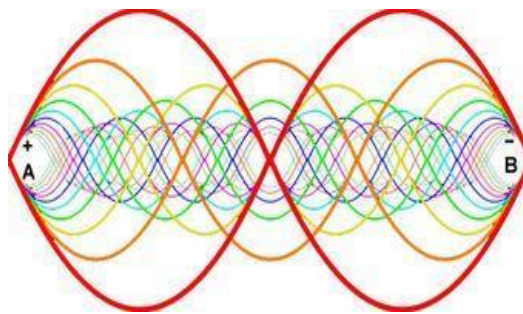




ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«ΣΥΣΤΗΜΑ ΠΟΜΠΟΥ ΚΑΙ ΔΕΚΤΗ (ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΣΗΜΑΤΟΣ)
ΡΑΔΙΟΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ ΣΤΗΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ
ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ»



ΓΙΟΒΑΝΗΣ ΕΥΑΓΓΕΛΟΣ
15019

Επιβλέπων Καθηγητής: ΚΑΝΔΑΡΑΚΗΣ ΙΩΑΝΝΗΣ

Αιγάλεω 2021

Εξεταστική Επιτροπή Διπλωματικής Εργασίας:

Ιωάννης Κανδαράκης, Ομότιμος Καθηγητής ΠΑΔΑ:

Νεκτάριος Καλύβας, Αναπληρωτής Καθηγητής ΠΑΔΑ:

Χρήστος Μιχαήλ, Επίκουρος Καθηγητής ΠΑΔΑ:


ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Γιοβάνης Ευάγγελος του Δημητρίου, με αριθμό μητρώου 48015019 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι: «Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/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

2/10/2021

Ο Δηλών


Γιάννης Ευάγγελος

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός είναι το φυσικό φαινόμενο για την παράγωγη εικόνων του υπό εξέταση ανθρωπίνου σώματος. στόχος της παρούσας έρευνας είναι η κατανόηση όλων των φυσικών αρχών που διέπουν την διαδικασία, από τη χρονική στιγμή που διεγείρονται οι πυρήνες του δείγματος, έως την ποσοτικοποίηση της αποδιέγερσης του δείγματος και την τελική παραγωγή εικόνας.

Η ανάλυση μας εμβαθύνει στην απεικόνιση μέσω του μαγνητικού συντονισμού. Για την καλύτερη κατανόηση της φυσικής διαδικασίας, θα αναλύσουμε τη λειτουργία των πηνίων ραδιοσυχνότητας και την ειδική σχεδίαση που απαιτείται ώστε να παράγουν και να λαμβάνουν σήματα μαγνητικού συντονισμού. εξετάζονται επίσης όλα τα είδη των πηνίων που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (πηνία κλωβού, TEM πηνία) καθώς και η σχεδίαση και η λειτουργία των κυκλωμάτων RF. Στο τέλος παρατηρούμε ότι τα πηνία εξελίσσονται συνεχώς με σκοπό την μείωση του θορύβου κατά τη λήψη εικόνων.

ABSTRACT

Nuclear magnetic resonance is the natural phenomenon for the production of images of the human body in question. The aim of the present study is to understand all the physical principles that govern the process, from the time the sample nuclei are stimulated, to the quantification of the sample excitation and the final image production.

Our analysis deepens the imaging through magnetic resonance and its use in magnetic resonance imaging. For a better understanding of the physical process, we will analyze the operation of radio frequency coils and the special design required to generate and receive magnetic resonance signals. All types of coils used in magnetic resonance imaging (birdcage coils, TEM coils) as well as the design and operation of RF circuits are also examined. Closing we observe the coils are constantly evolving in order to reduce noise when taking pictures.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Για την συγγραφή της εργασίας μου, θα ήθελα να κάνω ιδιαίτερη μνεία στον κ. Κανδαράκη Ιωάννη, διότι χάρις στο επιστημονικό υλικό που μου μετέδωσε και τις καίριες υποδείξεις του η πραγματοποίηση της συγκεκριμένης εργασίας κατέστη δυνατή.

Η εμπιστοσύνη που εξέλαβα ήταν ένας ακόμα σημαντικός παράγοντας που οδήγησε στην πραγμάτωση της προσπάθειάς μου.

