “πατένταραν” μια διάταξη η οποία θα μπορούσε να προσφέρει σε άτομα με καρδιακό βηματοδότη, την δυνατότητα πραγματοποίησης εξέτασης μαγνητικής τομογραφίας. Η διάταξη αυτή είναι ένας ελέγξιμος, φορετός, MRI συμβατός καρδιακός βηματοδότης με καθετήρα, κάνοντας εφαρμογή μεταφοράς παλμού φωτός μέσω οπτικής ίνας. Η ονοματολογία που διαθέτει είναι η VOO, η οποία δηλώνει ότι διεγείρει μόνο την κοιλία, δεν υπάρχει αίσθηση ενδογενών ερεθισμάτων από καμία κοιλότητα και δεν ελκύεται καμία δράση από την αίσθηση ενδογενών ερεθισμάτων.

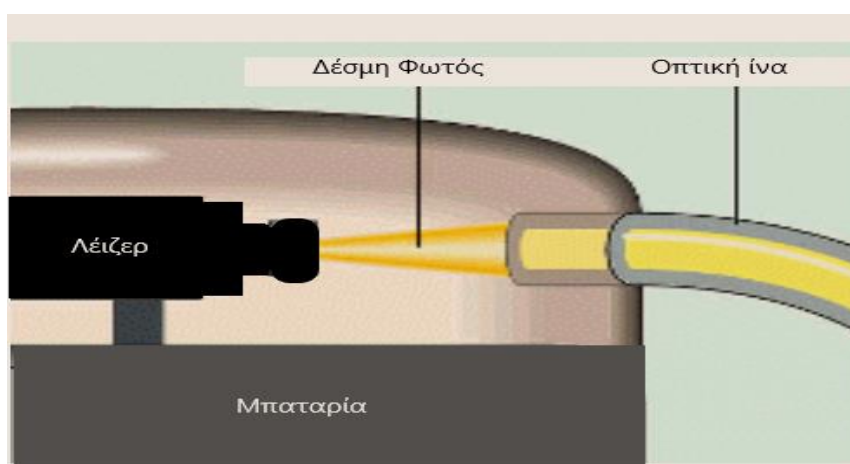
Η διάταξη αυτή αποτελείται από:

1. Μια εξωτερική πηγή
2. Ένα λείζερ ημιαγωγού [γάλλιο - αρσενικό (Ga-As)]
3. Έναν καθετήρα
4. Μια οπτική ίνα
5. Δυο τελικά ηλεκτρόδια διέγερσης (μια ακίδα και ένα δαχτυλίδι)
6. Ένα κύκλωμα μετατροπής φωτός σε ρεύμα
7. Το κύκλωμα διέγερσης

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 3.6 Το τελικό ηλεκτρόδιο του βηματοδότη με το κύκλωμα μετατροπής φωτός σε ηλεκτρική τάση 4Volts. (<https://www.kurzweilai.net/first-mri-compatible-pacemaker-designed>)



Εικόνα 3.7 Στην παραπάνω εικόνα φαίνεται εξωτερικό τμήμα του βηματοδότη. Η ρυθμισμένη πηγή λέιζερ με την μπαταρία γαλιού -αρσενικό και το κανάλι οδήγησης (οπτική ίνα) της δέσμης φωτός. (<https://www.kurzweilai.net/first-mri-compatible-pacemaker-designed>)

Η αντικατάσταση των παραδοσιακών μεταλλικών ηλεκτροδίων με οπτική ίνα εντός καθετήρα, απαλείφουν τον κίνδυνο να λειτουργήσουν ως κεραίες λήψης, καθώς και να θερμανθούν δημιουργώντας τα προβλήματα που αναφέρθηκαν στη προηγούμενη σελίδα. Το μέγεθος των μεταλλικών ηλεκτροδίων γίνεται αρκετά μικρό, τόσο όσο είναι αναγκαίο για να πραγματοποιηθεί διέγερση της καρδιάς. Μια εξωτερική πηγή τροφοδοτεί ένα λέιζερ ημιαγωγού και εν συνεχεία με την σειρά του παράγει παλμούς φωτός. Η οπτική ίνα μέσω του καθετήρα μεταφέρει τους παλμούς στα τελικά ηλεκτρόδια. Σε αυτά, υπάρχουν 6 κατάλληλοι φωτοδίοδοι συνδεδεμένοι σε σειρά, ώστε να παράγουν ως έξοδο 4 Volt, αρκετά για να διεγείρουν την καρδιά. Από τα ηλεκτρόδια διέγερσης, το δαχτυλιδιοειδές στο εσωτερικό του, αποτελείται από έναν μετατροπέα ισχύος, αντιστάσεις και πυκνωτές. Τέλος, και τα δυο ηλεκτρόδια είναι επιχρυσωμένα και αποτελούνται από χαλκό λεπτού τοιχώματος.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Το παραπάνω σύστημα επιβεβαιώθηκε ότι είναι MRI συμβατό και δεν επιφέρει επιπλοκές στον εξεταζόμενο για μαγνητικό τομογράφο έντασης 1.5T/64MHz (τομογράφο General Electric Systems) χρησιμοποιώντας ένα κυκλικά πολωμένο τεσσάρων καναλιών πηνίο λήψης και εκπομπής. Οι αλληλεπιδράσεις του μαγνητικού πεδίου στον βηματοδότη ήταν αρκετά μικρές και χωρίς κάποια ουσιαστική θέρμανση στην οπτική ίνα λόγω των πεδίων, ενώ η μέση μέτρηση του SAR έφτανε τα 1.5Watt/Kg. Πράγμα που καθιστά τον συγκεκριμένο βηματοδότη κατάλληλο για τοποθέτηση σε εξεταζόμενους που είναι αναγκαία η μαγνητική τομογραφία. Η τοποθέτηση του όμως, απαιτεί την αφαίρεση του ήδη εμφυτευμένου βηματοδότη, κάτι που θα επέφερε πιθανόν προβλήματα και επιπλοκές στο χειρουργείο. Ο εξωτερικός βηματοδότης με χρήση οπτικής ίνας είναι μια προσωρινή διάταξη ώστε να είναι δυνατή η εξέταση. Μέχρι στιγμής η μέση λειτουργία του εξωτερικού βηματοδότη δεν έχει παρουσιάσει κάποιο πρόβλημα ή δυσλειτουργία στους εξεταζόμενους, για μαγνητικούς τομογράφους έως και 1.5T. Για μεγαλύτερης έντασης κυρίου μαγνητικού πεδίου δεν έχει διεξαχθεί σημαντικός αριθμός ερευνών.

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα της συσκευής αυτής είναι ότι εκτός από την βοήθεια που προσφέρει σε άτομα που έχουν ανάγκη την υποστήριξη καρδιακής λειτουργίας μέσω βηματοδότη, είναι και η υποστήριξη σε συστήματα νευροδιέγερσης σε περιοχές του εγκεφάλου άλλα και σε εμφυτεύσιμα συστήματα όρασης. [34,36,37]

3.7.2 Νευροδιεγερτικές Συσκευές Εγκεφάλου (DBS)

Οι συσκευές διέγερσης σε βάθος εγκεφάλου (Deep Brain Stimulation device - DBS), είναι χειρουργικά τοποθετημένες διατάξεις με σκοπό την διέγερση σημείων του εγκεφάλου, ώστε να καταπολεμηθούν διάφορες ασθένειες όπως το Parkinson (PD), η δυστονία, το σύνδρομο Tourette (TS), essential tremor (ET). Αυτό, προαπαιτεί μια εμφυτεύσιμη διάταξη που θα διαθέτει τουλάχιστον ένα προγραμματισμένο διεγέρτη και τα ηλεκτρόδια διέγερσης. Αρκετά από τα προβλήματα αλλά και λύσεις που είδαμε στην ενότητα **3.7.1** εμφανίζονται και στα DBS.

Τα ηλεκτρόδια διέγερσης είναι αρκετά πιθανόν να θερμανθούν δημιουργώντας μερική ή ολική καταστροφή στους περιβάλλοντες ιστούς, ή και μη επιθυμητές διεγέρσεις. Η θέρμανση των ιστών, είναι δυνατόν να οδηγήσει σε προσωρινές αλλά και μόνιμες εγκεφαλικές βλάβες, ακόμη και στην φυτική κατάσταση, όπου με την σειρά της μπορεί να προκαλέσει θανατικά επεισόδια. Ακόμη ορισμένοι ασθενείς, έχουν αναφέρει παροδικές δυστονίες, βαλλισμό ποδιού, οσφυϊκής μοίρας και σπονδυλικής στήλης.

Πέρα από την θέρμανση των ηλεκτροδίων και του συστήματος διέγερσης, υπάρχει η μετατόπιση και η στρέψη του εμφυτεύματος. Αυτή, θα μπορούσε λόγω της μετακίνησης να 'πληγώσει' τμήμα ιστών και αγγείων και να προκαλέσει αλλαγή στο σημείο διέγερσης του εγκεφάλου. Επιπλέον, η διάταξη είναι ενεργό εμφύτευμα το οποίο τροφοδοτείται και τροφοδοτεί, επομένως η έκθεση σε ισχυρά πεδία πάνω από τα όρια αντοχής, θα εμφάνιζε επιπλοκές στην λειτουργία της και αλλά και στην κατάσταση τους ασθενούς.

Έρευνα που πραγματοποιήθηκε από την ομάδα μελέτης DBS του Εθνικού Ιδρύματος Πάρκινσον (NPF) για να διερευνηθεί η αλληλεπίδραση διατάξεων DBS με τις εξετάσεις μαγνητικής τομογραφίας, έδειξε ενδιαφέροντα αποτελέσματα. Η έρευνα προοριζόταν για κέντρα Αριστείας (Centres of Excellence - COEs) για το αν κάνουν χρήση μαγνητικής τομογραφίας σε ασθενείς με DBS πάσχοντας από Πάρκινσον.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Σε αυτούς στάλθηκε μια ‘δήλωση – ερωτηματολόγιο’ το οποίο έπρεπε να απαντήσουν. Τα κέντρα που συμμετείχαν στην έρευνα ήταν 42 (28 από τις Η.Π.Α., 5 από τον Καναδά, 5 από την Ευρώπη και 1 από την Αυστραλία και την Ασία). Η έρευνα ολοκληρώθηκε κατά 95% (το 5% που δεν συμμετείχε, δεν είχε κάποιο ιδιαίτερο λόγο). Τα αποτελέσματα της ήταν τα εξής :

Το **58%** εκτελεί μαγνητική τομογραφία σε ασθενείς με DBS.
Το **7,5%** εκτελούσε στο παρελθόν μαγνητική τομογραφία σε ασθενείς με DBS.
Το **13%** εκτελεί μαγνητική τομογραφία σε ασθενείς με DBS αλλά όχι στον εγκέφαλο.
Το **0,5%** εκτελεί μαγνητική τομογραφία σε ασθενείς με DBS στην αυχενική μοίρα.
Το **11%** εκτελεί μαγνητική τομογραφία σε ασθενείς με DBS σε μέρη του σώματος.
Το **5%** εκτελούσε στο παρελθόν μαγνητική τομογραφία σε ασθενείς με DBS αλλά όχι στον εγκέφαλο. [38]

Οι λόγοι που το 42% δεν εκτελεί μαγνητική τομογραφία σε ασθενείς με DBS, ήταν :

1. Κατευθυντήριες οδηγίες και προειδοποιήσεις.
2. Αναβολή εξέτασως στο εξωτερικό τμήμα.
3. Η ευθύνη των ειδικών και η ασφάλεια των εξεταζόμενων.
4. Δεν υπήρχε ενεργό πρόγραμμα DBS.
5. Δεν υπήρχε διαθέσιμος μαγνητικός τομογράφος.
6. Ανησυχία για την ασφάλιση και αποζημίωση σε περίπτωση προβλήματος.

Το πλήθος των ασθενών που είχαν λάβει εξέταση μαγνητικής τομογραφίας ήταν 3304, ενώ οι 177 δεν συσχετιζόνταν με μαγνητική εγκεφάλου. Το σύνολο των μαγνητικών απεικονίσεων ήταν :

- Λιγότερες από 50 (12 κέντρα)
- 50 – 200 (7 κέντρα)
- 200 – 400 (5 κέντρα)
- Περισσότερες από 400 (2 κέντρα)
- Περισσότερες από 100 (1 κέντρο)

Η ένταση πεδίου MRI ήταν 1.5T εκτός από έναν που ήταν 1T και ο αριθμός των τομογράφων ήταν 26 (Siemens - 9 , Philips - 1 , General Electric – 1, Πολλαπλά: Siemens + GE – 4, GE + Philips - 2). Εφαρμόστηκαν διάφορες ακολουθίες όπως οι : T1 – FLAIR, Flair, T1-mpage, T2 TSE και άλλες. Παρατηρήθηκε μόνο μια επιπλοκή σε ένα σύστημα της General Electric 1.5T, όπου η γεννήτρια παλμών DBS δεν λειτουργούσε σωστά. Περαιτέρω πληροφορίες δεν δόθηκαν και μετά την αντικατάσταση της συσκευής στον ασθενή δεν εμφανίστηκαν νευρολογικά προβλήματα. [38]

Τα κέντρα που πραγματοποίησαν εξέταση MRI σε ασθενείς με DBS ανέφεραν ότι υπήρχε ασφάλεια, χωρίς κάποιο παρατηρήσιμο κίνδυνο. Οι 20 από αυτούς θα έκαναν εξέταση μόνο αν υπήρχε πηνίο κεφαλής εκπομπής - λήψης ενώ οι 15, αν ο εξοπλισμός είχε ελεγχθεί από την Medtronic (εταιρεία εξειδίκευσης σε DBS) και θεωρείτο ασφαλής. Οι 19 υποστηρίζαν την εξέταση ακόμη και με αλλαγή στην γεννήτρια παλμών (IPG) στην κοιλία ή στην συνηθισμένη υποκλαδική θέση. [38]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Και τα 24 κέντρα απενεργοποίησαν τον διεγέρτη, ενώ τα 23 από αυτά ρύθμισαν το πλάτος στα 0.0V και 2 από αυτούς ρύθμισαν την IPG σε διπολική διαμόρφωση. Τα 18 κέντρα έλεγξαν την αντίσταση και το ρεύμα διαρροής και μόνο 13 κέντρα έλαβαν την συγκατάθεση των εξεταζόμενων για τις εξετάσεις. [38]

Τέλος τα τρέχοντα πρότυπα ασφαλείας συνιστούν μαγνητικούς τομογράφους εντάσεως 0.5T έως 1.5T και με δείκτη SAR 0.1W/Kg. Άλλες μελέτες πραγματοποιήθηκαν σε Flour COEs σε 405 ασθενείς με 746 εμφυτεύματα DBS και με 1071 συνολικές σαρώσεις. Ανεπιθύμητα συμβάντα δεν παρατηρήθηκαν παρόλο που ο δείκτης SAR ήταν μεταξύ 0.1W/Kg έως 3.0W/Kg, θεωρώντας έτσι το 0.1W/Kg ως υπερβολικά χαμηλό δείκτη. [38]

Δυστυχώς όμως ο συνολικός αριθμός των δεδομένων δεν επαρκεί ακόμη και σήμερα ώστε να δώσει μια σαφή και σίγουρη απάντηση, αν άτομα με DBS μπορούν να είναι απόλυτα ασφαλή κάτω από ισχυρά μαγνητικά πεδία (αναφέρονται για πεδία μικρότερα των 1.5T και όχι μεγαλύτερα). [38]

Να σημειωθεί ότι οι εξετάσεις MRI σε ασθενείς με DBS-PD δεν πραγματοποιήθηκαν την περίοδο που άρχισε η έρευνα από το NFS και στάλθηκαν τα ερωτηματολόγια. Αναφέρονται στις κλινικές πράξεις των προηγούμενων ετών. [38]

3.7.3 Εμφυτεύσιμος Διεγέρτης Σπονδυλικής Συνένωσης (SCS)

Η σπονδυλική συνένωση ή σύντηξη είναι μια χειρουργική διαδικασία κατά την οποία ενώνονται δυο ή περισσότεροι σπόνδυλοι. Μπορεί να πραγματοποιηθεί σε οποιοδήποτε σημείο της σπονδυλικής στήλης, δηλαδή στο αυχενικό, θωρακικό και οσφυϊκό τμήμα. Η χρήση της έχει ως σκοπό την ανακούφιση του πόνου σε κάποιο σημείο της σπονδυλικής στήλης που δημιουργείται από την φθορά των χόνδρων ανάμεσα στους σπονδύλους. Η κλασσική διαδικασία πραγματοποιείται με μεταλλικές πλάκες, ράβδους και βίδες. Όμως τα τελευταία χρόνια, γίνεται η χρήση ενεργού μεταλλικού εμφυτεύματος για να προκαλέσει διέγερση και ανάπτυξη των οστών, η οποία βοηθά σημαντικά την σπονδυλική συνένωση. [39]

Το σύστημα διέγερσης σπονδυλικής σύντηξης (Spinal Cord Stimulator - SCS) ή Dorsal Column Stimulator -DCS) αποτελείται από μια γεννήτρια παλμών και μια μπαταρία, τοποθετημένα εντός ενός κελύφους τιτανίου με τα ηλεκτρόδια διέγερσης. Τα τελευταία εισάγονται κοντά στην περιοχή της σπονδυλικής στήλης που χρειάζεται συνένωση. Τα ηλεκτρόδια είναι ενσωματωμένα σε μοσχεύματα οστών και με τυπικό χρόνο σε ισχύ 6-6.5 μήνες.

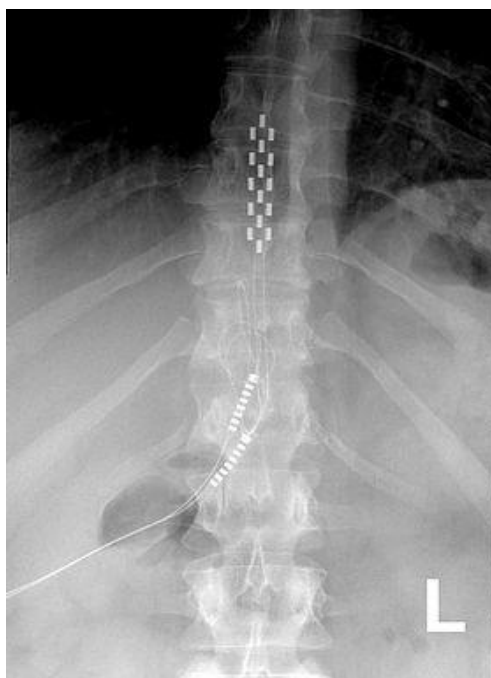
Ο Αμερικάνικος Οργανισμός Τροφίμων και Φαρμάκων (US FDA), ενέκρινε τέτοιες διατάξεις ως MRI safety, εφόσον ακολουθείται ένα σύνολο συγκεκριμένων οδηγιών. Οι οδηγίες αυτές παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Πίνακας 3.6 Κατευθυντήριες οδηγίες από τον US FDA για την χρήση MRI σε εξεταζόμενο με εμφυτεύσιμο διεγέρτη σύντηξης σπονδυλικού οστού.

A/A	Προϋποθέσεις
1.	Κατά την χειρουργική τοποθέτηση, το εμφύτευμα θα πρέπει να τοποθετείται όσο το δυνατόν πιο μακριά από το νωτιαίο κανάλι και το οστικό μόσχευμα, ώστε να μειωθεί η πιθανότητα τα αντικείμενα να επηρεάσουν την περιοχή ενδιαφέροντος.
2.	Οι κάθοδοι του εμφυτεύματος να είναι τοποθετημένοι τουλάχιστον 1 εκ. μακριά από τις νευρικές ρίζες, ώστε να μειωθεί η νευρική διέγερση.
3.	Πριν την εξέταση MRI θα πρέπει να γίνει κλασική ακτινογραφία, για να βεβαιωθεί ο ιατρός ότι το εμφύτευμα δεν έχει μετακινηθεί και δεν υπάρχουν θραύσματα ηλεκτροδίων. Αν δεν μπορεί να προσδιοριστεί με αξιοπιστία, τότε στην διαδικασία της εξέτασης MRI θα πρέπει να ληφθούν οι πιθανοί κίνδυνοι και η πιθανότητα ανάπτυξης μεγάλης θερμοκρασίας στα ηλεκτρόδια.
4.	Η ένταση του πεδίου του μαγνητικού τομογράφου δεν θα πρέπει να ξεπερνά τα 1.5T και να γίνονται μόνο τεχνικές συμβατικής απεικόνισης, δηλαδή ακολουθίες : spin echo, turbo spin echo, fast spin echo, gradient echo pulse. Παλμικές ακολουθίες ή συνθήκες που έχουν έκθεση υψηλών επιπέδων ενέργειας RF (να υπερβαίνει ολόκληρο το σώμα ο ρυθμός ειδικής απορρόφησης 1,0 W / Kg) ή η έκθεση σε πεδία ενέργειας είναι μεγαλύτερη των 20 T/s (π.χ. Echo Planar Imaging) ή οποιαδήποτε άλλη συμβατική τεχνική MR, να αποφεύγεται.
5.	Συνεχής παρακολούθηση ασθενών κατά την απεικόνιση για αίσθηση θέρμανσης, εγκαύματος, νευροφυτικής διέγερση ή απλής διέγερσης.

[34]



Εικόνα 3.8 Εμφυτευμένο σύστημα διέγερσης για σπονδυλική σύντηξη.