Κλείνοντας, ξεχωριστή αναφορά θα ήθελα να κάνω σε όλους εκείνους που συνέβαλαν στο να φέρω σε πέρας το έργο μου.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	4
ABSTRACT	5
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	6
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	7
ΕΙΚΟΝΕΣ	9
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	10
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΒΑΣΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΠΥΡΗΝΙΚΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ	11
1.1 Ατομική δομή	11
1.2 Στροφορμή	12
1.3 Ενεργοί πυρήνες μαγνητικού συντονισμού	14
1.4 Συνοπτική παρουσίαση της Ηλεκτρομαγνητικής Θεωρίας	15
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ	21
2.1 Μαγνητικός Συντονισμός - MR	21
2.2 Αντίθεση εικόνας κι αλληλουχίες παλμών	22
2.3 Χαλάρωση και χρόνοι χαλάρωσης T1, T2	24
2.4 Λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR)	27
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΠΗΝΙΑ ΡΑΔΙΟΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ	31
3.1 Πηνία RF (Radiofrequency Coils)	31
3.2 Αποστολή και λήψη πηνίων RF	32
3.3 Τρόποι Λειτουργίας Πηνίων	33
3.4 Παράγων ποιότητας πηνίων	34
3.5 Λόγος Σήματος προς Θόρυβο (SNR)	34

3.6 Τύποι Πηνίων RF	36
3.6.1 Πηνία Όγκου (Volume Coils)	36
3.6.2 Επιφανειακά πηνία και πηνία συστοιχίες	36
3.6.3 Πηνίο κλωβού (Birdcage Coil)	39
3.6.4 Πηνία TEM	40
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΚΥΚΛΩΜΑΤΑ RF	43
4.1 Προδιαγραφές RF	43
4.2 Ενισχυτές ισχύος RF	47
4.3 Βαθμίδες λειτουργίας των ενισχυτών (A, C)	48
4.3 Διαμόρφωση-Αποδιαμόρφωση σήματος	50
4.4 Γραμμές μεταφοράς ή μετάδοσης- Transmission Lines	53
4.5 Κυκλώματα RLC	53
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	55
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	56

ΕΙΚΟΝΕΣ

Εικόνα 1 Η μαγνητική ροπή ενός πυρήνα υδρογόνου σε σύγκριση με μαγνήτη τύπου ράβδου	13
Εικόνα 2 Πίνακας χρήσιμων φυσικών ιδιοτήτων για επιλεγμένους πυρήνες που χρησιμοποιούνται στον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό και στη μαγνητική τομογραφία.	14
Εικόνα 3 Οι εξισώσεις του Maxwell	16
Εικόνα 4 Η Αναπαράσταση ενός επίπεδου αρμονικού ηλεκτρομαγνητικού κύματος	18
Εικόνα 5 Χαρακτηριστικά Συστήματος MRI	34
Εικόνα 6 (Α) Το πηνίο λήψης λαμβάνει την απόκριση από τη διέγερση, ενισχύει και ψηφιοποιεί (ADC)	35
Εικόνα 7 SNR κατά μήκος ενός προφίλ 1D ως συνάρτηση του καναλιού μέτρησης για μερικές αντιπροσωπευτικές συστοιχίες	39
Εικόνα 8 Αρχιτεκτονική συστήματος συστοιχίας φάσης NMR	40
Εικόνα 9 Σχέδιο ενός πηνίου Birdcage το οποίο έχει δύο ακροδέκτες, πολλαπλά πόδια / σκαλοπάτια και διπλούς πυκνωτές (μπλε κουκκίδες)	41
Εικόνα 10 Ένα ενεργό αποσυντονισμένο πηνίο όγκου TEM	43
Εικόνα 11 Τεχνικές προδιαγραφές RF βάση της ομάδας σχεδιασμού NCAB	45
Εικόνα 12 Τα Μπλοκ των τριών λειτουργικών υποσυστημάτων	46
Εικόνα 13 Η εξέλιξη της τεχνολογίας ασύρματου πηνίου RF η οποία περιλαμβάνει τις υπάρχουσες τεχνολογίες ή στρατηγικές για κάθε αντίστοιχο υποσύστημα	47
Εικόνα 14 Block διάγραμμα ενός δέκτη	50
Εικόνα 15 Εξασθενητής τύπου κλίμακας (ladder)	51
Εικόνα 16 Απεικόνιση διαγραμμάτων ορθογώνιου ανιχνευτή	52