<https://en.wikipedia.org>

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

3.7.4 Συσκευή Έγχυσης Φαρμακευτικής Αγωγής (DDS)

Οι συσκευές έγχυσης φαρμακευτικής αγωγής (Drug Delivery Device -DDD ή Drug Delivery System - DDS), είναι διατάξεις όπου ο ρόλος τους είναι μεταφορά κάποιου συγκεκριμένου φαρμάκου σε ένα σημείο του σώματος. Τέτοιες διατάξεις μπορούμε να συναντήσουμε για την χορήγηση διαφόρων φαρμάκων, για την καταστολή του πόνου στην σπονδυλική στήλη, για την καταστολή του μετεγχειρητικού και μαιευτικού πόνου, για την χορήγηση ινσουλίνης ή γλυκόζης στο αίμα κ.α. [40]

Για να επιτευχθεί αυτός ο στόχος αλλά και ο ασθενής να νιώθει άνετα και ανεξάρτητος, τέτοιες συσκευές γίνονται φορητές, καμιά φορά και φορετές είτε για μικρό είτε για μεγάλο χρονικό διάστημα. Ανάλογα την συσκευή και την θεραπεία, αυτή, μπορεί να είναι εξωτερική ή εμφυτεύσιμη με ή χωρίς δυσκολία στην αποδέσμευσή της. Ο,τι από τα παραπάνω και αν ισχύει, αρκετές φορές κατά τη διάρκεια της μαγνητικής τομογραφίας ο ασθενής δεν μπορεί να διακόψει την αγωγή ή η αφαίρεση της διάταξης είναι δύσκολη. [40]

Οι επιδράσεις των πεδίων δεν διαφοροποιούνται σε αυτήν την κατηγορία εμφυτεύσιμων συσκευών, δηλαδή η θέρμανση, η ροπή στρέψης, η μετατόπιση, η αλλοίωση στον χρόνο ζωής της μπαταρίας, η απορρύθμιση και η αναστολή λειτουργίας γίνονται πιθανά σενάρια ανάλογα με τις εκάστοτε αλληλεπιδράσεις της συσκευής και του μαγνητικού συστήματος. [40]

Για να κριθεί σωστά, αν μια συσκευή είναι κατάλληλη για χρήση εντός μαγνητικού τομογράφου, όλες οι μελέτες θα πρέπει να αφορούν την συγκεκριμένη διάταξη σε σχέση με ένα σύνολο συγκεκριμένων προδιαγραφών MRI. Προφανώς, τα συστήματα MRI είναι περισσότερα από ένα, όπως και οι εμφυτεύσιμες διατάξεις. Αυτό καθιστά την ανάλυση και την εξέταση των συσκευών αδύνατη στην παρούσα διπλωματική εργασία. Δεν θα ήταν όμως σωστό να αναφερθούμε γενικά για αυτές τις συσκευές, διότι τα σενάρια κινδύνου μπορεί να είναι πολλά. Γι' αυτό το λόγο, το κύριο θέμα αυτής της ενότητας θα εστιάσει γύρω από το SynchronMed II (της εταιρείας Medtronic), μια διάταξη έγχυσης φαρμακευτικής αγωγής δια μέσω των ινών του εγκεφαλονωτιαίου υγρού στην σπονδυλική στήλη για την μείωση των πόνων και των σπασμών. [40]



Εικόνα 3.9 Συσκευή έγχυσης φαρμακευτικής αγωγής (SynchronMed II) στην σπονδυλική στήλη της εταιρείας Medtronic Inc. (Πηγή: Medtronic Inc. <https://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/neurological/drug-infusion-systems/synchronmed-ii.html>.)

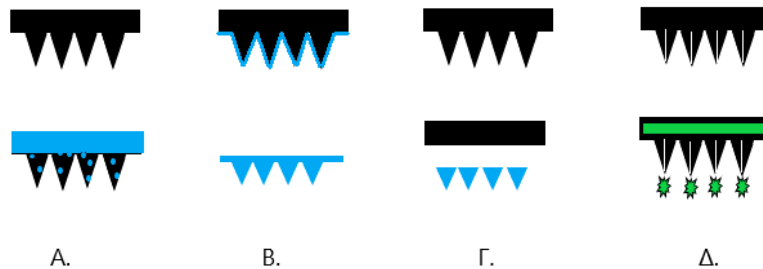
Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Η προαναφερθέν διάταξη έχει δοκιμαστεί εμφυτευμένο στο κοιλιακό τοίχωμα εθελοντών σε μαγνητικό τομογράφο 1.5 T και οι ηλεκτρικές και μηχανικές ιδιότητες της συσκευής δεν εμφάνισαν καμία απολύτως αλλαγή. Ακόμη, το υπολογιστικό της τμήμα, η μνήμη και το κύκλωμα ρύθμισης έγχυσης φαρμάκου δεν επηρεάστηκε καθόλου από τα μαγνητικά πεδία. Η ίδια εταιρεία, προτείνει την επαλήθευση της ορθής λειτουργίας της συσκευής με ειδικό προγραμματιστή, όπου αν έχουν γίνει αλγοριθμικές αλλαγές, η συσκευή θα ηχήσει. Παρόλα αυτά, τυχόν αλλαγές στη μνήμη της συσκευής (μηχανικά σφάλματα), δεν θα είναι δυνατόν να ανιχνευθούν. [40]

Αν μια από τις περιπτώσεις δυσλειτουργίας που άγεται στον ρυθμό της έγχυσης, δεν είναι δυνατή η σωστή αυτόματη ρύθμιση, ίσως να αποδειχθεί ριψοκίνδυνη και θανατηφόρα για τον ασθενή κατά την διάρκεια της εξέτασης ή και μετά. [40]

Στην περίπτωση χρήσης διαφορετικής έντασης πεδίου όπως 0.3T με 0.4T η συχνότητα λειτουργίας του MRI πιθανόν να επηρέαζε την συχνότητα επικοινωνίας του πομπού – δέκτη της εμφυτεύσιμης συσκευής. Σε μεγαλύτερη ένταση τομογράφων, η ασκούμενη δύναμη από τους μαγνήτες ίσως να μετακινούσε τη συσκευή και να την έφτανε σε μια κατάσταση δυσλειτουργίας. [40,41]

Μια καινοτομία στον χώρο της έγχυσης φαρμακευτικής αγωγής μερικων προϊόντων, που υπόσχεται να βοηθήσει ασθενείς με τέτοιες ανάγκες είναι τα αυτοκόλλητα έμπλαστρα με μικροβελόνες (microneedles patch). Αυτές διαθέτουν ποσότητα φαρμακευτικής αγωγής στις μικροβελόνες ή και οι ίδιες οι βελόνες είναι βιοδιασπώμενες εμποτισμένες με την φαρμακευτική αγωγή, ώστε αυτή να χορηγηθεί σε ένα χρονικό διάστημα. Επίσης είναι συμβατές με σύστημα MRI, αφού δεν αποτελούνται ούτε από ηλεκτρονικά κυκλώματα ούτε από μεταλλικά μέρη. [42]



Εικόνα 3.10 Τέσσερις τρόποι έγχυσης φαρμάκων των δερματικών εμπλάστρων με μικροβελόνες. Α. Συμβαγείς δερματικά έμπλαστρα που ‘σπρώχνουν’ τις φαρμακευτικές μικροβελόνες Β. Στρώμα φαρμάκου με δυνατότητα αποχώρησης από την σταθερή βάση Γ. Βιοαποικοδομήσιμες μικροβελόνες, Δ. Μικροβελόνες με σπή για την έγχυση φαρμάκου.

Οι ενότητες 3.7.5 με 3.7.10 αναφέρονται στα παθητικά μεταλλικά εμφυτεύματα. Όπως αναφέρθηκε στην αρχή, τα παθητικά μεταλλικά εμφυτεύματα έχουν ένα στηρικτικό / διαχωριστικό ρόλο στον οργανισμό μας. Δηλαδή η ύπαρξη ισχύος σε αυτά από κάποια πηγή ή και η παραγωγή ισχύος από αυτά δεν είναι εφικτή. Και σε αυτήν την κατηγορία, τα εμφυτεύματα μπορούν να θερμανθούν, να μετατοπιστούν και να λειτουργήσουν σαν κεραίες λήψης – εκπομπής. Οι ασθενείς που διαθέτουν τέτοιες εμφυτεύσιμες διατάξεις δεν κινδυνεύουν από την αναστολή ή την απορρύθμιση τους όταν τεθούν σε ισχυρά μαγνητικά πεδία.

3.7.5 Ενδοφθάλμιοι Φακοί (IOL)

Η μαγνητική τομογραφία παρέχει οπτική απεικόνιση σε βάθος ολόκληρου του οφθαλμού σε οποιοδήποτε επιθυμητό ανατομικό επίπεδο, χωρίς να εμποδίζει την διοφθαλμική όραση και επιτρέπει την έρευνα των υποδομών υποδοχής του ματιού. Παρόλο που οι συνηθέστεροι μαγνητικοί τομογράφοι είναι 1.5 T και 3 T, έχει φανεί ότι τα συστήματα υψηλότερων πεδίων, όπως των 7 T μπορεί να πετύχουν υψηλότερο λόγο σήματος προς θόρυβο (Signal to Noise Ratio - SNR) στην εικόνα. Ακόμη, μπορεί να χρησιμοποιηθούν τέτοια συστήματα για να βελτιώσουν την χωρική ανάλυση. Υψηλή ανάλυση, καθίσταται ως ένα σημαντικό εργαλείο για την απεικόνιση των δομών του οφθαλμού και του αμφιβληστροειδούς, που πλεονεκτεί από τις συμβατικές μεθόδους απεικόνισης όπως, ο υπέρηχος, μερική συμβολομετρία συνοχής και οπτική τομογραφία συνοχής που έχουν περιορισμένη διείσδυση μέσω των οφθαλμικών δομών. [43]

Μια οικογένεια εμφυτευμάτων που χρησιμοποιείται αρκετά τα τελευταία χρόνια είναι οι ενδοφθάλμιοι φακοί (IntraOcular Lenses - IOL). Τέτοιοι φακοί, μπορεί να περιέχουν κάποια μεταλλικά τμήματα και βαφές διαφόρων χρωμάτων με βάση τα οξείδια του σιδήρου. [43]

Τα IOL, δοκιμασμένα σε ένταση πεδίου 7T, έχουν θεωρηθεί αρκετά από αυτά ασφαλές και συμβατά με την μαγνητική τομογραφία. Η αλήθεια είναι, ότι η αύξηση της θερμοκρασίας στον περιβάλλοντα ιστό, η μετατόπιση και η στρέψη που πραγματοποιούν κατά την εξέταση, όχι μόνο δεν υπερβαίνουν τα όρια, αλλά είναι συγκρίσιμα με ένα φυσιολογικό οφθαλμό χωρίς IOL. Όμως, το κατά πόσο θα μπορούσε να αλλάξει η θέση ή η θερμοκρασία των φακών, εξαρτάται κυρίως, από την κατασκευή των φακών, το επαγωγικό ρεύμα, το μέγεθος και το σχήμα. Η υπερβολική αύξηση της θερμοκρασίας σε τέτοια εμφυτεύματα θα ήταν πιο πιθανή αν αυτά, είχαν μια επιμήκη διαμόρφωση ή και ενεργοποιούνταν ηλεκτρονικά, κάτι το οποίο δεν συμβαίνει στην πράξη. Όσον αφορά στις ψευδενδείξεις που μπορούν να δημιουργούν, φαίνεται ότι πιο ικανά είναι τα IOL με μεταλλικά στοιχεία και όχι με κάποιου είδους βαφή. Δυστυχώς, οι μελέτες των IOL's σε ισχυρά πεδία (ή τουλάχιστον μεγαλύτερα από 1T), δεν καταλαμβάνουν ένα κατάλληλο εύρος αποτελεσμάτων, ώστε να διασφαλιστεί τελείως η ασφάλεια τους. Μέχρι στιγμής όμως, τα ευρήματα των ερευνών παραμένουν θετικά. [43]

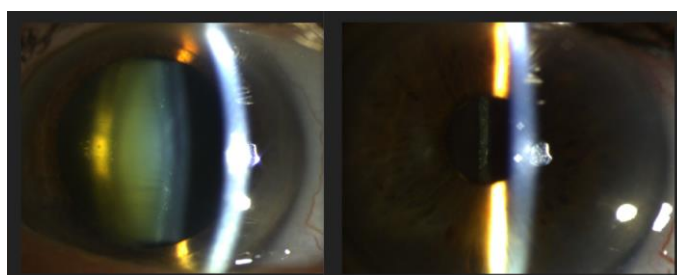
Τέλος, σχεδόν όλοι οι ενδοφθάλμιοι φακοί, φέρουν ένδειξη MRI safety και compatible έως και για 3T MRI, ακόμη και με μικρότερες παγκόσμιες πληροφορίες από αλλά εμφυτεύματα. Επιπλέον, ίσως σε κάποια IOL που φέρουν λευκόχρυσο (πλατίνα) στα απτικά τους, να εμφανίζουν μεγαλύτερες ψευδενδείξεις. [44]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 3.11 Ένας ενδοφθάλμιος φακός στην άκρη του δείκτη του δάχτυλου.

<https://en.wikipedia.org>



Εικόνα 3.12 Οφθαλμός μετά την χειρουργική επέμβαση και πριν την τοποθέτηση ενδοφθάλμιου φακού (Αριστερά). Οφθαλμός μετά την χειρουργική επέμβαση και μετά την τοποθέτηση ενδοφθάλμιου φακού (Δεξιά). <https://en.wikipedia.org>

3.7.6 Ενδομήτριο Αντισυλληπτικό Σπείραμα (IUD)

Το ενδομήτριο αντισυλληπτικό (IntraUterine Device -IUD), είναι με τέτοιο τρόπο κατασκευασμένο ώστε να λειτουργεί ως αντισυλληπτικός παράγοντας. Συνήθως είναι ένα σπείρωμα κατασκευασμένο από:

- χαλκό
- κράμα μετάλλων
- τιτάνιο
- ορμονικό υλικό

Σύμφωνα με έρευνα που παρουσιάστηκε στο περιοδικό European Radiology το 2019 η επίδραση μαγνητικών πεδίων 1.5T και 3T δεν μπορούσαν να επηρεάσουν σημαντικά το εμφύτευμα και την κατάσταση του ασθενούς. Για την παραπάνω μελέτη εφαρμόστηκαν τα πρότυπα της ASTM (American Society for Testing Materials) F2119, F2182 και F2213 και το Ευρωπαϊκό πρότυπο EN60601-2-33 για συστήματα MRI. Τα IUD που δοκιμάστηκαν ήταν 3 με σπείρωμα χαλκού, 1 με σπείρωμα κράματος χαλκού – χρυσού και 3 με χάλκινα κυλινδρικά ή σφαιρικά τμήματα. Επίσης χρησιμοποιήθηκε ομοίωμα παρόμοιο των ιστών στο οποίο τοποθετήθηκε το IUD και οι ακολουθίες που χρησιμοποιήθηκαν ήταν οι εξής: GRE, TRUFI και TSE.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Η παρατηρούμενη αύξηση στην θερμοκρασία και των 7 εμφυτευμάτων δεν μετρήθηκε μεγαλύτερη των 22.6° C, δηλαδή αναφερόμαστε σε μια αύξηση των 0.6° C από ότι πριν τεθεί σε λειτουργία το σύστημα. Παρόμοιες τιμές θερμοκρασίας υπήρξαν και στα δυο συστήματα 1.5T και 3T. Επιπλέον στα εμφυτεύματα δεν καταγράφηκε ροπή, κίνηση ή μετατόπιση σε κανένα από τα συστήματα.

Το μειονέκτημα που αναφέρθηκε σε ένα IUD ήταν πως το σήμα της εικόνας είχε εξασθενήσει. Όσον αφορά στην ασφάλεια των εξεταζόμενων, αυτή θεωρείται μεγάλη, αν λάβουμε υπόψη ότι η μελέτη ακολούθησε τα πρότυπα ASTM και τα Ευρωπαϊκά. Πιθανός κίνδυνος για την μεγάλη αύξηση της θερμοκρασίας είναι η σχέση μήκους αγωγού και μήκους κύματος. Συγκεκριμένα, όταν το μήκος του αγωγού εξισώνεται με το μισό του μήκους κύματος των RF. Τέτοια μήκη έχουν υπολογιστεί, ώστε να αποφεύγονται πιθανά λάθη από τους χειριστές. Για ένταση πεδίου 1.5T, το μήκος υπολογίζεται στα 173mm ενώ για 3T στα 111mm. Ακόμη οι δοκιμές πραγματοποιήθηκαν με την ακολουθία TRUFI, η οποία εναποθέτει μεγάλα ποσά ενέργειας στους ιστούς, μια ακολουθία που δεν χρησιμοποιείται τόσο συχνά και το ομοίωμα δεν είχε θερμορυθμιστικούς μηχανισμούς, όπως την κυκλοφορία του αίματος για διάχυση της θερμότητας. Οι πραγματικές μεταβολές της θερμότητας υπολογίζονται ότι θα είναι μικρότερες. Τέλος σε συστήματα 1.5T και 3T δεν κινδυνεύει ο εξεταζόμενος κατά την εξέταση αλλά περισσότερο η ποιότητα της εικόνας (μερικώς διορθώσιμη αν χρειάζεται). [45]

Μια δεύτερη έρευνα του 2018 που δημοσιεύτηκε στο PLOS one χρησιμοποιώντας κάποια από τα υλικά των IUD συνοψίζεται παρακάτω.

Και σε αυτήν την περίπτωση η μελέτη έγινε σε δυο συστήματα MRI των 1.5T και των 3T, αλλά με διαφορετικές τιμές στη θερμοκρασία, στη ροπή στρέψης, στη μετατόπιση, και με ισχυρότερα πεδία βαθμίδας έως και 40T/m (κατά πολύ μεγαλύτερο από τα συνήθη κλινικά και επιτρεπτά όρια πεδίων βαθμίδας).

Στο σύστημα των 1.5T ο δείκτης SAR έλαβε τιμή 4W/Kg και παρατηρήθηκε αύξηση θερμοκρασίας από 1.4° C έως και 3.8° C με διέγερση των εμφυτευμάτων για 15 λεπτά. Στο τομογράφο των 3T ο δείκτης SAR ήταν 2W/Kg, ενώ η αύξηση της θερμοκρασίας διπλασιάστηκε με αποτέλεσμα την ομαλοποίηση του δείκτη απορρόφησης στα 4W/Kg. Βάση αυτές τις συνθήκες, το εύρος των μεταβολών των θερμοκρασιών ήταν μεταξύ 3.8° C έως 4.8° C για τον ίδιο χρόνο. Αυτές όμως οι μεταβολές των θερμοκρασιών, δεν μπορούν να θεωρηθούν επικίνδυνες για τον άνθρωπο ώστε τα IUD να θεωρηθούν μη ασφαλή. Όσον αφορά τις ψευδενδείξεις, τα περισσότερα εμφυτεύματα δεν ξεπερνούσαν τα επιτρεπτά όρια.

Απ' όλα τα IUD μη ασφαλή και μη συμβατό μπορεί να θεωρηθεί το κινέζικο δαχτυλίδι, σπείρωμα ανοξειδώτου χάλυβα σε μορφή δαχτυλιδιού. Αυτό, εκτός από την αύξηση της θερμοκρασίας (λιγότερη από 3° C) δημιουργεί αρκετά μεγάλες ψευδενδείξεις. Τα επαγόμενα φαινόμενα και οι αναπτυσσόμενες ροπές αποτελούν σημαντικό κίνδυνο για την εξεταζόμενη γυναίκα και επιπλέον, η δε γωνία παραμόρφωσης από τα εφαρμοσμένα πεδία τείνει τις 90°. [46]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Μέχρι στιγμής αρκετά από τα γνωστά και συχνά χρησιμοποιούμενα IUD θεωρούνται MRI safe, σίγουρα για εντάσεις έως και 1.5T και μερικά από αυτά έως και 3T χωρίς την εμφάνιση προβλημάτων. Συστηματική παγκόσμια κλίμακας έρευνα δεν έχει πραγματοποιηθεί ούτως ώστε να εξασφαλίσει την απόλυτη ασφάλεια, ειδικά σε ισχυρότερα τομογραφικά συστήματα. [45,46]

3.7.7 Clips Ανευρύσματος (CA)

Τα clips ανευρύσματος (Clips Aneurysm - CA) είναι ένας τρόπος περιορισμού της διόγκωσης ενός αιμοφόρου αγγείου ύστερα από χειρουργική επέμβαση. Τέτοια εμφυτεύματα παραμένουν στα αγγεία για μεγάλα διαστήματα. Συχνά κατασκευάζονται από σιδηρομαγνητικά υλικά, αν και τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιούνται ασθενώς σιδηρομαγνητικά ή και άλλων υλικών clips. Οι δύο τελευταίες κατηγορίες, τουλάχιστον για τα περισσότερα εμφυτεύματα για εντάσεις πεδίων μέχρι και 1.5T, θεωρούνται πως διαθέτουν ασφάλεια MR.

Στην περίπτωση όπου το μαγνητικό πεδίο μπορέσει να αλληλοεπιδράσει με το μεταλλικό clip, μπορεί να το μετακινήσει από την αρχική του θέση δημιουργώντας πρόβλημα στο ανεύρυσμα. Αυτό θα ίσως οδηγήσει από την ολική ή μερική παύση του περιορισμού της διόγκωσης της αρτηρίας, μέχρι και στον θάνατο.

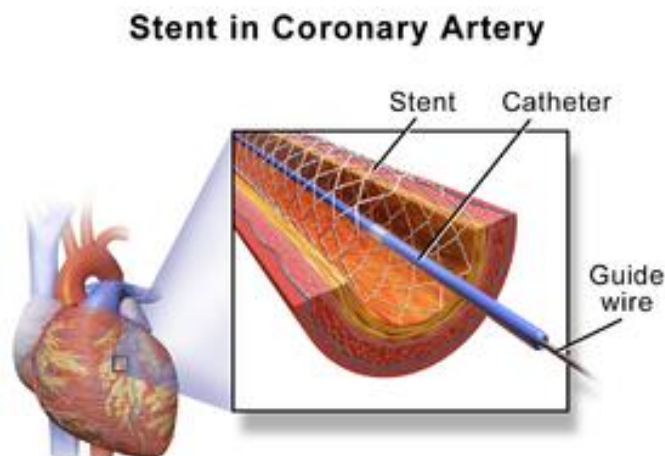
Υπάρχει μεγάλη ανησυχία για το ποια θα πρέπει να είναι η συγκέντρωση σιδηρομαγνητικού υλικού στα clips ανευρύσματος σε σχέση με την ένταση πεδίου, ώστε ο εξεταζόμενος να μην τεθεί σε κίνδυνο κατά την εισαγωγή του στον τομογράφο. Ακόμη έχει παρατηρηθεί ότι με την πολύωρη και συχνή έκθεση τους τα μη – σιδηρομαγνητικά εμφυτεύματα αρχίζουν να αποκτούν μαγνητικές ιδιότητες (μετά την λήξη της εξέτασης).

Γι' αυτό το λόγο κατασκευάζονται διάφορα clips με ποικίλα υλικά όπως το Elgiloy, Phynox, το κράμα τιτανίου, το καθαρό τιτάνιο και ο ωστενιτικός ανοξείδωτος χάλυβας. Αυτά τα υλικά έχουν δοκιμαστεί με πεδία μέχρι 1.5T με συχνή και μακρά έκθεση, χωρίς να αλλάζουν οι ιδιότητες τους, και να δημιουργούν προβλήματα σε ασθενείς. Ενδιαφέρουσες παρατηρήσεις όμως άρχισαν να εμφανίζονται σε εντάσεις πεδίων πολύ μεγαλύτερες από τα 1.5T. Μελέτες που έγιναν με συστήματα MRI 8T, έδειξαν ότι ακόμη και τα clips από κράμα ή καθαρό τιτάνιο άρχισαν να αποκτούν γωνίες εκτροπής από 5° έως 53°.

Αυτό καθιστά ασφαλείς τους εξεταζόμενους με τα παραπάνω υλικά των clips σε συστήματα MR έως και 1.5T, αλλά σίγουρα όχι απόλυτα ασφαλή στα 8T. Βέβαια οι περισσότεροι τομογράφοι κυμαίνονται σε πολύ χαμηλότερες εντάσεις με ακραία τιμή τα 7T ενώ οι πιο πολυχρησιμοποιημένοι στα 1.5T και στα 3T. Τέλος για την απόλυτη ασφάλεια των ατόμων χρειάζεται να γίνει διεξαγωγή ερευνών για την συχνή αλληλεπίδραση των υλικών με τα πεδία άνω των 1.5T. [34]

3.7.8 Stent

Ο καθετήρας μπαλόνι (stent), ο οποίος μπορεί να είναι ή μεταλλικός ή πλαστικός, τοποθετείται σε κάποιον αυλό (εσωτερική δομή φλέβας, αρτηρίας), με σκοπό να εμποδίσει την σμίκρυνση του. Οι πλαστικοί καθετήρες δεν θεωρούνται επικίνδυνοι για την υγεία του εξεταζόμενου κατά την διάρκεια της μαγνητικής τομογραφίας, και επομένως θεωρούνται MRI safety και compatible. Οι μεταλλικοί όμως καθετήρες, παρουσιάζουν διαφορετικές ιδιότητες ανάλογα την ένταση και την μεταβολή των πεδίων.



Εικόνα 3.13 Καρδιακό stent με καθετήρα εισαγωγής και καλώδιο οδήγησης σε αρτηρία της καρδιάς.
<https://en.wikipedia.org>

Όλα τα stent σήμερα κατασκευάζονται από ανοξείδωτο ατσάλι 316L ή κράμα νικελίου - τιτανίου (νιτινόλη) με σκοπό να παρουσιάζουν μη σιδηρομαγνητικές ή ασθενώς σιδηρομαγνητικές ιδιότητες. Αν και οι δυνάμεις που θεωρητικά ασκούνται σε τέτοιους καθετήρες εντός μαγνητικών πεδίων είναι ανάλογες του μήκους και της μάζας τους, ακόμη και στους ασθενώς σιδηρομαγνητικούς καθετήρες, αυτές είναι ελάχιστες για να προκαλέσουν κάποια αλλαγή.

Οι εξεταζόμενοι που φέρουν στεφανιαίο ή περιφερικό stent δεν φαίνεται να κινδυνεύουν από την μαγνητική τομογραφία ακόμη και τις πρώτες ημέρες μετά την τοποθέτηση. Παρόλο που υπάρχει η ανησυχία ότι μετά την τοποθέτηση του καθετήρα, ο χρόνος αναμονής θα πρέπει να είναι τουλάχιστον 4 με 8 εβδομάδες τα κρίσιμα περιστατικά είναι ελάχιστα. Συγκεκριμένα, η ανησυχία έγκειται στο γεγονός ότι ο καθετήρας δεν θα έχει προλάβει να ενσωματωθεί στους αυλούς λόγω ενδοθηλίωσης και αυτό ίσως δημιουργήσει κάποια επιπλοκή, όπως η κατάρρευση του. Αρκετές δοκιμές που έχουν πραγματοποιηθεί in vivo σε τομογράφους 1.5T από 1 έως και 14 μέρες μετά την τοποθέτηση, δεν έδειξαν κάποια αλλαγή σε σχέση με αυτούς που έκαναν την εξέταση μετά τις 4 με 8 εβδομάδες. Ακόμη, ex vivo μελέτες έχουν γίνει σε πεδία 3T αμέσως μετά την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων, με θετικές αναφορές.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

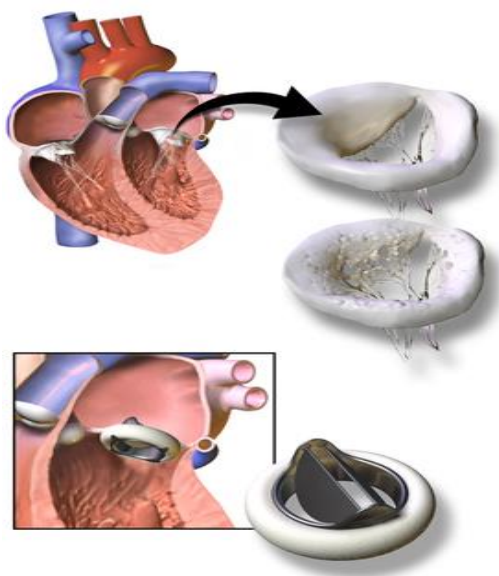
Πιο αναλυτικά:

1. Οι ασθενείς με όλα τα εμπορικά διαθέσιμα στεφανιαία stent ακόμη και αυτά με έλκυση φαρμάκων μπορούν να εισέλθουν σε μαγνητικό τομογράφο 1.5T και 3T ανεξάρτητα με την τιμή της κλίσης των πεδίων βαθμίδας.
2. Όλοι οι ασθενείς με όλα τα εμπορικά διαθέσιμα στεφανιαία stent μπορούν να εισέλθουν σε μαγνητικό τομογράφο αμέσως μετά την τοποθέτηση των stent.

Πέρα των περιφερικών και στεφανιαίων stent, υπάρχουν και τα ενδοαγγειακά, τα οποία και αυτά είναι κατασκευασμένα από μη σιδηρομαγνητικά ή ασθενώς σιδηρομαγνητικά υλικά, τουλάχιστον τα περισσότερα. Λίγα από αυτά τα υλικά δεν είναι ασφαλή σε πεδία έως και 1.5T όπως το μόσχευμα αορτικής ενδοπρόθεσης Zenith AAA, το οποίο θεωρείται επικίνδυνο σε μαγνητικό τομογράφο. Κάποια συγκεκριμένα stent θεωρούνται MRI safety για τα 3T, αλλά όχι όλα. [47]

3.7.9 Καρδιακή Βαλβίδα (CV)

Οι καρδιακές βαλβίδες (Cardiac Valves - CV), είτε μηχανικές είτε βιοπροσθετικές (μόσχευμα από άνθρωπο ή από κάποιο ζώο – συμβατό με του ανθρώπου), πλέον θεωρούνται απόλυτα ασφαλείς, κάτω από μαγνητικά πεδία ΑΜΣ. Συγκεκριμένα, για εντάσεις έως 1.5T δεν παρατηρείται κανένας απολύτως κίνδυνος και για τομογράφους των 3T τα περισσότερα μοντέλα, έχουν και αυτά εγκρίσεις ασφαλείας.



Εικόνα 3.14 Η πάνω εικόνα, αναπαριστά τη ανθρώπινη καρδιά με τις φυσικές καρδιακές βαλβίδες. Η κάτω, αναπαριστά μια τεχνητή μεταλλική καρδιακή βαλβίδα και το σημείο τοποθέτησης της στην καρδιά.
<https://en.wikipedia.org>

Θα πρέπει να τονιστεί, πως οι δυνάμεις που ασκούνται στις καρδιακές βαλβίδες από το πεδίο, είναι μικρότερης έντασης από τις δυνάμεις που ασκούνται λόγω του καρδιακού παλμού και της παλμικής ροής του αίματος. Επιπλέον, η αναπτυσσόμενη θερμοκρασία στα τοιχώματα της νέας βαλβίδας, δεν φέρνει τον εξεταζόμενο σε κάποια ανεπιθύμητη κατάσταση, και είναι η εξέταση είναι πραγματοποιήσιμη 24 ώρες μετά την χειρουργική τοποθέτηση.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Αρχικά είναι γνωστό ότι όλα τα μοντέλα καρδιακών βαλβίδων δέχονται μια σειρά από δοκιμές ασφάλειας σε εντάσεις πεδίων 1.5T και 3T ώστε να πάρουν την αναγκαία έγκριση για κλινική χρήση. Ως στιγμή, δεν είναι γνωστή κάποια κρίσιμη κατάσταση στα άτομα που φέρουν τέτοια εμφυτεύματα. Δεύτερον, ακόμη και αν υπάρχει αβεβαιότητα για την πραγματοποίηση της εξέτασης, η πιστοποίηση μπορεί να πραγματοποιηθεί από την κατασκευάστρια εταιρεία, καθώς και από τους επίσημους ιστότοπους, όπως το www.mrisafety.com.

Με την πιστή ακολουθία όλων των κανονισμών και πρωτοκόλλων ασφαλείας, τόσο οι εξεταζόμενοι, όσο και οι χειριστές μαγνητικών τομογράφων, δεν θα έχουν καμία απολύτως ανησυχία για την ακεραιότητα των εξεταζόμενων.

Πιο συγκεκριμένα, εξεταζόμενοι με καρδιακή βαλβίδα μπορούν /επιβάλλεται :

1. Να πραγματοποιήσουν εξέταση μαγνητικής τομογραφίας με οποιαδήποτε διαθέσιμη στο εμπόριο καρδιακή βαλβίδα σε τομογράφους 1.5T / 64 MHz ή 3T/ 128MHz ανεξάρτητα των τιμών των πεδίων βαθμίδας.
2. Να πραγματοποιήσουν εξέταση μαγνητικής τομογραφίας με οποιαδήποτε διαθέσιμη στο εμπόριο καρδιακή βαλβίδα σε τομογράφους αμέσως μετά την χειρουργική τοποθέτηση χωρίς ρίσκο για την υγείας τους.
3. Λάβουν μαγνητική απεικόνιση με την προϋπόθεση ότι :
 - Η ένταση πεδίου δεν ξεπερνά τα 1.5T ή 3T (ανάλογα την διάταξη και τις προδιαγραφές που δίνει ο κατασκευαστής),
 - Ο χρόνος σάρωσης ανά ακολουθία παλμού να είναι έως 15 λεπτά
 - Ο μέγιστος SAR να είναι 2W/Kg σε όλο το σώμα.

Τέλος, η ποιότητα της εικόνας θα καθορίζεται με βάση τις σιδηρομαγνητικές ιδιότητες του κάθε εμφυτεύματος. [47,48]

Πίνακας 3.7 Παρουσίαση μερικών εμπορικά διαθερμιών καρδιακών βαλβίδων και η σχέση τους με την εκτροπή εντός μαγνητικού πεδίου.

Προσθετικές καρδιακές βαλβίδες	Εκτροπή	Bo (Μέγιστο)
Beau (Coratomic, Indiana, PA)	NAI	2.35 T
Bjork-Shiley (convexo/concave) (Shiley, Irvine, CA)	OXI	1.5T
Bjork-Shiley (universal/spherical) (Shiley)	NAI	1.5 T
Bjork-Shiley, model MBC (Shiley)	NAI	2.35 T
Bjork-Shiley, model 25 MBRC 1 1030 (Shiley)	NAI	2.35 T
Carpentier-Edwards, model 2650 (American Edwards)	NAI	2.35 T
Carpentier-Edwards (porcine) (American Edwards)	NAI	2.35 T
Hall-Kaster, model A7700 (Medtronic, Minneapolis, MN)	NAI	1.5 T
Hancock I (porcine) (Johnson & Johnson, Anaheim, CA)	NAI	1.5 T
Hancock II (porcine) (Johnson & Johnson)	NAI	1.5T
Hancock extracorporeal, model 242R (Johnson & Johnson)	NAI	2.35 T
Hancock extracorporeal, model M 4365-33 (Johnson & Johnson)	NAI	2.35 T
Hancock Vascor, model 505 (Johnson & Johnson)	OXI	2.35 T

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Προσθετικές καρδιακές βαλβίδες	Εκτροπή	Bo (Μέγιστο)
Ionescu-Shiley (Universal ISM)	NAI	2.35 T
Lillehi-Kaster, model 300S (Medical, Inver Grove Heights, MN)	NAI	2.35 T
Lillehi-Kaster, model 5009 (Medical)	NAI	2.35 T
Medtronic-HalI (Medtronic)	NAI	2.35 T
Medtronic Hall, model A7700-D-1 6 (Medtronic)	NAI	2.35 T
Omnicarbon, model 3523T029 (Medical)	NAI	2.35 T
Omniscience, model 6522 (Medical)	NAI	2.35 T
Smeloff-Cutter (Cutter Laboratories, Berkeley, CA)	NAI	2.35 T
Starr-Edwards, model 1260 (American Edwards)	NAI	2.35 T
Starr-Edwards, model 2320 (American Edwards)	NAI	2.35 T
Starr-Edwards, model 2400 (American Edwards)	OXI	1.5 T
Starr-Edwards, model Pre 6000 (American Edwards)	NAI	1.5 T
Starr-Edwards, model 6520 (American Edwards)	NAI	2.35 T
St. Jude (St. Jude Medical, St. Paul, MN)	OXI	1.5 T
St. Jude, model A I 01 (St. Jude Medical)	NAI	1.5 T
St. Jude, model M 101 (St. Jude Medical)	NAI	2.35 T

[41]

3.7.10 Οδοντικά Εμφυτεύματα (DI)

Ένα Οδοντικό εμφύτευμα (Dental Implants - DI), είναι συνήθως ένας κοχλίας ή κύλινδρος τιτάνιου (TI) το οποίο πρόκειται να ενσωματωθεί με τα οστά της στοματικής κοιλότητας μέσω της οστεοενσωμάτωσης (οστεοβλαστικές αντιδράσεις με τους ξενιστές ιστούς). Μπορεί ακόμη να χρησιμοποιηθούν υλικά όπως, ο υδροξυαπατίτης, το φωσφορικό ασβέστιο, micro / nano δομές, ώστε να διευκολυνθούν οι βιολογικές και βιοφυσικές αλληλεπιδράσεις με τους ιστούς. Τέλος, το οδοντικό εμφύτευμα, στερεοποιείται με μια κατάλληλη βίδα στην οπή του απόντος δοντιού. [49]



Εικόνα 3.15 Ένα οδοντικό εμφύτευμα με τεχνητό δόντι (crown ή dental cap) που χρησιμοποιείται για την αντικατάσταση ενός φυσικού δοντιού. <https://en.wikipedia.org>

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Από την στιγμή που ένα από τα βασικά μέταλλα των κραμάτων από τα οποία κατασκευάζονται τα μεταλλικά οδοντικά εμφυτεύματα είναι το τιτάνιο, είναι σημαντική η κατανόηση της σχέσης μαγνητικού πεδίου και τιτανίου. Στην περίπτωση τέτοιων εμφυτευμάτων, δεν αποκλείονται φαινόμενα όπως, θέρμανση και τα δευτερογενή ρεύματα πάνω στο υλικό και στον ιστό, η μετατόπιση και η περιστροφή, όπως δηλαδή και σε αρκετά άλλα εμφυτεύματα διάφορων χρήσεων. Εξάλλου αναφερόμαστε σε ένα υλικό το οποίο είναι παραμαγνητικό. Ευτυχώς όμως για τους εξεταζόμενους που φέρουν τέτοια εμφυτεύματα, όταν αυτά σταθεροποιούνται στο οστό, η μετατόπιση τους λόγω της δύναμης που ασκεί το μαγνητικό πεδίο, φαίνεται απίθανη. [50]

Εκτός από τα κράματα τιτανίου ή τα εμφυτεύματα καθαρού τιτανίου, άλλα οδοντικά εμφυτεύματα φτιάχνονται και από άλλα υλικά όπως κράμα χαλκού – αργύρου – υδραργύρου- κασσίτερου (Starfill NG2), κράμα χαλκού – αργύρου – κασσίτερου (Safargam Plus), κράμα αργύρου – σιδήρου – λευκόχρυσου – ινδίου (Orplid Keramik 2) κ.α. [51]

Ένας τρόπος επιβεβαίωσης των διαφόρων υλικών για την τυχόν αλληλεπίδραση με τα μαγνητικά πεδία, εκτός από την παρατήρηση των ψευδενδείξεων που παρουσιάζουν, είναι η μαγνητική τους επιδεκτικότητα (χ_m) και η ηλεκτρική τους αγωγιμότητα (S). Ακόμη και σε υλικά με παρόμοια χημική σύσταση, παρατηρείται ότι αυτές οι τιμές μπορεί να αποκλίνουν αρκετά μεταξύ τους. [51]

Ο χαρακτηρισμός των οδοντικών εμφυτευμάτων ως MRI compatible εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη μαγνητική επιδεκτικότητα και την ηλεκτρική αγωγιμότητά τους. Ακόμη σημαντικό ρόλο έχουν τα γεωμετρικά τους χαρακτηριστικά καθώς κι ο δυνατός προσανατολισμός στο μαγνητικό πεδίο. Όσο αυξάνονται αυτά τα χαρακτηριστικά, συνήθως τόσο αυξάνουν και οι διαστάσεις των ψευδενδείξεων στην εικόνα. [51]

Τα ιδανικά εμφυτεύματα θα θέλαμε να έχουν μηδενική ηλεκτρική αγωγιμότητα και μαγνητική επιδεκτικότητα όσο αυτή των ιστών δηλαδή ένα 10-20% του νερού. Ο υπολογισμός της μαγνητικής επιδεκτικότητας δίνεται ως εξής:

$$\Delta\chi = \chi - \chi_{\text{νερού}} \quad (37)$$

Όπου,

$\Delta\chi$ – Διαφορά στην μαγνητική επιδεκτικότητα ενός υλικού.

χ – Μαγνητική επιδεκτικότητα υλικού χ .

$\chi_{\text{νερού}}$ – Μαγνητική επιδεκτικότητα νερού.

Παρόλου που τέτοιες ιδιότητες είναι μοναδικές για κάθε υλικό, τα περισσότερα οδοντικά εμφυτεύματα δεν παρουσιάζουν κάποιο σοβαρό πρόβλημα θέρμανσης ή κίνησης, ώστε να χαρακτηριστούν ως επικίνδυνα για τον εξεταζόμενο. Αλλά, από την άλλη, δεν μπορεί να γενικευθεί αυτή η ερμηνεία διότι τα υλικά αυτά είναι πάρα πολλά, και δυστυχώς δεν έχουν πραγματοποιηθεί σε όλα οι απαραίτητες μελέτες. [51]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Πίνακας 3.8 Παρουσίαση μερικών εμπορικά διαθέσιμων καρδιακών βαλβίδων και η σχέση τους με την εκτροπή εντός μαγνητικού πεδίου.

Υλικά οδοντιατρικών εμφυτευμάτων	Εκτροπή	Bo (Μέγιστο)
Brace Band (SS) (American Dental, Missoula, MT)	OXI	1.5 T
Brace Wire (chrome alloy) (Ormco, San Marcos, CA)	NAI	1.5 T
Dental amalgam	OXI	1.44 T
Silver point (Union Broach, New York, OXINY)	OXI	1.5 T
Permanent crown (amalgam) (Ormco)	OXI	1.5 T

[41]

4. ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΧΩΡΟΥ

Το τέταρτο και τελευταίο θεωρητικό κεφαλαίο της παρούσας διπλωματικής εργασίας αναφέρεται στην θωράκιση και στις προδιαγραφές που απαιτεί ένας χώρος στον οποίο θα τοποθετηθεί και θα λειτουργεί ο μαγνητικός τομογράφος. Στις παρακάτω ενότητες παρουσιάζονται μερικές από τις ιατρικές συσκευές που χρειάζεται να βρίσκονται σε ένα τέτοιο χώρο, για την διευκόλυνση ή την υποβοήθηση των ασθενών/ εξεταζόμενων. Οι συνηθέστερες συσκευές, λόγω της κλασικής κατασκευής τους αδυνατούν να εισέλθουν σε αυτούς τους χώρους εξαιτίας των υλικών και των ηλεκτρονικών τους μερών, οπότε η ανάγκη νέων ειδικών συσκευών είναι αρκετά μεγάλη. [52,54]

4.1 Παθητική Θωράκιση

Με τον όρο παθητική θωράκιση (passive shielding), αναφερόμαστε στο σύνολο των φερμομαγνητικών υλικών που τοποθετούνται στο κύριο σώμα του μηχανήματος ή στη περιφέρεια του χώρου με σκοπό τον περιορισμό της έκτασης των δυναμικών γραμμών των πεδίων, από ευάλωτες περιοχές. [52]

Στα συστήματα μαγνητικής τομογραφίας για την δημιουργία της βέλτιστης παθητικής θωράκισης γίνεται χρήση λεπτών ομόκεντρων 'κελυφών' με κάποιο υλικό υψηλής διαπερατότητας, ώστε να πραγματοποιείτε εκτροπή των δυναμικών γραμμών από τις ανεπιθύμητες περιοχές. [53]

Για την παθητική θωράκιση, μπορούμε να πούμε ότι χωρίζεται σε δύο είδη. Το πρώτο, είναι η λεγόμενη αυτοθωράκιση (self – shielding) και το δεύτερο είδος, η απλή θωράκιση (shielding). Στην αυτοθωράκιση, τα υλικά (οι μαλακές πλάκες σιδήρου) που θα επιλεγούν, τοποθετούνται στην εξωτερική επιφάνεια του κύριου σώματος του μαγνητικού τομογράφου. Όσον αφορά στην απλή θωράκιση, αναφερόμαστε στην ενίσχυση της περιφέρειας του θαλάμου με παρόμοιο υλικό. Με όποιον από τους δύο τρόπους και να γίνει η θωράκιση (συνήθως υπάρχει συνδυασμός), το αποτέλεσμα είναι να οδηγηθεί και να περιοριστεί η μαγνητική ροή στο χώρο που καλύπτουν οι πλάκες. [2]

Η παραπάνω θωράκιση φέρει τα εξής μειονεκτήματα ως προς το σύστημα της τομογραφίας:

- 1) Αύξηση της έντασης του πεδίου στο κέντρο του μαγνήτη και κατ' επέκταση μείωση της ομοιομορφίας σε αυτό το σημείο.
- 2) Απότομη αύξηση του βάρους του μηχανήματος.
- 3) Αύξηση της ασκούμενης δύναμής του συστήματος στο χώρο. [2]