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η παρούσα έρευνα στοχεύει στην ανάδειξη και καταγραφή του συστήματος πομπού και δέκτη ραδιοσυχνοτήτων μέσω των παρεχόμενων βοηθημάτων, όπου εν συνεχεία θα βοηθήσουν στη βελτιστοποίηση της Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού (MRI). Ο σκοπός αυτής της έρευνας πρόκειται να αξιολογήσει την δυνατότητα και ικανότητα που αναδεικνύεται μέσω της χρήσης αυτών των συστημάτων, με άμεσο αντίκτυπο στην καθημερινή μας ζωή. Εξίσου, θα αναδειχθεί ο σημαντικός ρόλος των πηνίων που λειτουργούν ως σταθμός μετάδοσης και λήψης σήματος.

Είναι εξίσου σημαντικό να επισημανθεί ότι η παρούσα εργασία βασίζεται σε ένα πλήθος ερευνών και μπορεί να συνεισφέρει στη καλύτερη γνώση των σχετικών διαδικασιών. Βέβαια, στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού παρουσιάζεται μεγάλος αριθμός εξελίξεων αλλά και προβληματισμών ταυτόχρονα που έχουν άμεση επίδραση στην χρηστικότητα των συστημάτων αυτών.

Οι αναγνώστες θα έχουν την δυνατότητα απόκτησης γνώσεων για αυτά τα συστήματα που χρησιμοποιούνται καθημερινά στην κλινική πρακτική.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΒΑΣΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΠΥΡΗΝΙΚΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

Ο Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (Nuclear Magnetic Resonance-NMR) είναι η θεμελιώδης αρχή που επιτρέπει την εκτέλεση της Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού. Το φαινόμενο αυτό ανακαλύφθηκε το έτος 1945. Υστέρα από μερικά έτη αναπτύχθηκε η Φασματοσκοπία NMR που στις μέρες μας αποτελεί μία από τις βασικότερες τεχνικές διεύρυνσης των φυσικοχημικών ιδιοτήτων της ύλης σε μοριακό επίπεδο. Την δεκαετία του 1970 ξεκίνησε η εφαρμογή του φαινομένου MNR στον ιατρικό κλάδο από τον Lauterbur. Πρωταρχικό σκοπό συνιστούσε η διαμόρφωση μεθόδων σχηματισμού εικόνων της εσωτερικής δομής του ανθρώπινου σώματος. Ωστόσο, πέρα από τις μεθόδους απεικόνισης, πλέον χρησιμοποιούνται και οι τεχνικές Φασματοσκοπίας NMR. Η φασματοσκοπία χωρίζεται σε δύο κατηγορίες. Η πρώτη κατηγορία ασχολείται με δείγματα ουσιών και ονομάζεται Φασματοσκοπία *in vitro* ενώ η δεύτερη κατηγορία ασχολείται με το ανθρώπινο σώμα και ονομάζεται Φασματοσκοπία *in vivo*. Οι μέθοδοι απεικόνισης αφορούν την χρήση του φαινομένου σε πυρήνες υδρογόνου (πρωτόνια). Οι μέθοδοι φασματοσκοπίας χρησιμοποιούνται σε πυρήνες φωσφόρου, άνθρακα, υδρογόνου κ.α. Από τα βασικότερα πλεονεκτήματα του μαγνητικού συντονισμού αποτελεί η δυνατότητα αξιοποίησης διαφόρων φυσικών παραγόντων για την λήψη φασμάτων και εικόνων υψηλής διαγνωστικής αξίας. Ακόμη, σημαντικό είναι πως δεν γίνεται χρήση ιοντιζουσών ακτινοβολιών όπως η X, οι ακτίνες γ ή β⁺. Στη συνέχεια θα γίνει αναφορά στην ατομική δομή καθώς και στην αλληλεπίδραση σπιν και μαγνητικού πεδίου.[1]