Μια καινοτόμα λύση στο παραπάνω πρόβλημα που παρουσιάζει η απλή θωράκιση είναι ένα σχετικά νέο είδος παθητικής θωράκισης, η λεγόμενη θωράκιση ανοιχτού τύπου. Αυτή διαφέρει από την παραδοσιακή θωράκιση στο ότι το υλικό που θα τοποθετηθεί στους τοίχους, στις πόρτες και γενικά σε όλες τις επιθυμητές επιφάνειες δε χρειάζεται να είναι συμπαγές. Χρησιμοποιεί λεπτές πλάκες υλικού υψηλής διαπερατότητας, ενώ μεταξύ δύο τέτοιων πλακών μπορούν να περάσουν αέρια, υγρά ή και ακόμα αντικείμενα μικρότερου μεγέθους από την απόσταση των πλακών.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Κάτι τέτοιο, δίνει την δυνατότητα της εισαγωγής αέρα και εξαγωγής αερίου ηλίου σε περίπτωση απόπνιξης χωρίς την χρήση ακριβών κατασκευών όπως, οι κυματοδηγοί. Επίσης μπορούν να τοποθετηθούν σε παράθυρα, τζάμια, να υπάρξουν πόρτες, διακόπτες, ρευματοδότες χωρίς την επιπλέον θωράκιση τους. [55]

Από ότι έχει αποδειχθεί, αυτού του είδους η θωράκιση συγκριτικά με την παραδοσιακή, μπορεί να δράσει με την ίδια ακριβώς λειτουργία ή ακόμα και καλύτερα, με την προϋπόθεση ότι θα έχει το ίδιο βάρος σε υλικά που θα είχε και η συμβατική θωράκιση. [55]

Τέλος, η παραπάνω θωράκιση έχει το πλεονέκτημα πως είναι δυνατόν να αλλάξουν κάποια χαρακτηριστικά της όπως, οι αποστάσεις μεταξύ των πλακών, το πάχος, ο αριθμός των πλακών και η τοποθέτηση της στις επιφάνειες. [55]

4.2 Ενεργή Θωράκιση

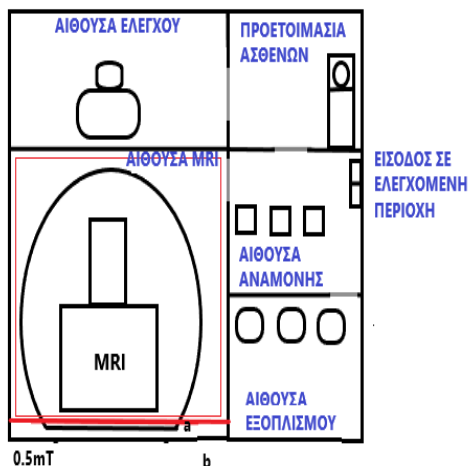
Η δεύτερη κατηγορία θωράκισης που χρησιμοποιείται είναι η ενεργή. Αποτελείται από περιελίξεις χάλκινων καλωδίων (πηνία) που διαρρέονται από ρεύματα αντίθετης φοράς γύρω από τα πηνία που παράγουν το βασικό μαγνητικό πεδίο. Το καινούργιο μαγνητικό πεδίο που δημιουργούν, αντισταθμίζει και εξουδετερώνει το βασικό και το περιορίζει στο χώρο της εξέτασης. Με αυτόν τον τρόπο μειώνεται η εγκατάσταση της παθητικής θωράκισης, τόσο σε υλικούς, όσο και σε οικονομικούς πόρους. Επιπλέον, τα πηνία που αποτελούν την ενεργή θωράκιση θα πρέπει να δημιουργούν μονίμως ένα μαγνητικό πεδίο, το οποίο να θωρακίζει το μαγνητικό τομογράφο. Για αυτό το λόγο, έρχεται η ανάγκη, αυτά τα πηνία να είναι υπεραγωγίμα και να ρυθμίζονται μια φορά και μόνο κατά την εγκατάσταση, ακριβώς όπως και τα πηνία για την παραγωγή του Βο. [54]

Αυτό το είδος θωράκισης σε αντίθεση με την παθητική, δεν αυξάνει σημαντικά το βάρος του τομογράφου, πάρα μόνο τον όγκο του και το κόστος αγοράς. Ακόμη, ελαττώνει την ένταση του μαγνητικού πεδίου στο κέντρο του μαγνήτη, σε αντίθεση με την προηγούμενη θωράκιση όπου την αυξάνει. [2]

4.3 Προδιαγραφές Χώρου

Η αγορά και άρα η εγκατάσταση ενός συστήματος μαγνητικής τομογραφίας συνοδεύεται πάντα από την εταιρία με ειδικά διαγράμματα που απεικονίζουν την ένταση των δυναμικών γραμμών στον τρισδιάστατο χώρο γύρω από τον τομογράφο (εμπρόσθια, οπίσθια, δεξιά, αριστερή, πάνω και κάτω όψη). Οι γραμμές αυτές φέρουν ένα ελλειψοειδές σχήμα με μεγαλύτερη ελάττωση έντασης πεδίου στις κάθετες διευθύνσεις στο κύριο άξονα του συστήματος (εξού και το σχήμα των γραμμών). Ο ενδιαμέσος χώρος δύο τέτοιων γραμμών ονομάζεται ζώνη, όπου και για κάθε μία από αυτές αναγράφονται και οι εντάσεις των πεδίων (πχ. ζώνη 1 : 35mT, ζώνη 2: 15mT). Ακόμη, σημαντική είναι η αναφορά των διατάξεων οι οποίες μπορούν να τοποθετηθούν εντός των εκάστοτε ζωνών.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 4.3 Κτήριο απεικόνισης μαγνητικής τομογραφίας. Πάνω αριστερά το δωμάτιο ελέγχου του MRI με τα κατάλληλα μηχανήματα. Πάνω δεξιά ο χώρος στον οποίο προετοιμάζονται οι εξεταζόμενοι (πχ. χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας). Κέντρο δεξιά απεικονίζεται η είσοδος σε ελεγχόμενη περιοχή μαζί με το χώρο αναμονής των εξεταζόμενων. Κάτω δεξιά, ο χώρος όλου του εξοπλισμού του μαγνητικού τομογράφου, ο οποίος δε μπορεί να βρίσκεται στην αίθουσα MRI ή στην αίθουσα ελέγχου. Τέλος, κάτω αριστερά, η αίθουσα MRI. α) περιοχή στην αίθουσα όπου η τιμή μαγνητικού πεδίου είναι 0.5mT με την παρουσία θωράκισης β) περιοχή στην αίθουσα όπου η τιμή μαγνητικού πεδίου είναι 0.5mT χωρίς την παρουσία θωράκισης.

Στη συνέχεια θα ακολουθήσει μια αναλυτική επεξήγηση των ζωνών και των περιοχών με τις ανάλογες εντάσεις και τα επιτρεπτά υλικά γύρω από αυτές.

Ζώνη 50 Gauss και 15 Gauss και άνω : Απαγορεύεται η χρήση οποιουδήποτε σιδηρομαγνητικού υλικού. Ακόμη και αντικείμενα όπως αγωγοί ρεύματος, αγωγοί νερού, υλικά κατασκευής υποδομών κλπ., θα πρέπει ή να αντικατασταθούν ή να αλλάξουν την θέση τους.

Ζώνη από 15 - 50 Gauss : Απαγορεύεται η χρήση ηλεκτρικών συσκευών και συσκευών χρησιμοποιώντας μαγνητικό τρόπο αποθήκευσης. Συσκευές όπως, ηλεκτρονικές κάρτες συναλλαγής, δίσκοι αποθήκευσης πληροφοριών, ηλεκτρονικοί υπολογιστές που θα βρεθούν σε αυτήν την ζώνη, κινδυνεύουν ως προς την ορθή λειτουργία τους. Επιπλέον σιδηρομαγνητικά υλικά, μπορούν να λειτουργήσουν ως βλήματα όταν πλησιάζουν την παραπάνω ζώνη (κέρματα, κοκαλάκια για τα μαλλιά, τροχήλατα τραπέζια, αναπηρικά αμαξίδια κ.α.)

Ζώνη 5 - 15 Gauss : Επιτρεπτά μερικά σιδηρομαγνητικά υλικά, τα οποία βρίσκονταν στο χώρο πριν την εγκατάσταση του συστήματος και δεν πρόκειται να αλλάξουν τη θέση στο χώρο.

Ζώνη έως 10 Gauss : Κανονική λειτουργία χωρίς προβλήματα σε διάφορες διατάξεις: γεννήτριες ρεύματος, ακτινογραφικές λυχνίες, σύστημα θέρμανσης και ψύξης, συστήματα μαγνητικής εγγραφής, ανελκυστήρες κλπ.

Ζώνη 2 - 5 Gauss : Δεν υπάρχει κάποια ρητή απαγόρευση των υλικών και αντικειμένων σε αυτή τη ζώνη. Πάντως, μεγάλα κινητά αντικείμενα πιθανό να επηρεάσουν την ομοιομορφία του πεδίου.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Περιοχή έως 3 Gauss : Σε αυτή τη περιοχή συσκευές όπως βηματοδότες και απινιδωτές γίνονται δεκτοί, αλλά δεν θα πρέπει να ξεπεράσουν αυτό το όριο.

Περιοχή έως 1 Gauss : Σε περιοχή μεγαλύτερη του 1 Gauss δεν θα πρέπει να τοποθετούνται ενισχυτές εικόνας, φωτοπολλαπλασιαστές, επιταχυντές και κάποιοι ανιχνευτές σε συστήματα ιατρικής απεικόνισης. Τέλος, ιδιαίτερη προσοχή θα πρέπει να δοθεί σε μηχανήματα σαν τα ηλεκτρονικά μικροσκόπια και άλλες ευαίσθητες συσκευές, που θα πρέπει να δέχονται πεδία μικρότερα του 1 Gauss, πιθανό (0.5 Gauss όσο και το μαγνητικό πεδίο της γης). [2]

Ένας τρόπος παθητικής θωράκισης ο οποίος δεν αναφέρθηκε και σχολιάστηκε την υποενότητα **4.1** είναι η θωράκιση ραδιοσυχνοτήτων (RF-shielding), γνωστή ως και κλωβός Faraday (Faraday cage). Η θωράκιση αυτή γίνεται για να αποτρέψει την αλληλεπίδραση μεταξύ του περιβαλλοντικού ηλεκτρικού θορύβου και των σημάτων του MRI. Αυτού του είδους η θωράκιση υλοποιείται περιμετρικά του χώρου, χωρίς να αφήσει κενά σημεία. [54, 56]

Ένας καλά σχεδιασμένος κλωβός Faraday μπορεί να αποκλείσει τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία προς ή από το χώρο που βρίσκεται ο κλωβός. Ο παραπάνω κλωβός, μπορεί να κατασκευαστεί με την επικάλυψη ενός αγωγίμου υλικού (ασπίδα Faraday), δημιουργώντας ένα ενιαίο πλέγμα. [57]



Εικόνα 4.1 Επίδειξη κλωβού Faraday σε εθελοντές στο Palais de la Découverte στο Παρίσι.
<https://en.wikipedia.org/>

Ο τρόπος με τον οποίο λειτουργεί ένας κλωβός Faraday είναι ο εξής:

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία (EM) που αλληλοεπιδρά με το υλικό προκαλεί μια διανομή του ηλεκτρικού φορτίου εντός του αγωγίμου υλικού. Ως αποτέλεσμα έχει την ακύρωση της επίδρασης του εξωτερικού πεδίου στο εσωτερικό του κλωβού. [56]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Αφήνοντας την παθητική RF θωράκιση, παρατηρούμε μια μεγάλη ανάγκη που χρειάζεται ο χώρος. Την περίπτωση της εισαγωγής αέρα, νερού, υγρού ηλίου - αζώτου ή οποιουδήποτε άλλου στοιχείου - υλικού. Ο τρόπος με τον οποίο θα πρέπει να εισέλθει είναι με κατάλληλο μέσο, κυματοδηγού ή επιπλέον θωράκισης, ώστε να μην υπάρχει “χαλάρωση” στο προστατευμένο χώρο. Ένα ακόμη μεγάλο ζήτημα που έχει ήδη αναφερθεί και στο κεφάλαιο 2 στους ανοιχτούς μαγνήτες, είναι το βάρος για την επιλογή του χώρου. Ανάλογα το τύπο μαγνήτη, ανοιχτό, υπεραγωγίμο ή υβριδικό αλλάζει και το βάρος του, οπότε κι οι απαιτήσεις του χώρου. Η πρώτη κατηγορία μπορεί να φτάσει σε βάρος έως 100 τόνους ενώ στους υπεραγωγίμους συνήθως 6 με 8 τόνους. Στη συνέχεια θα πρέπει να διαμορφωθεί κατάλληλα μια περιοχή της οροφής προς το κύριο σώμα του μαγνήτη, που θα μεταφέρεται το αέριο ήλιο σε περίπτωση απόπνιξης. Για το καλό σχεδιασμό του εξαιρισμού του χώρου λόγω ηλίου θα ήταν προτιμότερο, ο χώρος να είναι μεγάλος ως προς το ύψος, ώστε το αέριο ήλιο να συγκεντρωθεί στην οροφή σε σχέση με το οξυγόνο ως πιο ελαφρύ στοιχείο, δηλαδή 4 - 5 μέτρα. [2, 56]

Όπως έχει ήδη αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο, η ισχυρότερη τιμή μαγνητικού πεδίου παράγεται στο κέντρο του τομογράφου. Η έκταση του πεδίου όμως, δεν περιορίζεται μόνο σε αυτό, αλλά εκτείνεται και έξω από τα όρια του συστήματος, ακόμα κι έξω από τα όρια της αίθουσας που βρίσκεται. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ισχυρές εντάσεις πεδίων (σταθερό και μεταβαλλόμενο) να αλληλοεπιδρούν με διατάξεις και υλικά εκτός του χώρου και να δημιουργούν διαφορά προβλήματα. [54, 56]

Για την αποφυγή τέτοιων περιστατικών γίνεται χρήση παθητικής και ενεργής θωράκισης ώστε η τιμή του μαγνητικού πεδίου στον χώρο έξω από το δωμάτιο εξέτασης να είναι λιγότερη από 0.5mT. [54]

Όσον αφορά στον ίδιο το χώρο που πρόκειται να φιλοξενήσει ένα σύστημα μαγνητικής τομογραφίας, συνιστάται αυτός ο χώρος να είναι είτε στο υπόγειο, είτε στο ισόγειο, ώστε λόγω του μεγάλου βάρους του, το δάπεδο να τον αντέχει.

Γενικά, οι επιλογές για τον χώρο εγκατάστασης είναι δυο.

- a. Εγκατάσταση σε ήδη υπάρχοντα και διαμορφωμένο κατάλληλα χώρο.
- b. Εγκατάσταση σε εξ’ ολοκλήρου νέο χώρο.

Η επιλογή του χώρου σχετίζεται άμεσα με το βάρος του μηχανήματος και τις ήδη υπάρχουσες εγκαταστάσεις του νοσοκομείου ή ιατρικού κέντρου. Ακόμη, σημαντικό κριτήριο θεωρείται κι η ένταση του πεδίου, σε συνδυασμό με τους τριγύρω θαλάμους. [2]

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 4.2 Ηλεκτρομαγνητική θωράκιση γύρω από θάλαμο ΑΜΣ. <https://en.wikipedia.org/>

Μελετώντας κυρίως την περίπτωση **a**, βλέπουμε ότι σε ένα χώρο με διάφορα σιδηρομαγνητικά υλικά όπως, ανελκυστήρες, μεταλλικές πόρτες, σκυρόδεμα, μπετόβερρες και αλλά οικοδομικά υλικά ή υλικά νοσοκομείου, η τοποθέτηση ενός μαγνητικού τομογράφου δεν είναι μια εύκολη υπόθεση. Από αυτά τα υλικά, τα περισσότερα θεωρούνται παραμαγνητικά, οπότε αλληλοεπιδρούν σημαντικά με τα πεδία και η μαγνήτιση τους παραμορφώνει τις δυναμικές γραμμές του μαγνητικού πεδίου του τομογράφου. Στην δεύτερη περίπτωση, για την κατασκευή εξ' ολοκλήρου νέου χώρου, αναγκαία θα ήταν η χρήση οικοδομικών υλικών με μη σιδηρομαγνητικές ιδιότητες όπως, χαλκός, αλουμίνιο, πολυβινυλοχλωρίδιο ή πολυχλωριούχο βινύλιο (PVC). Επίσης, θα πρέπει να επιλεγθούν ειδικά υλικά ενίσχυσης των τσιμέντων και άλλων υποδομών όπως, ξυλοκατασκευές. [2]

Όποιος από τους δύο χώρους κι αν επιλεγεί, θα πρέπει να τονιστεί ότι ευαίσθητες ηλεκτρονικές συσκευές, διατάξεις επιτάχυνσης φορτίων και αγωγοί υψηλής έντασης δεν θα πρέπει να βρίσκονται κοντά στο θάλαμο μαγνητικής τομογραφίας. Αυτό συμβαίνει εξαιτίας της αλληλεπίδραση μεταξύ τους που έχει ως αποτέλεσμα την αλλοίωση της ίδιας της ηλεκτρονικής συσκευής, όσο και των σημάτων στο σύστημα MRI. [2, 56]

Ένα από τα τελευταία αλλά αρκετά σημαντικά μέρη της ασφάλειας του χώρου, όχι ως προς τον ίδιο το χώρο αλλά ως προς το προσωπικό, τους εξεταζόμενους ή και άλλους ανθρώπους που ίσως βρεθούν στον κοντινό χώρο είναι οι σημάνσεις. [2]

4.4 Ειδικές Διατάξεις

Σε αρκετές περιπτώσεις, πέρα από τις τομογραφικές απεικονίσεις, μπορεί να χρειαστούν να πραγματοποιηθούν και άλλες εξετάσεις ταυτόχρονα με την εξέταση MRI. Εξετάσεις όπως, απαγωγή ηλεκτροκαρδιογραφήματος, εξέταση αναπνευστικών λειτουργιών, απαγωγή βιοσημάτων και η απεικόνιση όλων αυτών σε οθόνη παρακολούθησης. Η χρήση των παραδοσιακών συσκευών υπό την επήρεια των ισχυρών μαγνητικών πεδίων του μαγνητικού τομογράφου, πιθανόν να τις φέρει σε μια κατάσταση δυσλειτουργίας ή να τίθενται εκτός λειτουργίας. Για τον λόγο αυτό, αρκετές εταιρείες τα τελευταία χρόνια έχουν αναπτύξει 'ειδικές' διατάξεις, που να μπορούν να εισέλθουν στο δωμάτιο του μαγνητικού τομογράφου και να επιτρέπεται στον εξεταζόμενο να πραγματοποιήσει εξετάσεις χωρίς κίνδυνο. Μερικές από τις συσκευές αυτές παρουσιάζονται παρακάτω.

4.4.1 Tesla one - Pulse Oximeter

Η διάταξη που παρουσιάζεται είναι ένα MRI συμβατό παλμικό οξύμετρο για εντάσεις πεδίου έως και 3.0T. Αποτελείται από μεγάλη έγχρωμη οθόνη αφής 7", η οποία μπορεί να αποτυπώσει κυματομορφές και μικρα σχεδιαγράμματα για τα επίπεδα και τους ρυθμούς των παραμέτρων που έχει προγραμματιστεί να μετράει ή μόνο σχεδιαγράμματα. Ακόμη, διαθέτει ασύρματο αισθητήρα με υποχείρια δακτύλου για την μέτρηση των παραμέτρων, που κάνει την διάταξη κατάλληλη για χρήση σε ενήλικες, παιδιά αλλά και νεογνά. Η συσκευή χορηγείται με στυλό IV (IV role) και μπορεί να λειτουργήσει είτε με απείθεια σύνδεση σε παροχή ρεύματος ή με τροφοδότηση από μπαταρία έως και 8 ώρες. [58,59]



Εικόνα 4.1 Tesla one - Pulse Oximeter (Πηγή: MIPM <https://www.mipm.com/en/our-products/tesladuo>)

4.4.2 Manual Blood Pressure Set



Αναλογικό σύστημα μέτρησης αρτηριακής πίεσης, ιδανικό για εφαρμογή εντός δωματίου μαγνητικής τομογραφίας. Αποτελείται από σφυγμόμετρο χωρίς υδράργυρο, όπου και το καθιστά MR ασφαλές, 4 μανσέτες ενός σωλήνα διαφόρων μεγεθών, στηθοσκόπια που προσφέρουν ασφάλεια MR με σωλήνα μεγαλύτερο του ενός μέτρου για ευκολία στην χρήση από τον ιατρό. [58]

Εικόνα 4.2 MR safe στηθοσκόπιο (πηγή: Nivaco Enterprises

https://www.nivaco.gr/images/stories/iatrikes_efarmoges/NIVACO_MRI_PRODUCTS_2013.pdf)

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

4.4.3 Tesla M3 MRI Patient Monitor

Σύγχρονη οθόνη παρακολούθησης ασθενών εντός αίθουσας εξέτασης μαγνητικού τομογράφου. Κάνει χρήση ασυρμάτων αισθητήρων SPO₂ και ECG ώστε να γίνεται εύκολη και βολική η σύνδεση του ασθενούς με την οθόνη παρακολούθησης. Η διάταξη αποτελείται από :

- Έγχρωμη οθόνη αφής 15' με τηλεχειριστήριο
- Δυνατότητα απεικόνισης έως και 6 κυματομορφές
- Ασύρματη λειτουργία ECG και SPO₂
- Αυτόματη ανάλυση αερίων
- Αλγόριθμοι φιλτραρίσματος για το ECG
- Λειτουργία μέσω δικτύου ρεύματος ή μπαταριών
- Ανοχή έως και 3.0T μαγνητικό πεδίο. [57]



Εικόνα 4.3 Οθόνη παρακολούθησης ασθενών σε εξέταση MRI (πηγή: Nivaco Enterprises https://www.nivaco.gr/images/stories/iatrikes_efarmoges/NIVACO_MRI_PRODUCTS_2013.pdf)

4.4.4 Folding Wheelchair

Αναδιπλούμενο αμαξίδιο κατάλληλο για μεταφορά ασθενών εντός και εκτός των χώρων απεικόνισης μαγνητικής τομογραφίας. Συνοδεύεται με στύλο IV και κύλινδρο συγκράτησης. Τα υποπόδια είναι αποσπώμενα για την καλύτερη μεταφορά και αποθήκευση. Το συγκεκριμένο αμαξίδιο θεωρείται ασφαλές κοντά σε μαγνητικό πεδίο 3.0T κατά τα πρότυπα ASTM. Είναι κατασκευασμένο από ανθεκτικό ανοξείδωτο ατσάλι (18 Gause – 304), με ελαφρούς τροχούς με ρουλεμάν 24' (προσφέροντας ομαλή κίνηση), αναδιπλούμενες κλειδαριές τροχών, γρήγορη απελευθέρωση ζώνης ασφάλειας και ανθεκτικές στη σκουριά ζάντες. Ένα ακόμη χαρακτηριστικό της είναι το μέγιστο βάρος της, δηλαδή 113 Kg ή 250 lbs. [58,60]



Εικόνα 4.4 Αναδιπλούμενη αναπηρική καρέκλα (πηγή: Newmatic Medical <https://www.newmaticmedical.com/product/Non-Magnetic-Wheelchairs-NM>)

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

4.4.5 Folding Portering Chair

Η επόμενη εικόνα παρουσιάζει ένα ακόμη αναδιπλούμενο αμαξίδιο κατάλληλο για την μεταφορά των ασθενών σε χώρο MRI υψηλής έντασης (7.0T).