1.1 Ατομική δομή

Τόσο στην Φυσική όσο και στη Χημεία ως άτομο ορίζεται το μικρότερο δυνατό σωματίδιο ενός χημικού στοιχείου που εξακολουθεί να έχει τις χημικές ιδιότητες του εκάστοτε στοιχείου με την έννοια πως εξακολουθεί να μη μεταβάλλεται κατά την πραγματοποίηση μιας χημικής αντίδρασης. Αν και η έννοια του «ατόμου» ορίστηκε την περίοδο που τα άτομα πίστευαν πως ήταν ενιαία μεταξύ τους, σήμερα είναι ευρέως αποδεκτό ο διαχωρισμός του ατόμου σε ένα πιο μικρό αριθμό συστατικών. Αρχικά προϋπήρχαν τα ηλεκτρόνια όπου ήταν αρνητικά φορτισμένα, το οποίο αποβάλλουν από ένα άτομο στην φάση ιονισμού τους. Επιπλέον, σχηματίζουν και το ηλεκτρονικό νέφος περιφερειακά από ένα

συμπαγές σώμα που αποτελείται από ένα πλήρες θετικό φορτίο, τον λεγόμενο ατομικό πυρήνα. Εν συνεχεία, νουκλεόνια όπου είναι ουδέτερα και θετικά φορτισμένα πρωτόνια αποτελούν τον πυρήνα.

Τα ηλεκτρόνια, τα νετρόνια και τα πρωτόνια θεωρούνταν ότι ήταν τα μόνα υποατομικά σωματίδια και η αντίληψη αυτή κρατούσε έως το 1961. Μέχρι το 1961, υπήρχε η αντίληψη πως τα υποατομικά σωματίδια ήταν μόνο τα πρωτόνια, τα ηλεκτρόνια και τα νετρόνια. Παρόλα αυτά, πλέον είναι ευρέως γνωστό πως τα πρωτόνια και τα νετρόνια συνίσταται από ακόμη μικρότερα σωματίδια τα ονομαζόμενα «κουάρκ». Ακόμη, είναι αποδεκτό πως κάθε ηλεκτρόνιο συνοδεύεται από ένα νετρόνιο, και πως και τα δύο σωματίδια αποτελούν λεπτόνια. Κατά κύριο λόγο τα λεπτόνια πρώτης γενιάς και τα κουάρκ συγκροτούν τα άτομα. Ειδικότερα, ένα πρωτόνια συγκροτείται από ένα κάτω κουάρκ και δύο πάνω κουάρκ. Αντιθέτως, ένα νετρόνιο συγκροτείται από ένα πάνω κουάρκ και δύο κάτω κουάρκ. Τα άτομα συνίστανται μόνο από κουάρκ και από λεπτόνια πρώτης γενιάς. Κάθε πρωτόνιο συνίσταται από δύο 'πάνω' (up) κουάρκ και ένα 'κάτω' (down) κουάρκ, ενώ αντίθετα ένα νετρόνιο συνίσταται από δύο κάτω και ένα πάνω κουάρκ. Αν και οι δύο πιο βαριές γενιές των κουάρκ και λεπτονίων δεν παρατηρούνται στην συνηθισμένη ύλη, ενδέχεται η παραγωγή τους όταν υφίστανται υψηλής ενεργείας συγκρούσεις.

Τα υποατομικά σωματίδια φορείς δυνάμεων, ή αλλιώς γλουόνια αποτελούν και αυτά σημαντικά άτομα. Τα ηλεκτρόνια εξακολουθούν να βρίσκονται στο άτομο εξαιτίας των κβαντομηχανικών δυνάμεων που διαμορφώνονται ανάμεσα στον πυρήνα και αυτών. Ακόμη, τα γλουόνια παίζουν και τον ρόλο φορέων ισχυρής πυρηνικής δύναμης καθώς συμβάλουν στην συγκράτηση των πρωτονίων και των νετρονίων στον πυρήνα.[2]

1.2 Στροφορμή

Η στροφορμή (angular momentum) \vec{I} που τέθηκε από τους ατομικούς πυρήνες αποτελεί ένα διανυσματικό φυσικό μέγεθος που αφορά την στροφική κίνηση των σωμάτων.