Είναι κατασκευασμένο με αλουμίνιο με φινίρισμα επικαλυμμένο με σκόνη σε συνδυασμό με καθαρό ραβδωτό βινύλιο. Και σε αυτό αμαξίδιο, τα ρυθμιζόμενα υποπόδια είναι αναιρούμενα, ενώ το μέγιστο βάρος που αντέχει είναι μεγαλύτερο (120 Kg/ 280lbs). [58,60]



Εικόνα 4.5 Αναδιπλούμενη αναπηρική καρέκλα (πηγή: Nivaco Enterprises https://www.nivaco.gr/images/stories/iatrikes_efarmoges/NIVACO_MRI_PRODUCTS_2013.pdf)

4.4.6 Paediatric Trolley



Το παιδιατρικό τρόλεϊ είναι σχεδιασμένο για την ασφαλή μεταφορά βρεφών και παιδιών στο χώρο του μαγνητικού τομογράφου. Έχει τα ίδια χαρακτηριστικά με τα τρόλεϊ μεταφοράς ενήλικων (με διαφορές σε διαστάσεις και βάρος). Τα πλευρικά μεταλλικά χερούλια μπορούν να 'πέσουν' κι το τρόλεϊ να εφοδιαστεί με προστατευτικά καλύμματα. Αντοχή σε πεδία έως 7.0T. [58]

Εικόνα 4.6 Παιδιατρικό τρόλεϊ

(πηγή: Nivaco Enterprises

https://www.nivaco.gr/images/stories/iatrikes_efarmoges/NIVACO_MRI_PRODUCTS_2013.pdf)

4.4.7 Utility Trolley with Drawers

Τροχήλατο καροτσάκι κατασκευασμένο από αλουμίνιο με πλαστικά ράφια, ακρυλική κορυφή και τέσσερις περιστρεφόμενους τροχούς εκ των οποίων οι δυο διαθέτουν σύστημα πέδησης. Επίσης δοκιμασμένο στα 7.0T.

Διαστάσεις: 0.900 m. X 0.45 m. X 0.45 m

Βάθος συρταριού : 0.075 m. [58]



Εικόνα 4.7 Βοηθητικό τρόλεϊ με συρτάρια (πηγή: Nivaco Enterprises

https://www.nivaco.gr/images/stories/iatrikes_efarmoges/NIVACO_MRI_PRODUCTS_2013.pdf)

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

4.4.8 Trolley With/Without Drawer



Παρόμοιο τροχήλατο καρότσι με αυτό της εικόνας 4.7, αποτελούμενο από δύο ράφια και αποσπώμενο συρτάρι κατασκευασμένο από αλουμίνιο. Έχει δοκιμαστεί με επιτυχία σε ένταση πεδίου MRI μέχρι 7.0T.

Διαστάσεις: 0.935 m. X 0.45 m. X 0.45 m. [58]

Εικόνα 4.8 Τρόλεϊ με ή χωρίς

συρτάρι (πηγή: Nivaco Enterprises

https://www.nivaco.gr/images/stories/iatrikes_efarmoges/NIVACO_MRI_PRODUCTS_2013.pdf)

4.4.9 Ferroguard

Το σύστημα Ferroguard screener, είναι ένα σύστημα ανίχνευσης φερμομαγνητικών αντικειμένων κατασκευασμένο από την εταιρία *Metrasens Ltd*. Το Ferroguard screener έχει ένα ευρύ φάσμα 'ανοχής' στην ανίχνευση υλικών τα οποία μπορεί να είναι σιδηρομαγνητικά αλλά και ασφαλή για χρήση σε περιβάλλον MRI. Ακόμη το παραπάνω σύστημα σε σχέση με άλλες συσκευές ανίχνευσης διαθέτει αρκετά μεγάλη ευαισθησία και σχετικά μικρό ποσοστό 'λάθους' ανίχνευσης. Συγκεκριμένα σε εμφυτεύσιμους βηματοδότες πετυχαίνει έως και 99.6% ευαισθησία και 100% ειδικότητα, ενώ σε μεταλλικά εμφυτεύματα σιδηρομαγνητικών υλικών έως και 92% ευαισθησία και 100% ειδικότητα. [58,61]



Εικόνα 4.9 Ferroguard screener – ανιχνευτής φερμομαγνητικών αντικειμένων (πηγή: Nivaco Enterprises

https://www.nivaco.gr/images/stories/iatrikes_efarmoges/NIVACO_MRI_PRODUCTS_2013.pdf)

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

4.4.10 MRI – Safe LED Mobile Lamp

Φορητή λάμπα LED εξέτασης εξοπλισμένη με μπαταρία μεγάλης διάρκειας έως και 8 ώρες. Κάνοντας χρήση των σύγχρονων λαμπών LED η κατανάλωση ισχύος πέφτει στο μισό σε σχέση με αυτή των παραδοσιακών λαμπών (αλογόνου) με ισχυρό ρυθμιζόμενης έντασης φωτισμό και μεγάλη εστίαση, στα 75.000 lux σε απόσταση ενός μέτρου. Επίσης προσφέρετε η δυνατότητα περιστροφής των λαμπών 360°. Συγκεκριμένα το μοντέλο OS-816511LNFBP διαθέτει τα προ αναφέροντα χαρακτηριστικά και ακόμη έχει δοκιμαστεί για αντοχή σε ένταση 3.0T. [62]



Εικόνα 4.10 Φορητή
λάμπα led (πηγή:
AadComed
[https://aadcomed.com/pro
duct/mri-safe-led-mobile-
lamp/](https://aadcomed.com/product/mri-safe-led-mobile-lamp/))

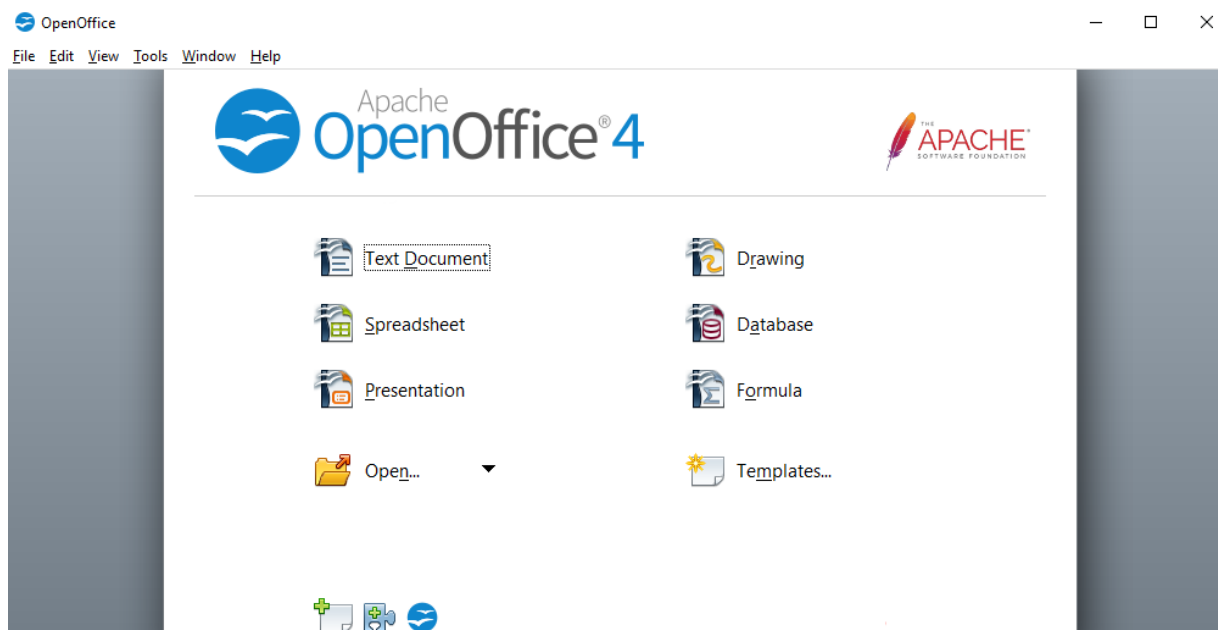
5. ΒΑΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Στα προηγούμενα κεφάλαια 1 έως 4 έγινε αναλυτική εξήγηση της διπλωματικής εργασίας, αρχίζοντας από βασικές – θεμελιώδεις έννοιες, καταλήξαμε στις επιπτώσεις του τομογράφου μαγνητικής απεικόνισης στους εξεταζόμενους και στην ασφάλεια του ως προς το χώρο.

Στη προσπάθεια για την συλλογή των δεδομένων των βιοϊατρικών συσκευών που θεωρούνται MRI safe από διάφορες κατασκευάστριες εταιρίες, δημιουργήθηκε μια βάση δεδομένων. Η παρακάτω βάση δεδομένων κατασκευάστηκε με τη βοήθεια του προγράμματος APACHE OpenOffice Database, χρησιμοποιώντας ως γλώσσα προγραμματισμού την SQL.

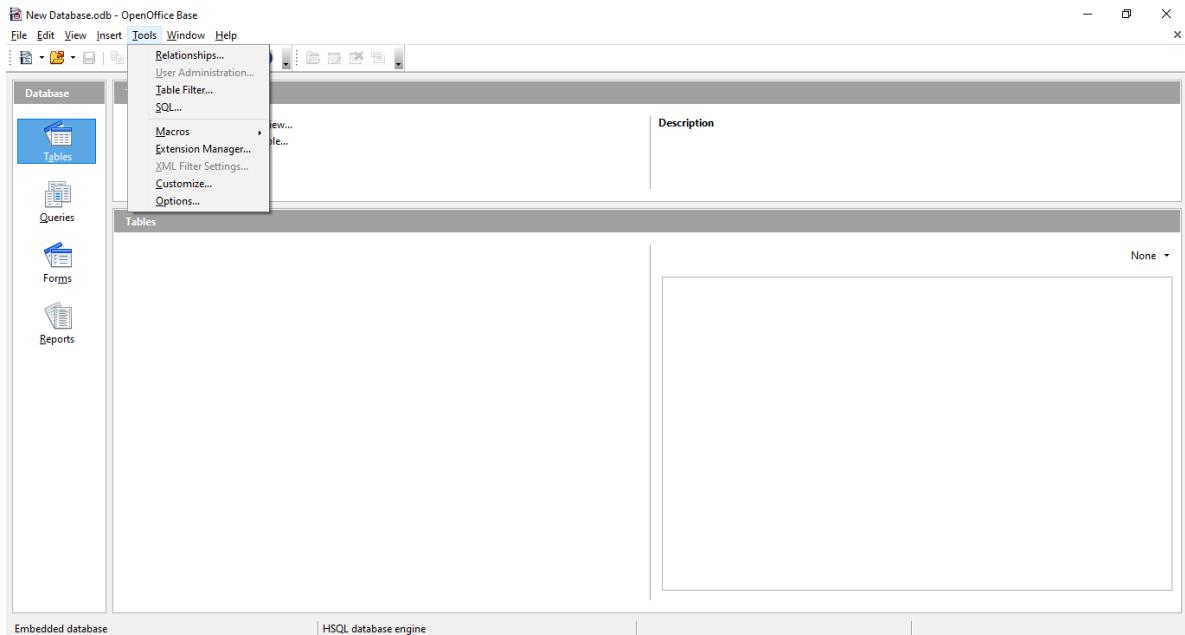
Αυτή, αποτελείται από ηλεκτρονικές και μηχανικές διατάξεις, εμφυτεύματα, προσθετικά μέλη και μια ποικιλία διαφόρων συσκευών υποβοήθησης ανθρώπων. Ακόμη αναγράφεται η ένταση του κυρίου μαγνητικού πεδίου (Bo) μέχρι το οποίο η συσκευή λειτουργεί με ασφάλεια χωρίς την εμφάνιση επιπλοκών και δυσλειτουργιών. Τέλος δίπλα από κάθε διάταξη, αναφέρεται και η/οι κατασκευάστρια/ες εταιρία/ες.

Προτού παρουσιαστεί η βάση δεδομένων, πρόκειται να γίνει μια μικρή ανάλυση της δημιουργίας της και της γλώσσας SQL που χρησιμοποιήθηκε.

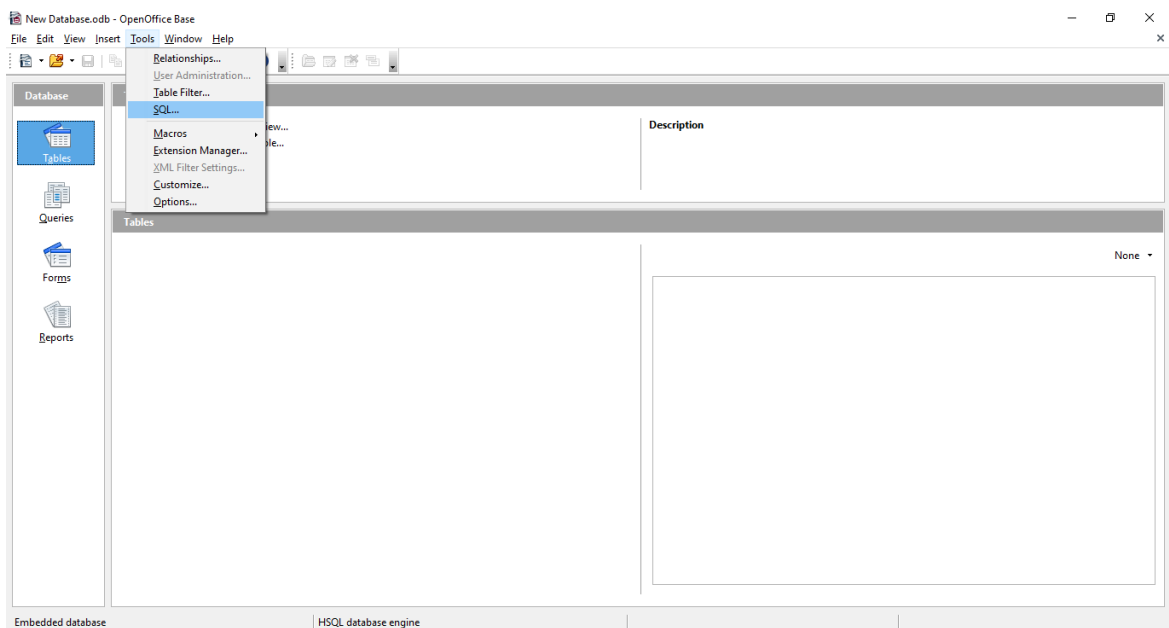


Εικόνα 5.1 Άνοιγμα του προγράμματος APACHE OpenOffice και επιλογή της δημιουργίας βάσεων δεδομένων.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

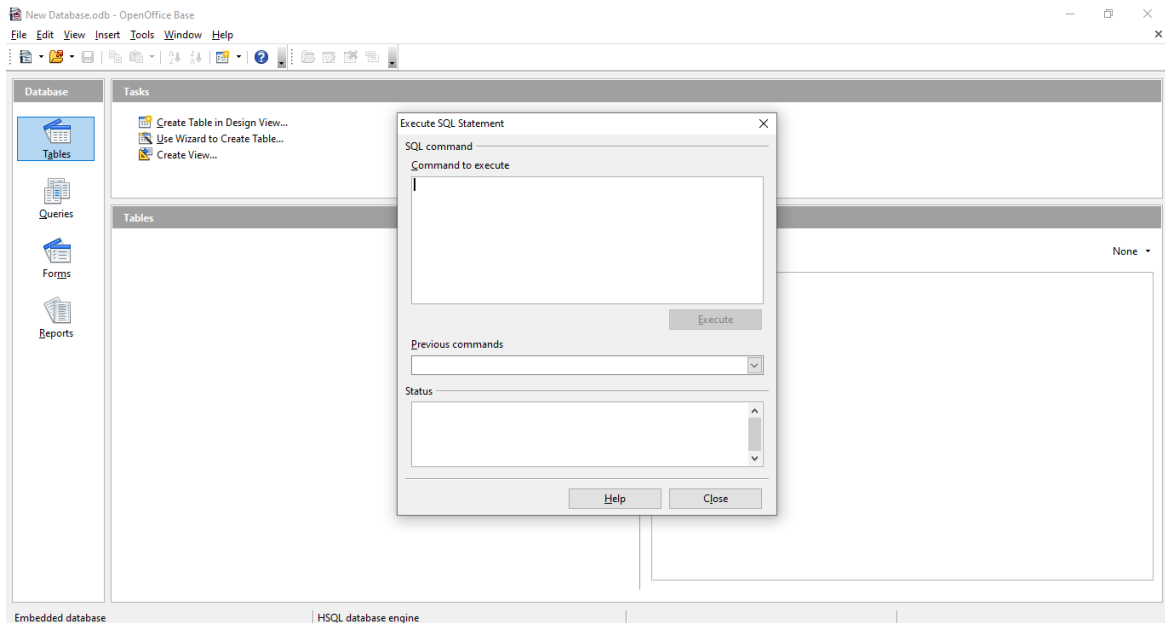


Εικόνα 5.2 Επιλογή της γραμμής εντολών 'TOOLS'.

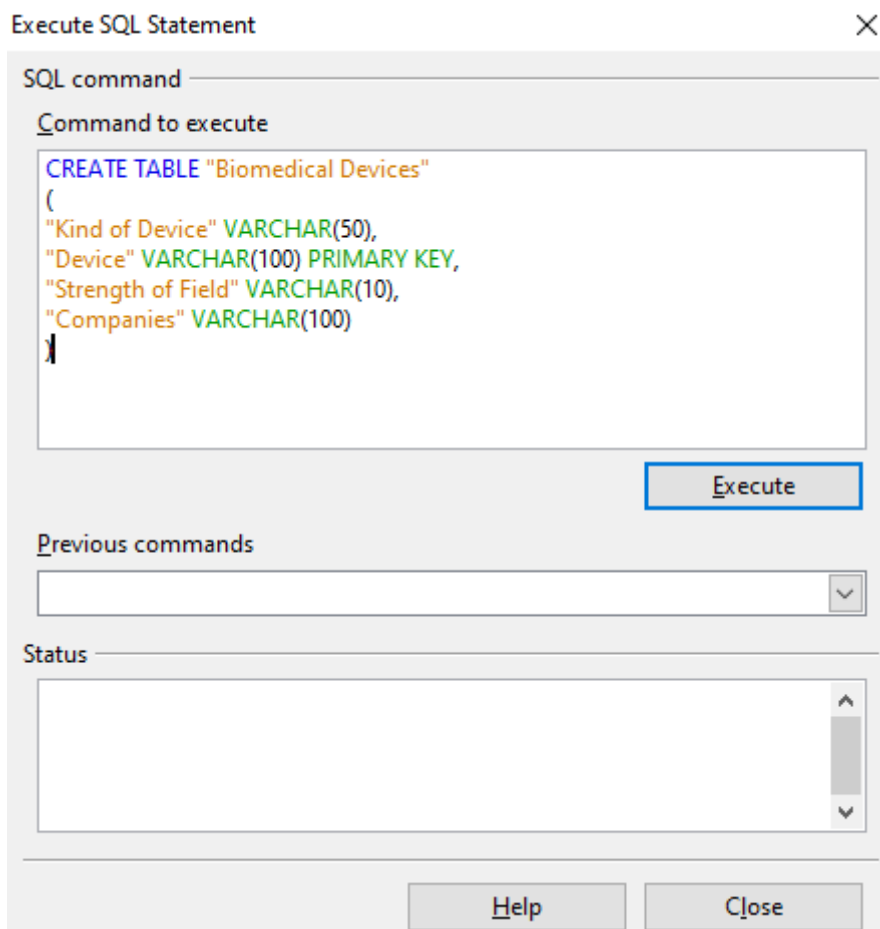


Εικόνα 5.3 Επιλογή της γλώσσας προγραμματισμού 'SQL'.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 5.4 Εμφάνιση του παραθύρου εντολών, μέσω του οποίου θα δημιουργηθεί ο κώδικας της βάσης δεδομένων.



Εικόνα 5.5 Κώδικας σε γλώσσα SQL για την βάση δεδομένων της διπλωματικής εργασίας.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Οι εντολές που χρησιμοποιήθηκαν για την παραπάνω βάση δεδομένων καθώς η σημασία τους και η σύνταξη τους, επεξηγείτε παρακάτω:

Δημιουργία νέου πίνακα `CREATE TABLE "name of table"`

Εντολή δημιουργίας πίνακα καθώς και το όνομα πίνακα θα πρέπει να είναι γραμμένο στα αγγλικά. Επιτρέπονται μικρα, κεφάλαια γράμματα, συνδυασμός αυτών των δυο, αριθμοί και σύμβολα.

Εντός των "" τοποθετείτε το όνομα του πεδίου που θέλουμε να δημιουργήσουμε.

Ορισμός του είδους της μεταβλητής διπλά από τη δημιουργία του πεδίου που δημιουργούμε, πρέπει να ορίσουμε τι είδους μεταβλητές μπορεί να λάβει.

Σε περίπτωση που θέλουμε μόνο:

- Αριθμούς, έχουμε, **NUMERIC**
- Δεκαδικούς αριθμούς έχουμε, **DECIMAL**
- Χαρακτήρες μεταβλητού μήκους έχουμε, **VARCHAR**

Οι πρώτες δυο εντολές δεν χρησιμοποιήθηκαν κατά τη δημιουργία της βάσης, αλλά αναφέρονται διότι είναι δυο γνωστές και αρκετά χρησιμοποιούμενες εντολές. Ακόμη, θα μπορούσαν να εφαρμοστούν για την επέκταση της βάσης δεδομένων, μελλοντικά.

Κάτι ακόμη που πρέπει να ορίσουμε μετά το είδος της μεταβλητής, είναι οι χαρακτήρες που μπορεί να λάβει, δηλαδή το μήκος της μεταβλητής. Αυτό μπορεί να γίνει βάζοντας διπλά από αυτή, (**X**). οπου το **X** είναι ένας αριθμός, ίσος με το μήκος που θέλουμε να έχει η μεταβλητή μας. Οπότε ο συνδυασμός των 2 αυτών θα μπορούσε να είναι:

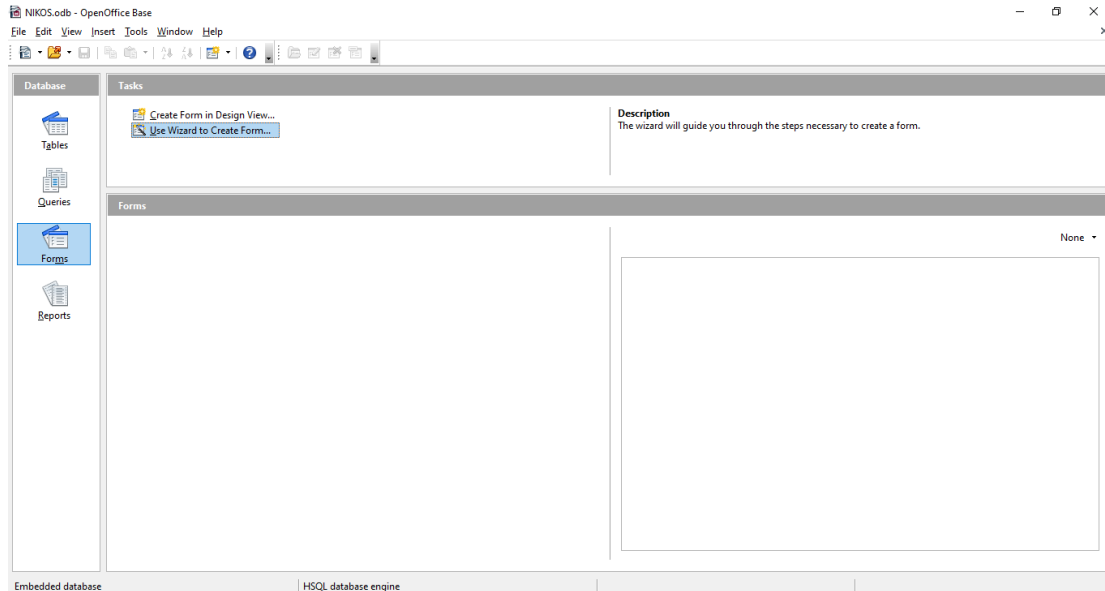
NUMERIC(5), δηλαδή να είναι δυνατόν να λάβει μέχρι 5 αριθμούς.

Επίσης, να τονιστεί ότι, επιτρέπονται ακριβώς οι ίδιοι χαρακτήρες με αυτούς στη δημιουργία του πίνακα.

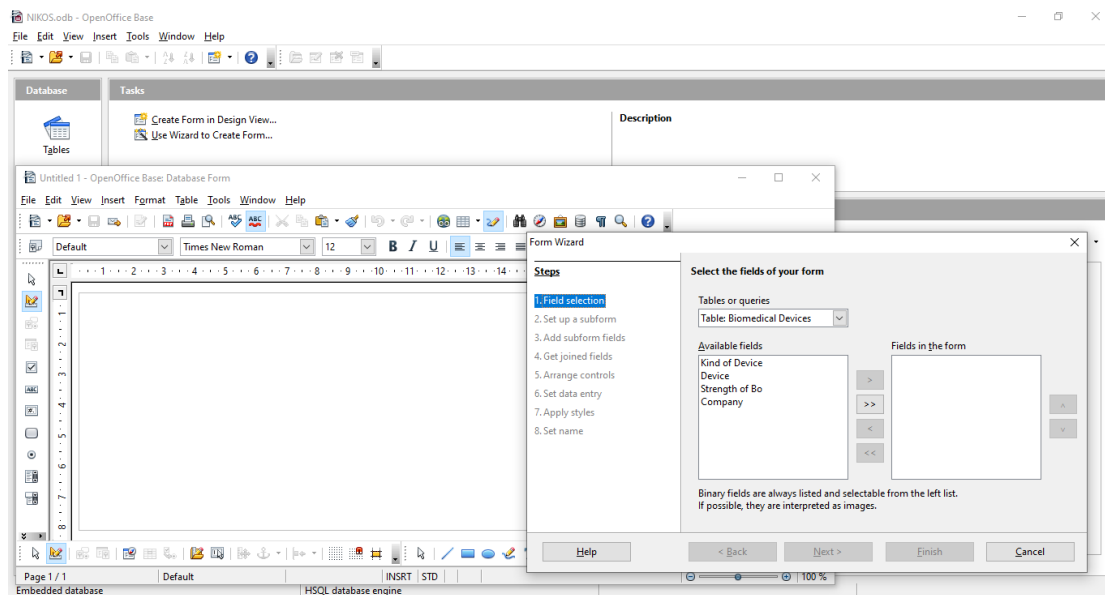
Τέλος σε πίνακες βάσεων δεδομένων θα πρέπει να υπάρχουν δυο βασικά 'αναγνωρίστηκα' μεταξύ των πινάκων σε περίπτωση που θέλουμε να συνδικάσουμε δεδομένα από διάκους πίνακες. Το πρώτο είναι το πρωτεύον κλειδί (**PRIMARY KEY**) και το δεύτερο είναι το δευτερεύον κλειδί (**SECONDERY KEY**). Η θέση του πρωτεύοντος κλειδιού στο κώδικα, θα είναι διπλά από το πεδίο που θέλουμε να θέσουμε ως πρωτεύον. Από τη στιγμή που έχουμε μόνο ένα πίνακα δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί το πρωτεύον κλειδί αλλά είναι αναγκαίο για τη λειτουργία του κώδικα. Το δευτερεύον δε μπορεί λειτουργία αφού δεν έχουμε και άλλο πίνακα.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Το δεύτερο κομμάτι της παραπάνω βάσης είναι η δημιουργία ενός εύκολου και προσιτού γραφικού περιβάλλοντος για την εισαγωγή δεδομένων από τρίτους, χωρίς τη γνώση τη γλώσσας προγραμματισμού SQL.



Εικόνα 5.6 Δημιουργία πεδίου με χρήση εντολών μέσω Wizard.



Εικόνα 5.7 Επιλογή πεδίων που θα χρησιμοποιηθούν στη φόρμα.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Form Wizard

Steps

1. Field selection
2. Set up a subform
3. Add subform fields
4. Get joined fields
5. Arrange controls
6. Set data entry
7. Apply styles
8. Set name

Select the fields of your form

Tables or queries
Table: Biomedical Devices

Available fields

- Kind of Device
- Device
- Strength of Bo
- Company

Fields in the form

Binary fields are always listed and selectable from the left list.
If possible, they are interpreted as images.

Buttons: Help, < Back, Next >, Finish, Cancel

Εικόνα 5.8 Επιλογή χαρακτηριστικών(επικεφαλίδων) που θα χρησιμοποιηθούν στη φόρμα.

Form Wizard

Steps

1. Field selection
2. Set up a subform
3. Add subform fields
4. Get joined fields
5. Arrange controls
6. Set data entry
7. Apply styles
8. Set name

Select the fields of your form

Tables or queries
Table: Biomedical Devices

Available fields

Fields in the form

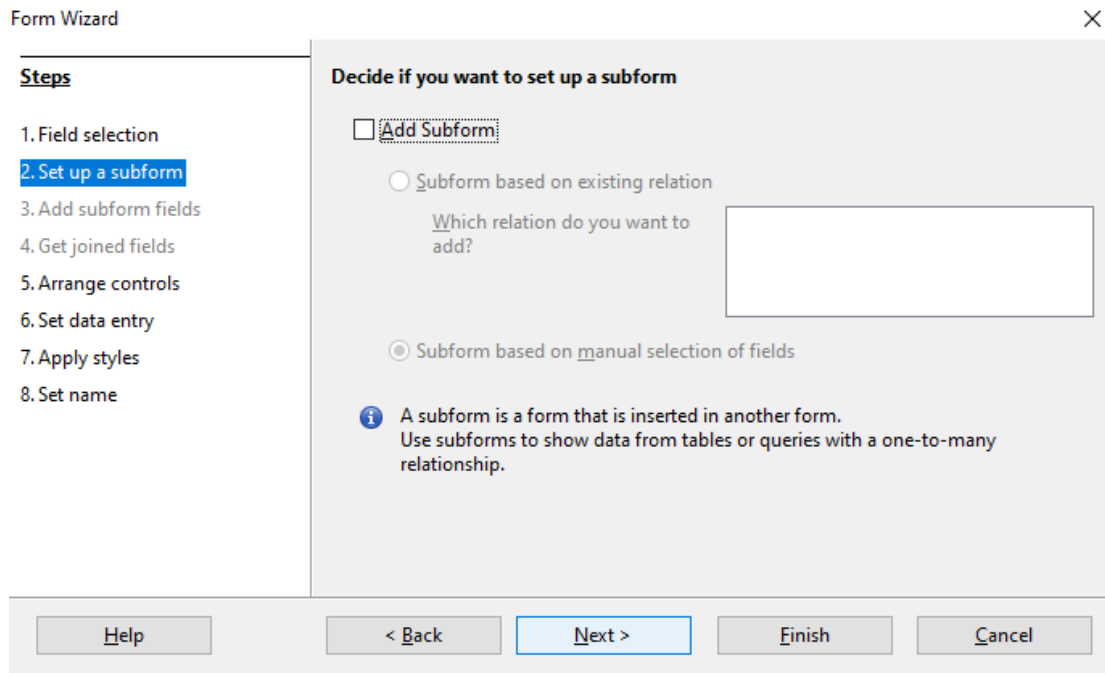
- Kind of Device
- Device
- Strength of Bo
- Company

Binary fields are always listed and selectable from the left list.
If possible, they are interpreted as images.

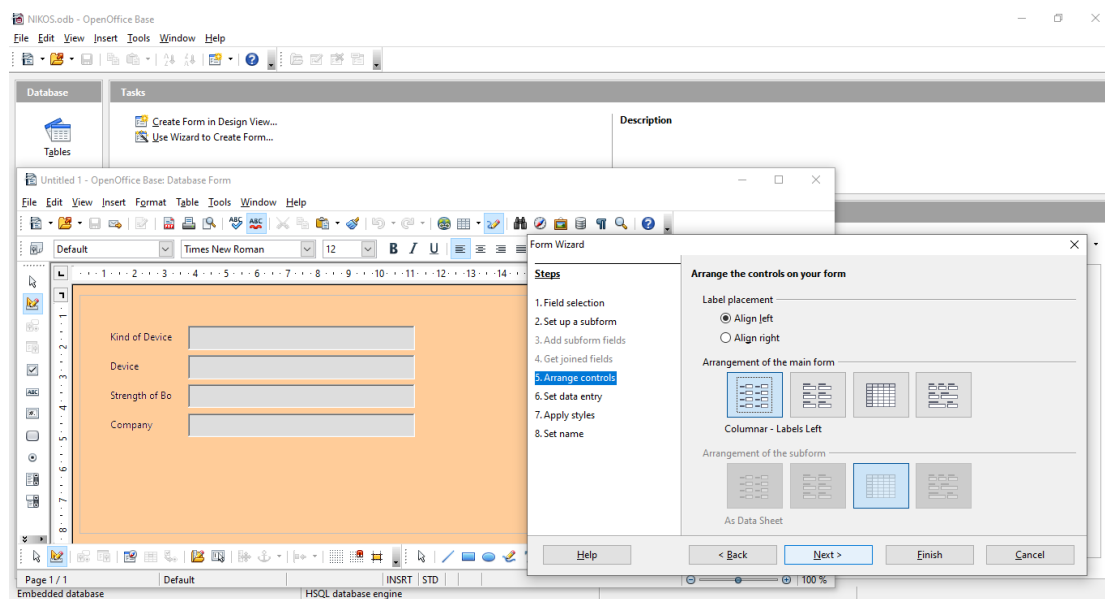
Buttons: Help, < Back, Next >, Finish, Cancel

Εικόνα 5.9 Επιλογή χαρακτηριστικών(επικεφαλίδων) που θα χρησιμοποιηθούν στη φόρμα.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 5.10 Επιλογή δευτερεύουσας φόρμας.



Εικόνα 5.11 Επιλογή διαμόρφωσης της φόρμας.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Form Wizard

Steps

1. Field selection
2. Set up a subform
3. Add subform fields
4. Get joined fields
5. Arrange controls
- 6. Set data entry**
7. Apply styles
8. Set name

Select the data entry mode

The form is to be used for entering new data only
Existing data will not be displayed

The form is to display all data

- Do not allow modification of existing data
- Do not allow deletion of existing data
- Do not allow addition of new data

Help < Back Next > Finish Cancel

Εικόνα 5.12 Επιλογή των δεδομένων εισαγωγής.

NIKOS.oob - OpenOffice Base

File Edit View Insert Tools Window Help

Database Tasks

Tables

Create Form in Design View...
Use Wizard to Create Form...

Description

Untitled 1 - OpenOffice Base: Database Form

File Edit View Insert Format Table Tools Window Help

Default Times New Roman 12 B I U

Form Wizard

Steps

1. Field selection
2. Set up a subform
3. Add subform fields
4. Get joined fields
5. Arrange controls
6. Set data entry
- 7. Apply styles**
8. Set name

Apply the style of your form

Apply styles

- Beige
- Violet
- Bright Blue**
- Light Gray
- Dark
- Orange
- Ice Blue
- Grey
- Water
- Red

Field border

- No border
- 3D look
- Flat

Help < Back Next > Finish Cancel

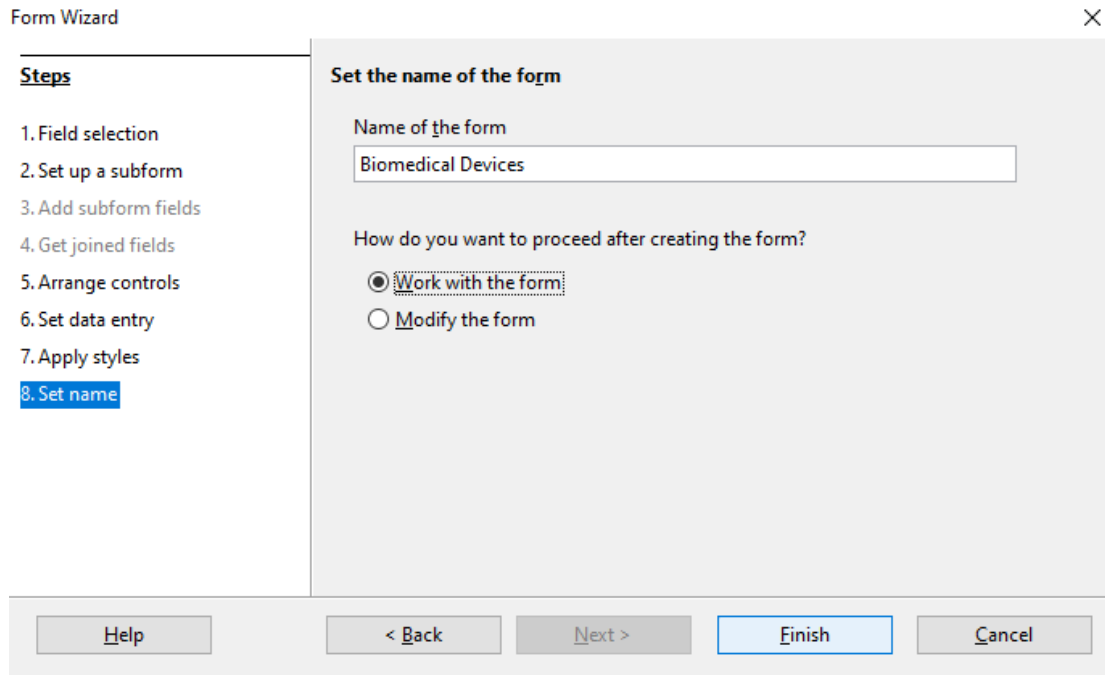
Kind of Device
Device
Strength of Bo
Company

Page 1 / 1 Default INSRT STD 100%

Embedded database HSQL database engine

Εικόνα 5.13 Επιλογή του στυλ διαμόρφωσης της φόρμας.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Form Wizard

Steps

1. Field selection
2. Set up a subform
3. Add subform fields
4. Get joined fields
5. Arrange controls
6. Set data entry
7. Apply styles
8. Set name

Set the name of the form

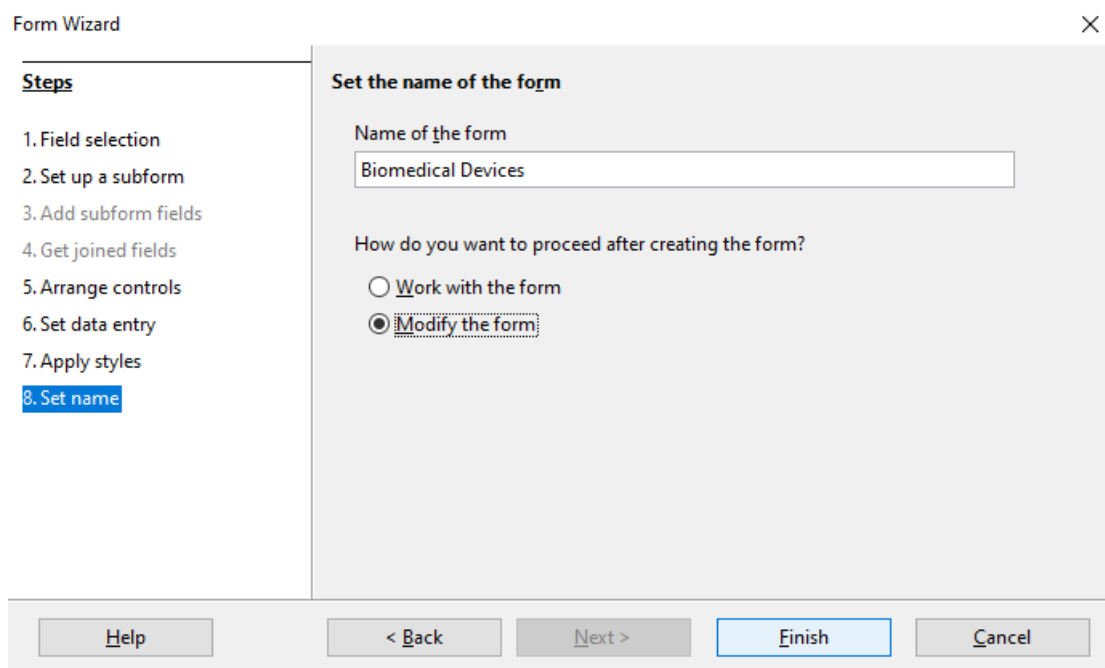
Name of the form
Biomedical Devices

How do you want to proceed after creating the form?

Work with the form
 Modify the form

Help < Back Next > Finish Cancel

Εικόνα 5.14 Επιλογή ονόματος της φόρμας.



Form Wizard

Steps

1. Field selection
2. Set up a subform
3. Add subform fields
4. Get joined fields
5. Arrange controls
6. Set data entry
7. Apply styles
8. Set name

Set the name of the form

Name of the form
Biomedical Devices

How do you want to proceed after creating the form?

Work with the form
 Modify the form

Help < Back Next > Finish Cancel

Εικόνα 5.15 Καθορισμός εργασίας μετά τη δημιουργία της φόρμας.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

INPUT DATA OF BIOMEDICAL DEVICES FOR MRI USE

Kind of Device

Device


Strength of Bo

Company

Εικόνα 5.16 Τελική παρουσία της φόρμας για τη βάση δεδομένων.

Biomedical Devices - NIKOS - OpenOffice Base: Table Data View

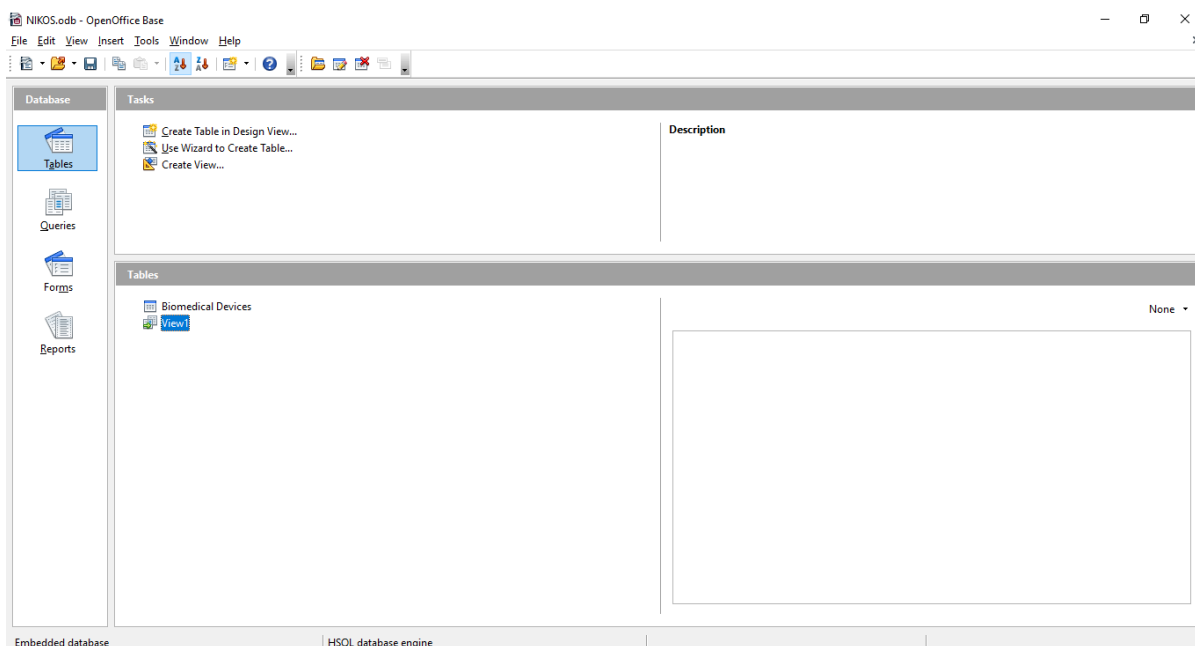
File Edit View Insert Tools Window Help



	Kind of De...	Device	Strength of Bo	Company
▶	pacemaker	Biophan laser pacemaker	1.5	Biophan Technologies
☀				

Εικόνα 5.17 Στιγμιότυπο της βάσης δεδομένων.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 5.18 Επιλογή του View της βάσεως δεδομένων για μόνο ανάγνωση των δεδομένων.