$$\vec{I} = \vec{r} \times m\vec{v} \quad (1)$$

Όπου είναι η ακτίνα τροχιάς, m είναι η μάζα και v η γραμμική ταχύτητα. Στον μικρόκοσμο και στα στοιχειώδη σωματίδια, η στροφορμή εκφράζεται χάρις τους επονομαζόμενους κβαντικούς αριθμούς στροφορμής. Για τα ηλεκτρόνια των ατόμων παρατηρούνται δύο διαφορετικοί κβαντικοί αριθμοί:

- Ο αριθμός l , ο οποίος αναφέρεται στη στροφορμή που έχει ένα ηλεκτρόνιο λόγω της περιφοράς του γύρω από ένα νοητό άξονα ο οποίος άξονας περνά από το “κέντρο” του ατόμου (τροχιακή στροφορμή)
- Ο αριθμός s ή m_s ο οποίος αναλογεί στην ιδιοπεριστροφή του ηλεκτρονίου. Ο αριθμός s και η στροφορμή εξαιτίας της ιδιοπεριστροφής γράφονται με τον όρο spin. Αναφορικά με την κβαντική θεωρία, οι αριθμοί l και s ενδέχεται να πάρουν συγκεκριμένες αριθμητικές τιμές. Συγκεκριμένα ο αριθμός s μπορεί να λάβει τιμές είτε $+1/2$, ή $-1/2$, και ο αριθμός l φέρει μόνο φυσικές ακέραιες τιμές: $0,1,2,3$. Οι μαθηματικές σχέσεις που συνδέουν την τροχιακή στροφορμή με το spin είναι:

$$|\vec{l}| = \hbar \sqrt{l(l+1)} \quad (2)$$

$$|\vec{s}| = s\hbar \quad (3)$$

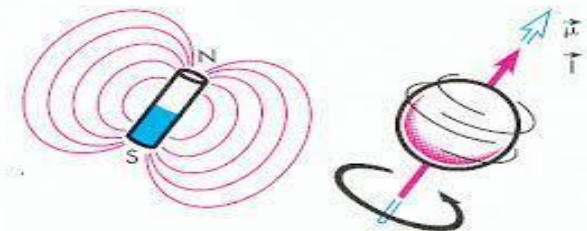
όπου $|\vec{l}|$, $|\vec{s}|$ είναι τα μέτρα των ανάλογων στροφορμών και \hbar είναι η σταθερά του Planck ($\hbar = h/2\pi$, $h = 6,6 \times 10^{-34}$ Joule.sec).

Ωστόσο, πυρήνες όπως το υδρογόνο μπορεί να θεωρηθούν ως περιστρεφόμενη φορτισμένη σφαίρα που παράγει μια μαγνητική διπολική ροπή και ένα σχετικό μαγνητικό πεδίο.

Στην παρουσία ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, το διάνυσμα της πυρηνικής μαγνητικής διπολικής ροπής ή απλά μαγνητικής ροπής (μ), θα τείνει να ευθυγραμμιστεί με τις εξωτερικές γραμμές πεδίου. Η μαγνητική ροπή αποτελεί ένα διανυσματικό μέγεθος το οποίο περιγράφεται από ένα διάνυσμα παράλληλο προς τον άξονα περιστροφής του σωματιδίου. Στην Κλασική Φυσική η μαγνητική ροπή αναφέρεται ως ένα φυσικό μέγεθος, το οποίο αφορά τους διπολικούς ραβδόμορφους μαγνήτες. Εκφράζει την ταχύτητα που ένας ανάλογος μαγνήτης παραλληλίζεται με τις δυναμικές γραμμές ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Ο μαθηματικός τύπος της μαγνητικής ροπής είναι ο εξής [2]:

$$\vec{\mu} = \vec{L}M_Q \quad (4)$$

όπου L είναι το μήκος του μαγνήτη και M_Q είναι η μαγνητική ποσότητα (ή «μαγνητική μάζα») η οποία αναλογεί στο μαγνήτη. Όταν ένα σύνολο μαγνητικών ροπών σε ένα δείγμα ευθυγραμμίζεται προς μία κατεύθυνση, υπάρχει ένας μαγνητισμός μέσα στο δείγμα.