Kind of Device	Device	Strength of Bo	Company
Access Implantable	Vascular Access Port	1.5T	Celsa
Adapter	Adapter Usedfor ICP	3T	Aesculap Inc.
Adjustable Gastric band	Adhesio Bioring	1.5T, 3T	Cousin Biotech
Aneurysm Clip	SUNDT SLIM-LINE MINI ANEURYSM CLIP (Right Angle MP35N)	1.5T	Codman Codman & Shurtleff Inc., Johnson and Johnson Company
Aneurysm Clip	SUNDT SLIM-LINE ANEURYSM CLIP (Fenestrated Straight4-mm opening, 24-mm blade MP35N)	3T	Codman Codman & Shurtleff Inc., Johnson and Johnson Company
Aneurysm Clip	SUNDT SLIM-LINE MINI (Right Angle MP35N)	1.5T	Codman Codman& Shurtleff Inc., Johnson and Johnson Company
Aneurysm Clip	Aesculap AVM clipcurved	3T	Aesculap Inc
Annuloplasty Ring	AnnulofloSize 26mm Annuloplasty Ring S011896A 26M	3T	Sulzer Carbomedics Inc.
Annuloplasty Ring	AnnuloflexSize 26mm Annuloplasty Ring L001285A 26M Model AF800	3T	Sulzer Carbomedics Inc.
Annuloplasty Ring	Annuloflex Annuloplasty Ringsize 36mm L004032A 36M	3T	Sulzer Carbomedics Inc.
Aortic Valve	Aortic Valve Size 18mm A419529D 16A	3T	Sulzer Carbomedics Inc.
Biopsy Needle	LELoc MRI Tumor Localizer	1.5T	MRI Devices Corporation
Biopsy Needle	Fully Automatic BiopsyGun MRI	1.5T	MRI Devices Corporation
Biopsy Needle	Bone Biopsy Set MRI manual version (trocar, stylet, drill and ejector)	1.5T	MRI Devices Corporation
Blood Pressure Set	Manual Blood Pressure Set	3T	Nivaco Enterprises
Catheter	Infusion SetMMT-31X	1.5T	MiniMed Inc.
Catheter	3M Tegaderm CHG Chlorhexidine Gluconate IV	1.5T, 3T	3M
Cerebrospinal Fluid Shunt Valve	Anti-Siphon Device NLS01415	3T	Integra NeuroSciences
Chin Implant	Anatomical Chin Implant	1.5T, 3T	Implantech Associates Inc.
Connector	ACCU FLO Connector Three Way 316L SS	3T	Codman & Shurtleff
Connector	ACCU FLO Connector Right Angle Plastic	3T	Codman & Shurtleff
Dental Implant	PEEK Polymer (PMMA)	1.5T, 3T	Straumann
Detector	Air coil	3T	General Electric
ECG (EKG) Electrode	High Demand	1.5T	ConMed Corp.
ECG (EKG) Electrode	Dyna/Trace Diagnostic	1.5T	ConMed Corp.
ECG (EKG) Electrode	HP M2020A Radio-lucent (Ag/AgCl)	1.5T	Hewlett-Packard Medical Supplies
ECG (EKG) Electrode	Dyna/Trace Stress	1.5T	ConMed Corp.
ECG (EKG) Electrode	Dyna/Trace Mini	1.5T	ConMed Corp.
ECG (EKG) Electrode	Cleartrace 2	1.5T	ConMed Corp.
External Ventricular Drainage System	AccuDrain External CSF Drainage System	3T	Integralife
Filter	Amplatzer IVC filter	4.7T	Cook Medical
Foley Catheters	Foley catheter	1.5T	Bard Medical Division
Heart Valve	Aortic Mitroflow Synergy PC Aortic Pericardial Heart Valve Size 19 mm	3T	Sulzer Carbomedics Inc.
Heart Valve	AnnulofloMitral Annuloplasty DeviceSize 36 Model AR-736 Titanium	3T	Sulzer Carbomedics Inc.
Heart Valve	Aortic Mitroflow Synergy PC Aortic Pericardial Heart Valve Size 29 mm	3T	Sulzer Carbomedics Inc.
Hemostatic Clip	Acu Clip C. P. titanium	1.5T	Origin Medsystem

Εικόνα 5.19 Τελικό στιγμιότυπο της βάσης δεδομένων (110 εισχωρήσεις). (1)

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Kind of Device	Device	Strength of Bo	Company
Hemostatic Clip	Absolok Plus Small Hemostatic Clip	1.5T	Ethicon
Intrauterine Device	Adiana Silicon Implant	3T	Adiana
Intrauterine Device (IUD)	Intrauterine contraceptive device (IUD), Copper T (copper)	1.5T	Searle Pharmaceuticals
Intrauterine Device (IUD)	Intrauterine Contraceptive Device (IUD) Liletta Intrauterine System	1.5T, 3T	Liletta
LED Mobile Lamp	MRI – Safe LED Mobile Lamp (model OS-816511LNFBP)	3T	AadComed
Mask	Ambu King Mask	1.5T	Ambu
Monitor	Tesla M3 MRI Patient Monitor	3T	Nivaco Enterprises
Nasal Implan	Anatomical Nasal Implan	1.5T, 3T	Implantech Associates Inc.
Ocular Implant	DuraPlug Temporary Canalicular Insert	3T	EagleVision
Ocular Implant	Baerveldt glaucoma drainage implants/ iucoma drainage implant non metallic	1.5T	Pharmacia Co.
Ocular Implant	Ahmed glaucoma valve/glaucoma drainage implant nonmetallic	1.5T, 3T	New World Medical
Ocular Implant	Afinity Collamer Aspheric IOL (Intraocular Lens)	1.5T	STAAR Surgical Company
Orthopedic Implant	Angiomed Memotherm Femora4 mm x 120 mm (nitinol)	1.5T	C.R. Bard Inc.
Orthopedic Implant	Angiomed Memotherm Femora5 mm x 20 mm (nitinol)	1.5T	C.R. Bard Inc.
Orthopedic Implant	AMS Mainstay Soft-Tissue Anchormisc	1.5T	American Medical Systems
Orthopedic Implant	AmnioShield Amniotic Tissue Barrier	1.5T, 3T	Alphatec Spine Inc.
Orthopedic Implant	AlphaGRAFT Demineralized Bone Matrix	1.5T, 3T	Alphatec Spine Inc.
Orthopedic Implant	Actifit Medial Meniscal Implant	3T	Orteq
Orthopedic Implant	Absolute Absorbable Interference Screw Nonmetallic	1.5T, 3T	Depuy
Otologic Implant	Gyrus Smart Stapes PistonTitanium	3T	Gyrus ACMI (Olympus Medical)
Otologic Implant	GyrusTORP, Total Ossicular Replacement ProsthesisTitanium	3T	Gyrus ACMI (Olympus Medical)
Otologic Implant	Gyrus All Titanium Centered PORP, partial ossicular replacement prosthesis Titanium	1.5T, 3T	Gyrus ACMI (Olympus Medical)
Otologic Implant	Gyrus All Titanium Monolithic Centered/TORP, total ossicular replacement prosthesisTitanium	3T	Gyrus ACMI (Olympus Medical)
Otologic Implant	Aerial Total Dusseldorf Titanium	3T	Kurz Medical
Otologic Implant	Aerial Total Tubingen Titanium	3T	Kurz Medical
Pacemaker	Biophan laser pacemaker	1.5T	Biophan Technologies
Pacemaker	Assurity MRI Single-chamber Pacemaker	1.5T, 3T	Abbott
Pacemaker	Assurity MRI Dual-chamber Pacemaker	1.5T, 3T	Abbott
Pacemaker	Advisa DR MRI SureScan	1.5T, 3T	Medtronic
Pacemaker	Accolade MRI model L310	1.5T, 3T	Boston Scientific
Penile Implant	AMS Malleable 600 Penile Implant	3T	American Medical Systems
Penile Implant	AMS Malleable 600M Penile Implant	3T	American Medical Systems
Penile Implant	Action Neosphincter Prosthesis	3T	American Medical systems
Pessary	Rigid Silicone (95%) Pessary	1.5T, 3T	Cooper Surgical Inc.
Pulse Oximeter	Tesla one	3T	MIPM
Stent	AngioStent15 mm (platinum, iridium)	1.5T	Angiodynamics

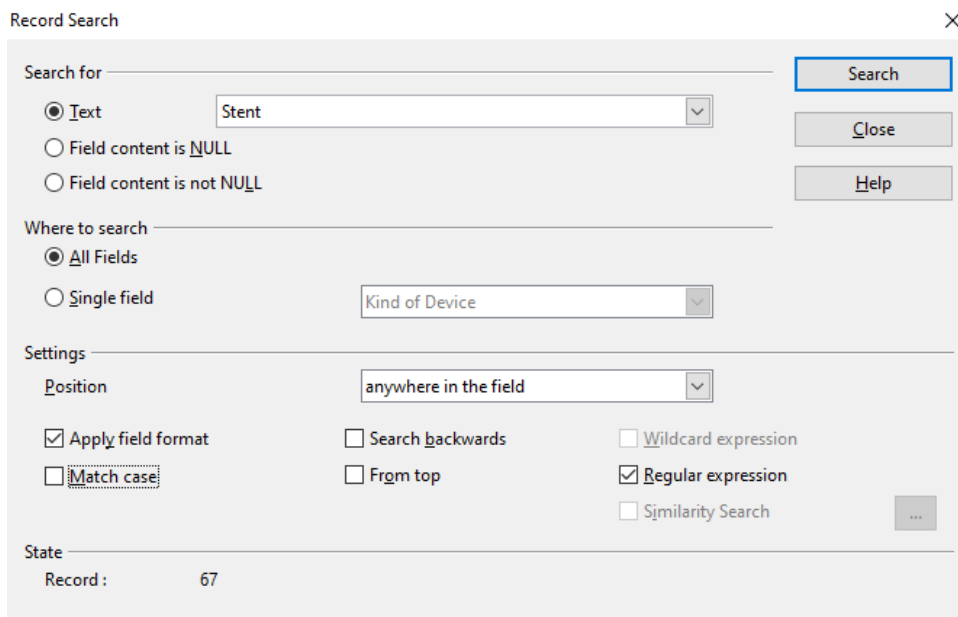
Εικόνα 5.20 Τελικό στιγμιότυπο της βάσης δεδομένων (110 εισχωρήσεις). (2)

Kind of Device	Device	Strength of Bo	Company
Stent	AneuRx II Bifurcation Stent Graft	3T	Medtronic Vascular
Stent	AneuRx Stent Graft	1.5T	Medtronic AneuRx
Stent	AneuRx AAAAdvantage Stent Grafts System	3T	Medtronic Vascular
Stent	AneuRx Graft Stent	1.5T	Medtronic AneuRx
Stent	ANCURE Endograft	1.5T	Guidant Corporation
Stent	Advanta VXT Vascular Graft	1.5T, 3T	Maquet
Stent	Advanta SST PTFE Vascular GraftAtrium Medical Corporation,	1.5T, 3T	Cardiovascular Inc.
Stent	Advanta VST PTFE Vascular GraftAtrium Medical Corporation,	1.5T, 3T	Maquet, Cardiovascular Inc.
Stent	Advanta SST Aortic Repair GraftAtrium Medical Corporation	1.5T, 3T	Cardiovascular Inc.
Stent	ACS RX Multi-Link	1.5T	Guidant
Stent	Absolute Biliary Self-Expanding Stent System Notinol	3T	Guidant
Surgical Instrument	Micro Tissue Forceps misc.	1.5T	Greatbatch Scientific
Surgical Instrument	MIR-Brain Spatula with SiliconeModel FF408K	3T	Aesculap AG & CO.KG
Surgical Instrument	Micro Round Handled Scissors misc.	1.5T	Greatbatch Scientific
Surgical Instrument	Forceps (ceramic) misc.	1.5T	MicroSurgical Techniques Inc.
Surgical Instrument	Forceps (Titanium)	1.5T	MicroSurgical Techniques Inc.
Surgical Instrument	Adson Tissue Forcep(Ti6Al-4V)misc.	1.5T	Johnson & JohnsonProfessional Inc.
Suture	SurgiproNeedle removed (polypropylene.)	3T	United States Surgical
Suture	SteelNeedle removed (316L SS)	3T	United States Surgical
Suture	Genesys Cross-FT Suture Anchor with Four Sutures	1.5T, 3T	ConMed Linvatec Biomaterials Inc.
Suture	Deknatel Silky II POLYDEK (Needle removed)	1.5T, 3T	TelFefix
Suture	Deknatel DEKLENIE II (Needle removed)	1.5T, 3T	TelFefix
Suture	Chronic gutNeedle removed gut	3T	United States Surgical
Suture	BiosynNeedle removed (glycomer 631)	3T	United States Surgical
TheraSeed Radioactive Seed Implant	TheraSeed Radioactive Seed Implant (Titanium, graphite, lead.)	3T	Bard Medical
Tube	Air-Lon Laryngectomy Tube	1.5T	Premier Medical Products
Tube	Air-Lon Tracheal	1.5T	Premier Medical Products
Urinary Implant	AMS Artificial Bowel Sphincter Prosthesismisc	1.5T	American Medical Systems
Urinary Implant	AMS Artificial Urinary Sphincter 791misc	1.5T	American Medical Systems
Utility Trolley	Trolley With/Without Drawer	7T	Enterprises
Utility Trolley	Utility Trolley with Drawers	7T	CSP Medical
Vascular access port	Access Implantable (titanium, plastic)	1.5T	Celsa
Vascular Scaffold	Absorb Bioresorbable Vascular Scaffold (BVS)	1.5T, 3T	Abbott
Vascular Scaffold	Absorb GT1 Bioresorbable Vascular Scaffold (BVS)	1.5T, 3T	Abbott
Wheelchair	Folding Wheelchair	3T	Newmatic Medical
Wheelchair	Folding Portering Chair	7T	Newmatic Medical

Εικόνα 5.21 Τελικό στιγμιότυπο της βάσης δεδομένων (110 εισχωρήσεις).(3)

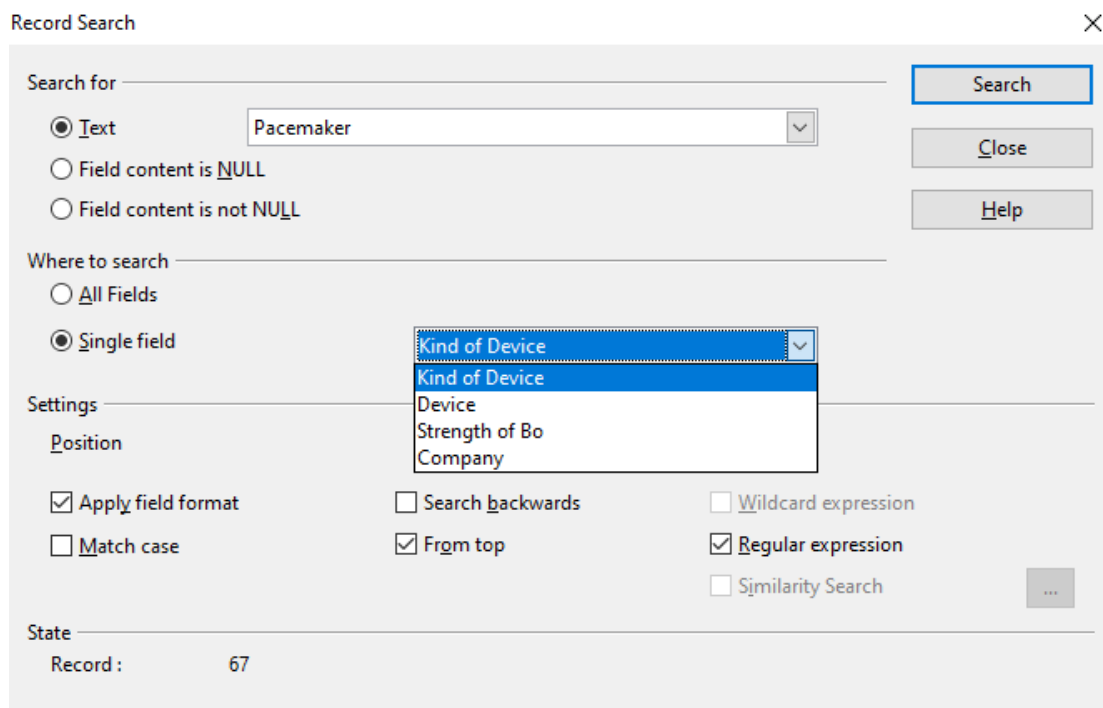
Για την πραγματοποίηση της εύρεσης των δεδομένων από τη παραπάνω βάση, χρησιμοποιούμε τον συνδυασμό των πλήκτρων CTRL & F. Με την ταυτόχρονη πληκτρολόγηση τους, εμφανίζεται η παρακάτω καρτέλα.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.



Εικόνα 5.22 Εμφάνιση της καρτέλας εύρεσης.

Έπειτα, επιλέγουμε στις ρυθμίσεις, «Εύρεση για» (Search for), το πεδίο «κείμενο» και πληκτρολογούμε στο διάκενο τη λέξη κλειδί που αναζητάμε στα αγγλικά. Π.Χ. για την εύρεση διατάξεων βηματοδοτών, γράφουμε «Pacemaker» Μεταβαίνοντας στις επόμενες ρυθμίσεις, επιλέγουμε στο «Που να γίνει η εύρεση» (Where to search) και διαλέγουμε σε ποιο πεδίο θέλουμε να γίνει η εύρεση(επιλογή ενός μόνο πεδίου ή σε όλα τα πεδία). Στη περίπτωση επιλογή ενός μόνο πεδίου, θα πρέπει να διαλέξουμε και ποιο επιθυμούμε.



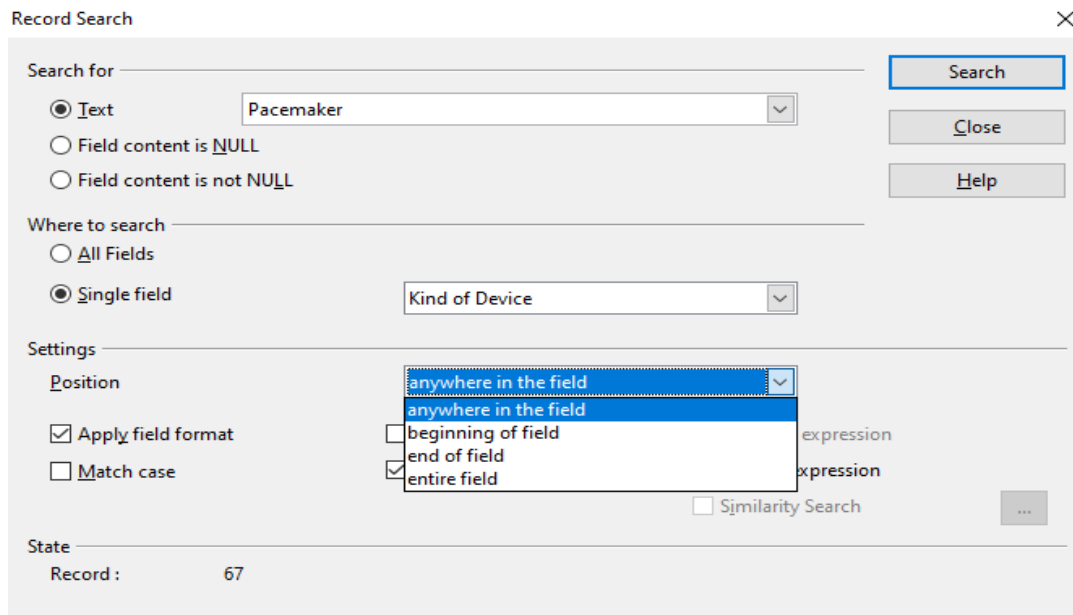
Εικόνα 5.23 Επιλογή μόνο ενός πεδίου εύρεσης.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Στη συνέχεια, στις «Ρυθμίσεις» (Settings), κάνουμε κλικ στα παρακάτω πεδία :

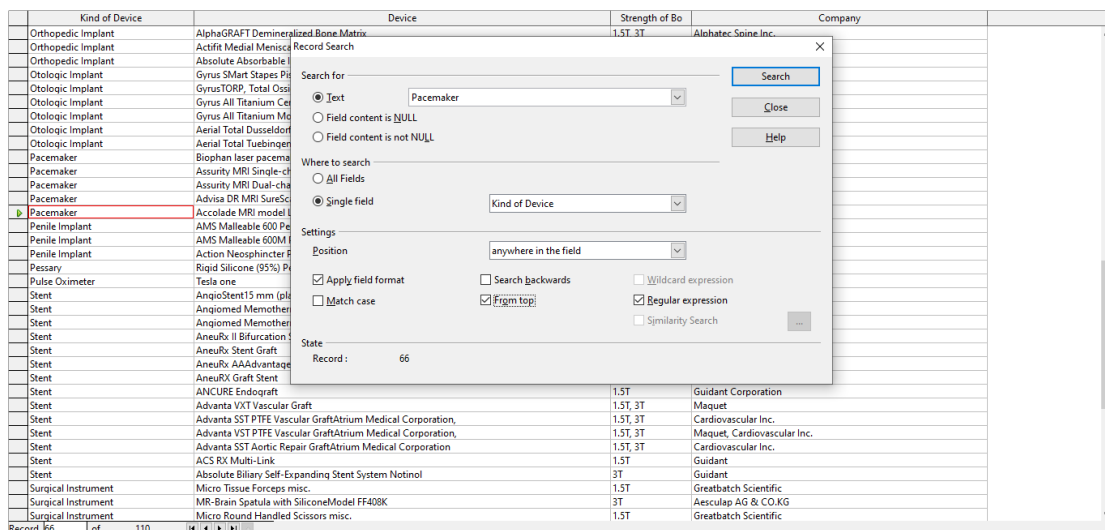
- Apply field format,
- From top
- Regular expression, όπως στην εικόνα 5.20

Επίσης, διαλέγουμε στο πεδίο «θέση» (Position), την θέση που θέλουμε να γίνει η εύρεση.