Εικόνα 1 Η μαγνητική ροπή ενός πυρήνα υδρογόνου σε σύγκριση με μαγνήτη τύπου ράβδου

(<https://eclass.uoa.gr/modules/document/file.php/MED703/Απεικονιση%20μαγνητικου%20συντονισμου.pdf>)

Ο λόγος της μαγνητικής ροπής μ ενός πυρήνα προς τη στροφορμή ιδιοπεριστροφής (σπιν) I ονομάζεται γυρομαγνητικός λόγος:

$$\gamma = \frac{\mu}{I} \quad (5)$$

όπου το «γύρο-» αναφέρεται στην περιστροφή και στο «μαγνητική» στη μαγνητική ροπή των πυρήνων.[2]

1.3 Ενεργοί πυρήνες μαγνητικού συντονισμού

Στον Πυρηνικό Μαγνητικό Συντονισμό (NMR), οι όποιοι προβληματισμοί παρουσιάζονται έγκειται σχετικά με τον πυρήνα του ατόμου και όχι με τα γύρω ηλεκτρόνια. Αυτό που καθορίζει τη δυνατότητα ενός ατόμου να υποστεί NMR είναι ο συνδυασμός του φορτίου των πρωτονίων και του αριθμού των νευτρονίων.

Υπάρχουν πολλοί σημαντικοί πυρήνες ενεργού MR, ωστόσο αυτός που χρησιμοποιείται πιο συχνά για στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού είναι το υδρογόνο. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι η κύρια σύνθεση των περισσότερων ζωντανών ιστών, συμπεριλαμβανομένου του λίπους και της πρωτεΐνης, είναι νερό (H_2O), το οποίο περιέχει δύο άτομα υδρογόνου ανά μόριο. Ως αποτέλεσμα αυτού, τα δείγματα που ζουν ή κάποτε ζούσαν έχουν αφθονία ενεργών πυρήνων MR υδρογόνου και είναι

ιδανικοί υποψήφιοι για το σχηματισμό εικόνων MR υψηλής διακριτικής ικανότητας. Το υδρογόνο επίσης έχει τον υψηλότερο γυρομαγνητικό λόγο (εικόνα 2), με αποτέλεσμα ένα ισχυρό σήμα MR. [2]

Nucleus	Spin	Natural Abundance %	Magnetic moment μ^a	Magnetogyric ratio $\gamma/10^7 \text{ rad T s}^{-1}$	NMR frequency ν/MHz
^1H	1/2	99.985	2.7927	26.7520	400.000
^2H	1	0.015	0.8574	4.1066	61.402
^7Li	3/2	92.58	3.2560	10.3975	155.454
^{13}C	1/2	1.108	0.7022	6.7283	100.577
^{14}N	1	99.63	0.4036	1.9338	28.894
^{15}N	1/2	0.37	-0.2830	-2.712	40.531
^{17}O	5/2	0.037	-1.8930	-3.6279	54.227
^{19}F	1/2	100	2.6273	25.181	376.308
^{23}Na	3/2	100	2.2161	7.08013	105.805
^{27}Al	5/2	100	3.6385	6.9760	104.229
^{29}Si	1/2	4.70	-0.5548	-5.3188	79.460
^{31}P	1/2	100	1.1305	10.841	161.923
^{59}Co	7/2	100	4.6388	6.317	94.457
^{77}Se	1/2	7.58	0.5333	5.12	76.270
^{195}Pt	1/2	33.8	0.6004	5.768	85.996
^{199}Hg	1/2	16.84	0.4993	4.8154	71.309

^a magnetic dipole moment in units of the nuclear magneton, $eh/(4\pi M_p)$, where M_p is the mass of the proton.

Εικόνα 2 Πίνακας χρήσιμων φυσικών ιδιοτήτων για επιλεγμένους πυρήνες που χρησιμοποιούνται στον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό και στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού.