Εικόνα 5.24 Επιλογή της θέσης εύρεσης.

Τέλος, στο πεδίο «Κατάσταση» (State), δε μπορούμε να επιλέξουμε κάτι, αλλά μας εμφανίζει το ευρετήριο την θέση στη βάση δεδομένων στην οποία βρίσκονται τα δεδομένα που αναζητήσαμε. Πατάμε το κελί «Εύρεση» Search, και εμφανίζεται η αναζητούμενη πληροφορία.



Εικόνα 5.25 Εύρεση της λέξης «Pacemaker» (κόκκινο περίγραμμα), ενός μόνο πεδίου (Kind Of Device), με εύρεση σε οποιοδήποτε σημείο στη βάση δεδομένων, όπου βρίσκεται στη θέση 60.

6. ΣΥΖΗΤΗΣΕΙΣ & ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η παρούσα εργασία επιλέχθηκε και μελετήθηκε ώστε να γίνουν κατανοητοί οι κίνδυνοι των συστημάτων μαγνητικής τομογραφίας αλλά και να επισυναφθούν ένα σύνολο συσκευών και διατάξεων, οι οποίες μπορούν να καλυτερεύσουν τις συνθήκες υλοποίησης της εξέτασης καθώς και να δώσουν σε περισσότερους εξεταζόμενους την δυνατότητα της παραπάνω απεικόνισης. Ακόμη, η μαζική συγκέντρωση πληροφοριών για τους διάφορους κινδύνους, τις ειδικές διατάξεις και τις ανάγκες του χώρου, οδήγησε στην εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας.

Διαβάζοντας τις προαναφερθείσες παραγράφους, διαπιστώνεται ότι, η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού είναι μια καινοτομική και ασφαλής εξέταση για τον κόσμο που την έχει ανάγκη καθώς και για τους χρήστες των μηχανημάτων.

Σχετικά με το δεύτερο (ασφαλής εξέταση), λαμβάνοντας όλα τα απαραίτητα μέτρα προστασίας, τόσο των ανακοινωθέντων από τις κατασκευάστριες εταιρείες όσο και από τις αρμόδιες αρχές και οργανισμούς, κάποιος ο οποίος θα εισέλθει σε αίθουσα μαγνητικής τομογραφίας, δεν θα θέσει τον εαυτό του σε επικίνδυνη θέση.

Όπως εξετάστηκε στο κύριο μέρος της εργασίας, σε σχέση με αρκετά άλλα τομογραφικά ή και μη μηχανήματα της ιατρικής απεικόνισης, είναι αδύνατο να αποδειχθεί ως ένας παράγοντας ύπαρξης μεταγενέστερου όγκου. Επιπλέον, δεν έχει αποδειχθεί ότι μπορεί να προσβάλει κάποιο όργανο ώστε να το οδηγήσει μαζί με άλλους παράγοντες στην δυσλειτουργία.

Από την άλλη, σημαντικές παρενέργειες της εξέτασης θεωρούνται, η θέρμανση των ιστών με υψηλότερο κίνδυνο στους ευαίσθητους ιστούς, η διέγερση νευρώνων και μυών και η μετατόπιση και στρέψη. Αυτά τα τρία, μαζί με τις υπόλοιπες παρενέργειες που έχουν σχολιαστεί στο τρίτο κεφάλαιο, δεν υπόσχονται βέβαια την συστηματική εμφάνιση σε κάθε εξέταση. Καθοριστικός παράγοντας, θα μπορούσαμε να πούμε, ότι είναι οι ιδιότητες των υλικών, τα ενδογενή χαρακτηριστικά του μηχανήματος και η σχετική τους αλληλεπίδραση.

Τα δύο σημαντικά σημεία της παρούσας εργασίας, στα οποία πρέπει να δοθεί μεγαλύτερη εστίαση είναι οι αλληλεπιδράσεις και η διάταξη του χώρου.

Όντας γνωστοί οι παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν την φυσιολογική λειτουργία και την ακεραιότητα του εξεταζόμενου, ο τεχνολόγος κι ο αρμόδιος ιατρός, μπορούν να πραγματοποιήσουν την εξέταση με μεγαλύτερη ευκολία προς τον εξεταζόμενο, ως προς την εικόνα και σίγουρα χωρίς τον παράγοντα του άγχους.

Ένας χώρος θα πρέπει να είναι σωστά διαμορφωμένος με τα αντίστοιχα πρότυπα που απαιτούνται. Με αυτό τον τρόπο μπορούν να διεξαχθούν σωστά και με μεγάλη ποιότητα οι τομογραφικές λήψεις που χρειάζονται. Εν συνεχεία, προσφέρει καλή και αναγκαία προστασία σε ό,τι μπορεί να βρεθεί εκτός του χώρου απεικόνισης. Αναφερόμαστε δηλαδή, σε ευαίσθητα μηχανήματα, προσωπικό, εξεταζόμενους, και φυσικά άτομα άνευ νοσοκομειακών αναγκών.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

Σε αρκετές υποενότητες του τρίτου κεφαλαίου αναφερθήκαμε σε βοηθητικές συσκευές και καινούρια τεχνολογικά επιτεύγματα συνηθισμένων συσκευών. Τέτοια μηχανήματα έχουν ως σκοπό την υποστήριξη ατόμων με προβλήματα υγείας και με δυσκολία πραγματοποίησης της εξέτασης - διατάξεις όπως, βηματοδότες - απινιδωτές - διεγέρτες με οπτική ίνα, επιδερμικοί επίδεσμοι μεταφοράς φαρμακευτικής αγωγής ή και ακόμα συσκευές με αντοχή σε διάφορες εντάσεις πεδίων.

Παρ' όλη την μεγάλη βοήθεια κι επιτυχία που έχουν προσφέρει και συνεχίζουν να προσφέρουν σε ανθρώπους σε παγκόσμια κλίμακα, κάποιες από αυτές τις διατάξεις έχουν μεγάλο κόστος αγοράς ή εγκατάστασης ή και ακόμη δεν είναι διαθέσιμες σε κάποιες χώρες. Το παραπάνω έχει ως συνέπεια την αδυναμία εκτέλεσης της εξέτασης της μαγνητικής τομογραφίας και μερικές φορές της αποδοχής των κινδύνων - αν και το τελευταίο με το πέρασμα των χρόνων και της αύξησης της αυστηρότητας των κανονισμών ασφαλείας, μειώνεται. Επίσης, εξειδικευμένες συσκευές απαιτούν και εξειδικευμένο προσωπικό για την εγκατάστασή τους. Τέτοιο προσωπικό μπορεί να μην διατίθεται σε μερικές πόλεις, χώρες ή να είναι και αρκετά δυσεύρετο.

Τέλος, η πρόοδος της μελέτης των υλικών και η ανάπτυξη νέων τεχνολογιών όπως ακριβώς φάνηκε ότι έκανε τις τελευταίες δεκαετίες, έτσι μάλλον υπόσχεται να κάνει και τις επόμενες. Το μεγάλο πεδίο της έρευνας γύρω από τέτοια υλικά σε συνδυασμό με την εξέλιξη των συστημάτων μαγνητικής τομογραφίας, είναι ικανό να εξασφαλίσει ακόμα μεγαλύτερη βελτίωση στις ιατρικές απεικονίσεις σε άτομα με ποικιλία εμφυτευμάτων και εξωτερικών συσκευών. Όλα αυτά βέβαια προαπαιτούν, μια μεγάλη “αποθήκη πληροφοριών” και δοκιμών που ξεφεύγουν από τις απλές γνώσεις των μοντέλων, όπου μελετιούνται χωρίς όμως να γίνεται αδύνατη η επίτευξη τους.

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού:
Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ – ΠΗΓΕΣ

- [1] https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%9C%CE%B1%CE%B3%CE%BD%CE%B7%CF%84%CE%B9%CE%BA%CE%AE_%CF%81%CE%BF%CF%80%CE%AE.
- [2] Καρατοπης Α., Κανδαρακης Ι., (2007), “ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ”, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΕΣ ΕΚΔΟΣΕΙΣ ΑΡΑΚΥΝΘΟΣ, ISBN978-960-91034-9-7.
- [3] A. Abragam, (1961): ‘The Principles of Nuclear Magnetism’, Oxford University Press.
- [4] Ακριβός Π., (2005), ‘ΦΥΣΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΣΤΗΝ ΑΝΟΡΓΑΝΗ ΧΗΜΕΙΑ: Φασματοσκοπία πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού’, ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ (ΑΝΟΙΚΤΑ ΑΚΑΔΗΜΑΙΚΑ ΜΑΘΗΜΑΤΑ)
- [5] Παρασκευά Μ., (2015): ‘Μέρος 1: Σήματα Συνεχούς Χρόνου’, ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας
- [6] Χατζηγούλας Α.Θ., (2015), ‘Διπλωματική εργασία: Η Λειτουργική Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού(fMRI) με χρήση των μεθόδων GLM και ICA στη κοινωνικό-γνωστική έλλειψη στη φυσιολογική γήρανση’, ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ, ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ
- [7] Φωτοπούλου Κ. Βαρσαμοπούλου Π., (1999), ‘Διπλωματική Εργασία : Η ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΣΤΗΝ ΕΛΛΑΔΑ ΣΗΜΕΡΑ’, ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΚΑΛΑΜΑΤΑΣ, ΔΙΟΙΚΗΣΗ ΜΟΝΑΔΩΝ ΥΓΕΙΑΣ & ΠΡΟΝΟΙΑΣ. ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΤΟΜΙΚΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ
- [8] <https://eeae.gr>
- [9] Λάσκαρη Ε. Τ., (1992), ‘OPEN MRI MAGNET’, ‘Patent Application Publication’, Pub. No.: 5,153,546
- [10] <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%A0%CE%B7%CE%BD%CE%AF%CE%BF>
- [11] Λιόνη Ι., (2009), ‘Διπλωματική εργασία: ΠΥΡΗΝΙΚΟΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΣ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΣ ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ’, ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΚΡΗΤΗΣ ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΠΑΡ/ΜΑ ΧΑΝΙΩΝ ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
- [12] Frese G., Siebold H., (1984), ‘GRADIENT FIELD COIL SYSTEM FOR NUCLEAR SPIN TOMOGRAPHY’, ‘Patent Application Publication’, Pub. No.: 4,486,711.
- [13] Κάλλου Α. Ε., (2003), ‘Διπλωματική εργασία: Μελέτη του φαινομένου Smith - Purcell’, ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ
- [14] Δροπάλας Α., (2013), ‘Διπλωματική εργασία: ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΥΨΗΛΟΥ ΚΟΣΤΟΥΣ CT & MRI ΣΕ ΕΛΛΑΔΑ ΚΑΙ ΕΥΡΩΠΑΙΚΗ ΕΝΩΣΗ’, Πανεπιστήμιο Πειραιώς.
- [15] https://en.wikipedia.org/wiki/Purcell_effect#:~:text=The%20Purcell%20effect%20is%20the,given%20by%20the%20Purcell%20factor
- [16] Gail Durbridge MSc, (2011): ‘Magnetic Resonance Imaging: Fundamental Safety Issues’, Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, τόμος 41, τεύχος 11 σελ. 820-821
- [17] Formica D., Silvestri S., (2004), ‘Biological effects of exposure to magnetic resonance imaging: an overview’, BioMedical Engineering Online BioMed Central, τόμος 3, τεύχος 11, σελ. 4,5.
- [18] Hartwig V., Giovannetti G., Vanello N., Lombardi M., Landini L., Simi S., (2009), ‘Biological Effects and Safety in Magnetic Resonance Imaging: A Review’, nt. J. Environ. Res. Public Health, τεύχος 6 σελ. 1782-1784
- [19] Medicines and Healthcare Products Regulatory Agency, (2015), ‘Safety Guidelines for Magnetic Resonance Imaging Equipment in Clinical Use’, London
- [20] https://www.fe.infn.it/u/spizzo/met_fis/rumore/Single%20Value%20Representation%20of%20Sound%20Spectrum.htm
- [21] Jerrolds J., Keene Sh., (2009), ‘MRI Safety at 3T versus 1.5T’, The Internet Journal of World Health and Societal Politics, τόμος 6, τεύχος 1, σελ. 4-7
- [22] Περάκης Γ. Ι., (2009), ‘ Διπλωματική εργασία: Αριθμητική μελέτη της επίδρασης της τοποθέτησης τερματικής συσκευής κινητών στην απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από το κεφάλι του χρήστη’, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

ηλεκτρολόγων μηχανικών και μηχανικών υπολογιστών, Τομέας συστήματα μετάδοσης πληροφορίας και τεχνολογίας υλικών

- [23] https://en.wikipedia.org/wiki/Specific_absorption_rate
- [24] Van Osch M. J. P., Webb A.G., (2014), ‘Safety of Ultra-High Field MRI: What are the Specific Risks?’, *Curr Radiol Rep*, τόμος 2, τεύχος 61, σελ. 3,4
- [25] KANGARLU A., ROBITAILLE P. M. L., (2000), ‘Biological Effects and Health Implications in Magnetic Resonance Imaging’, *Concepts in Magnetic Resonance*, τόμος 12, τεύχος 5, σελ. 321-359
- [26] Ross, J. R., & Matava, M. J. (2011). Tattoo-Induced Skin “Burn” During Magnetic Resonance Imaging in a Professional Football Player A Case Report. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 3, 431-434
- [27] Thomas Valerius, M.D., Thies Rösner, Ph. D, Jeanette H.W. Leusen, Ph.D., (2019): ‘Safety of Tattoos in Persons Undergoing MRI’, *The New England Journal of Medicine* τόμος 380, τεύχος 5, σελ. 495
- [28] Τρομπούκης Παντελής Ι. ,(2006):‘Η ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΤΟΥ ΕΜΒΡΥΟΥ’, ΘΕΜΑΤΑ ΜΑΙΕΥΤΙΚΗΣ – ΓΥΝΑΙΚΟΛΟΓΙΑΣ 4 τ-4, σελ. 313-315
- [29] Ibrahim A. Alorainy, Fahad B. Albadr, Abdullah H. Abujamea, (2006): ‘Attitude towards MRI safety during pregnancy’, *From College of Medicine and King Khalid University Hospital Department of Radiology King Saud University, Riyadh, Saudi Arabia*, σελ. 306-309
- [30] Kandel Eric R., Schwartz James H., Jessel Thomas M., (2006), ‘ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΝΕΥΡΟΕΠΙΣΤΗΜΩΝ Β’ Βελτιωμένη έκδοση’, BROKEN HILL PUBLISHERS LTD ΕΚΔΟΣΕΙΣ Π. Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ, ISBN: 0-07-112000-9
- [31] Silbernagl S, Δεσπόπουλος Α., (2010), ‘ΕΓΧΕΙΡΙΔΙΟ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ 6th edition’, BROKEN HILLS PUBLISHERS LTD ΕΚΔΟΣΕΙΣ Π. Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ, ISBN 978-3-13-545006-3
- [32] Δίντσιου Ν., (2008), ‘Μεταπτυχιακή Διπλωματική εργασία Κατανομή της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας στο εσωτερικό βιολογικού ιστού σε μαγνητικό τομογράφο παρουσία μεταλλικού εμφυτεύματος’, Τμήμα Ηλεκτρονικής Φυσικής (Ραδιοηλεκτρολογίας) του Α.Π.Θ. Κατεύθυνση Τηλεπικοινωνιών
- [33] Αντωνίου Ν., Δημητριάδης Π., Καμπούρης Κ., Παπαμιχάλης Κ., Παπατσιμίπα Α., (2010), Φυσική Γ' Γυμνασίου, Ινστιτούτο Τεχνολογίας Υπολογιστών και Εκδόσεων «ΔΙΟΦΑΝΤΟΣ», ISBN: 978-960-06-2779-4
- [34] Shellock F. G., (2002), ‘Magnetic Resonance Safety Update 2002: Implants and Devices’, *JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING* τόμος 16:485, σελ. 485-494
- [35] Μιχελινάκης Ν., Βαρβαρούσης Δ., Μανώλης Ι. Α., (2019), ‘Βασικές Αρχές και Ενδείξεις Εμφύτευσης Μόνιμου Βηματοδότη’, *ΑΣΚΛΗΠΙΕΙΑΚΑ ΧΡΟΝΙΑ*, τόμος 07, τεύχος 1, σελ. 10
- [36] Greatbatch W., Connelly P, Weiner M., (2002), ‘CONTROLLABLE, WEARABLE MR-COMPATIBLE CARDIAC PACEMAKER WITH PULSE CARRYING PHOTONIC CATHETER AND VOO FUNCTIONALTY’, ‘Patent Application Publication’, Pub. No.: US 2002/0116033 A1
- [37] Greatbatch W., Miller V., Shellock F. G., (2002), ‘Magnetic Resonance Safety Testing of a Newly Developed Fiber-Optic Cardiac Pacing Lead’, *JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING*, τόμος 16:97, τεύχος 103, σελ. 98 - 99
- [38] Tagliati M., Jankovic J., Pagan F., Susatia F., U. Isaias I. U., Okun M. S., (2009), Safety of MRI in patients with implanted deep brain stimulation devices, *NeuroImage*, τεύχος 47, σελ. T53–T57
- [39] https://en.wikipedia.org/wiki/Spinal_fusion
- [40] Diehn F. E., Wood Ch. P., Watson Jr R. E., Mauck W. D., Burke M. M., Hunt Ch. H., (2011) ‘Clinical safety of magnetic resonance imaging in patients with implanted SynchroMed EL infusion pumps’, Springer-Verlag *DIAGNOSTIC NEURORADIOLOGY*, τόμος 47, τεύχος 1, σελ. 117-122
- [41] Frank G. Shellock1, (1988) ‘MR Imaging of Metallic Implants and Materials: A Compilation of the Literature., *American Journal of Roentgenology*, τόμος 151, τεύχος 4 σελ. 811-814
- [42] Serrano-Castañeda P., Escobar-Chávez J. J., Rodríguez-Cruz I. M, Melgoza-Contreras L. M., Martínez-Hernández J., (2018), ‘Microneedles as Enhancer of Drug Absorption Through the Skin and Applications in Medicine and Cosmetology’, *J Pharm Sc*, τόμος 21, τεύχος 1, σελ 73-90

Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού: Η Ασφάλεια και οι Επιδράσεις της στον Άνθρωπο.

- [43] Gwyneth A. van Rijn G. A., Mourik J. E. M., Teeuwisse W. M., Luyten G. P. M., Webb A. G., (2012), 'Magnetic Resonance Compatibility of Intraocular Lenses Measured at 7 Tesla', *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, τόμος 53, τεύχος 7, σελ. 3449-3453
- [44] <https://radiopaedia.org/articles/intraocular-lens-implant>
- [45] Neumann W., Uhrig T., Malzacher M., Kossmann V., Schad L. R., Zoellner F. G., (2019), 'Risk assessment of copper-containing contraceptives: the impact for women with implanted intrauterine devices during clinical MRI and CT examinations', *European Radiology*, τεύχος 29, σελ. 2813–2819,
- [46] Bussmann S., Luechinger R., Froehlich J. M., von Weymarn C., Reischauer C., Koh D. M., Gutzeit A., (2018), 'Safety of intrauterine devices in MRI', *PLOS one*, τόμος 13, τεύχος 10, σελ. 5-12,
- [47] Onciul S., Nicolaescu R., Predescu L., Capsa R., Vatasescu R., (2019), 'Update on MRI safety in patients with stents, prosthetic heart valves and cardiovascular implantable electronic devices', *Romanian Journal of Cardiology*, τόμος 29, τεύχος 3, σελ. 472-473
- [48] Karamitsos Th. D., (2019), 'Magnetic resonance imaging is a safe technique in patients with prosthetic heart valves and coronary stents', *Hellenic Journal Cardiology*, τόμος 60, τεύχος 1, σελ. 38-39
- [49] Nakamura T., (2020), 'Dental MRI: a road beyond CBCT', *European Radiology*, τόμος 30, τεύχος 12, σελ. 6389
- [50] Kim Y. H., Choi M., Kim J. W., (2019), 'Are titanium implants actually safe for magnetic resonance imaging examinations?', *Arch Plast Surg*, τόμος 46, τεύχος 1, σελ.96-97
- [51] Starcukov J., Starcuk Jr. Z., Hubalkov H., Linetskiy I., (2008), 'Magnetic susceptibility and electrical conductivity of metallic dental materials and their impact on MR imaging artifacts', *Dental materials*, τόμος 24, τεύχος 6, σελ 715-723
- [52] Whelan B. Kolling S., Oborn B. M., Keall P., (2018), 'Passive magnetic shielding in MRI-Linac systems', *Physics in Medicine & Biology*, τόμος 63, τεύχος 7, σελ. 6
- [53] Bidinostia C. P., Martin J. W., (2014), 'Passive magnetic shielding in static gradient field', *AIP Advances*, τεύχος 4, σελ. 2
- [54] Plein S., Greenwood J., Ridgway J. P., (2015), 'Cardiovascular MR manual', Springer International Publishing, ISBN 978-3-319-20939-5
- [55] Saito T., Shinnoh T., (2010), 'Applications using Open-Type Magnetic Shielding Method', *Journal of the Magnetics Society of Japan*, τόμος 34, τεύχος 3, σελ. 422 - 426
- [56] Werpy M. N., (2007), 'Magnetic Resonance Imaging of the Equine Patient: A Comparison of High- and Low-Field Systems', *Clin Tech Equine Pract*, τόμος 6, τεύχος, σελ. 37 - 39
- [57] https://en.wikipedia.org/wiki/Faraday_cage
- [58] <http://www.nivaco.gr/>
- [59] <https://www.mipm.com/en/our-products/teslam3>
- [60] <https://www.newmaticmedical.com/>
- [61] <https://www.metrasens.com/>
- [62] <https://aadcomed.com/>