([https://www.semanticscholar.org/paper/NUCLEAR-MAGNETIC-RESONANCE-\(NMR\)-SPECTROSCOPY%3A-AND-Gerothanassis-Troganis/bdf8d6d0b68fc7a0dfa8c611ab2a49ba517c8a8f/figure/1](https://www.semanticscholar.org/paper/NUCLEAR-MAGNETIC-RESONANCE-(NMR)-SPECTROSCOPY%3A-AND-Gerothanassis-Troganis/bdf8d6d0b68fc7a0dfa8c611ab2a49ba517c8a8f/figure/1))

1.4 Συνοπτική παρουσίαση της Ηλεκτρομαγνητικής Θεωρίας

Σε αυτό το υποκεφάλαιο θα μελετηθούν οι βασικές αρχές πίσω από τη Φυσική της Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού (MRI). Ορισμένες από αυτές τις αρχές εξηγούνται χρησιμοποιώντας τη Φυσική του Νεύτωνα και μερικές χρησιμοποιούν την Κβαντική Φυσική, αναλόγως ποια μπορεί να ερμηνεύσει καλύτερα κάθε φορά την κατάσταση που μελετάται.[2] Στο φαινόμενο του Μαγνητικού Συντονισμού έχει σημαντικό ρόλο και η Ηλεκτρομαγνητική Θεωρία του Maxwell, η οποία τυπικά εντάσσεται στο ευρύτερο πλαίσιο της Κλασικής Φυσικής. Αφορά όμως και σε φαινόμενα του μικρόκοσμου και συνεπώς συνδυάζεται με την Κβαντική Θεωρία. Η Ηλεκτρομαγνητική Θεωρία είναι σημαντική και για την κατανόηση των βασικών αρχών επί των οποίων βασίζεται και η σχεδίαση και

ανάπτυξη της οργανολογίας του Μαγνητικού Συντονισμού. Στα επόμενα εκτίθενται συνοπτικά ορισμένα σημεία αυτής της Θεωρίας.

- Ηλεκτρομαγνητική Θεωρία

Η Ηλεκτρομαγνητική Θεωρία είναι η θεωρία που επεξηγεί και αναλύει τα φαινόμενα τόσο της σύνθεσης όσο και της μετάδοσης των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων αποτελεί. Η θεωρία αυτή ερμηνεύτηκε από τον Maxwell ο οποίος προέβλεψε θεωρητικά την παρουσία ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων το έτος 1864, καθώς η πειραματική του επιβεβαίωση έγινε το 1884 μέσω πειραμάτων του Hertz. Η ιστορική αναφορά του Maxwell έλεγε πως σε περίπτωση που επιχειρηθεί ο συνδυασμός, ανά δύο, των κλασικών νόμων του Ηλεκτρομαγνητισμού, τότε οι νόμοι αυτοί αναφέρονται ως ασυμβίβαστοι μεταξύ τους. Η μόνη απόκλιση από τα πειραματικά πορίσματα ερμηνεύτηκε από τον νόμο του Ampere, και αυτό επειδή ο νόμος του προϋποθέτει την παρουσία μαγνητικού πεδίου μόνο σε σημεία του χώρου που οι κλειστές καμπύλες περικλείουν ρεύμα αγωγιμότητας I . Ωστόσο, ο Maxwell επισήμανε πως είναι εφικτή η παρουσία μαγνητικού πεδίου στο σημείο ανάμεσα των σπλισμών ενός πυκνωτή, στο οποίο δεν παρατηρείται ρεύμα αγωγιμότητας. Με αυτόν τον τρόπο επιβεβαίωσε πως η πηγή σύνθεσης του μαγνητικού πεδίου στις περιοχές εκείνες αποτελεί την χρονική μεταβολή της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου.

Η ηλεκτρομαγνητική θεωρία του Maxwell ερμηνεύεται υπό τη μορφή ενός συνόλου ολοκληρωτικών ή διαφορικών εξισώσεων, που ονομάζονται εξισώσεις Maxwell και απεικονίζονται στη συνέχεια στον πίνακα που ακολουθεί:

Name	Differential form	Integral form
Gauss's Law	$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho_f$	$\oiint_{\partial V} \mathbf{D} \cdot d\mathbf{A} = Q_f(V)$
Gauss's Law for magnetism	$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$	$\oiint_{\partial V} \mathbf{B} \cdot d\mathbf{A} = 0$
Faraday's law of induction	$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}$	$\oint_{\partial S} \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} = -\frac{\partial \Phi_{B,S}}{\partial t}$
Ampere's law (with Maxwell's correction)	$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}_f + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}$	$\oint_{\partial S} \mathbf{H} \cdot d\mathbf{l} = I_{f,S} + \frac{\partial \Phi_{D,S}}{\partial t}$

Εικόνα 3 Οι εξισώσεις του Maxwell

(<https://sites.google.com/site/nearcommunications/james-clerk-maxwell>)

Από τον παραπάνω εικόνα συμπεραίνεται πως:

- Η 1^η εξίσωση Maxwell αποτελεί τον ο νόμο του Gauss για τον ηλεκτρισμό και ενσωματώνει και το ηλεκτρικό φορτίο με το ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργείται από αυτό. Επίσης είναι ισοδύναμη με τον νόμο του Coulomb.
- Η 2^η εξίσωση Maxwell αποτελεί τον νόμο του Gauss περί μαγνητισμού, αναφορικά με τον οποίο επιβεβαιώνεται η απουσία απομονωμένων μαγνητικών μονών πόλων στη φύση και πως οι μαγνητικές δυναμικές γραμμές συνιστούν κλειστές καμπύλες.
- Η 3^η εξίσωση Maxwell αποτελεί τον νόμο του Faraday, αναφορικά με τον οποίο μια χρονική μεταβολή του μαγνητικού πεδίου δημιουργεί ηλεκτρικό πεδίο.
- Η 4^η εξίσωση Maxwell αποτελεί τον νόμο του Ampere περί μαγνητισμού με την ενσωμάτωση από τον Maxwell του ρεύματος μετατόπισης στοχεύοντας την, κατ' αντιστοιχία προς την 3 η εξίσωση Maxwell, επιβεβαίωση της δημιουργίας μαγνητικού πεδίου από χρονικά μεταβαλλόμενο ηλεκτρικό πεδίο.

Σε γενικές γραμμές οι εξισώσεις Maxwell παρέχουν μια ολοκληρωμένη επεξήγηση της τεχνικής με την οποία συνδέονται τα πεδία E και B τόσο με τις πηγές τους όσο και μεταξύ τους. Το σημαντικότερο χαρακτηριστικό στοιχείο των εξισώσεων Maxwell, όπως επισημανθήκαν παραπάνω, είναι πως η χρονική αλλαγή καθενός από τα δύο πεδία προάγει πεδίο διαφορετικού τύπου στα γειτονικά σημεία του χώρου. Έτσι, οι εξισώσεις Maxwell προβλέπουν την παρουσία ηλεκτρομαγνητικών διαταραχών που πληρούνται από χρονικά μεταβαλλόμενα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία που μεταδίδονται από ένα μέρος του χώρου σε άλλο, ακόμη και αν δεν σημειώνεται ύλη στον μεταξύ τους χώρο, δηλαδή στο κενό. Οι διαταραχές αυτές καλούνται ως ηλεκτρομαγνητικά κύματα και προσφέρουν τα θεμέλια για το φως και τα κύματα του συνόλου του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. [3]

- Ηλεκτρομαγνητικά Κύματα

Προκειμένου να γίνει αντιληπτή η ιστορική αξία των εξισώσεων Maxwell, θα αναφερθεί το απλοϊκό ενδεχόμενο ενός μοναδικού κινούμενου φορτίου s' ένα χώρο απόλυτου κενού. Σε μέρη, τότε, του κενού χώρου που διαμορφώνονται σε μεγάλη απόσταση από το κινούμενο φορτίο, όπου $\rho = 0$ και $J = 0$, ο συνδυασμός των εξισώσεων Maxwell δίνει τις εξισώσεις:

$$\nabla^2 \vec{E} = \mu_0 \varepsilon_0 \frac{d^2 \vec{E}}{dt^2} \text{ και } \nabla^2 \vec{B} = \mu_0 \varepsilon_0 \frac{d^2 \vec{B}}{dt^2} \quad (6)$$

Όπου E είναι το ηλεκτρικό πεδίο, B είναι το μαγνητικό πεδίο, ε_0 είναι η διηλεκτρική σταθερά του κενού, μ_0 είναι η μαγνητική διαπερατότητα του κενού και το χρόνος.

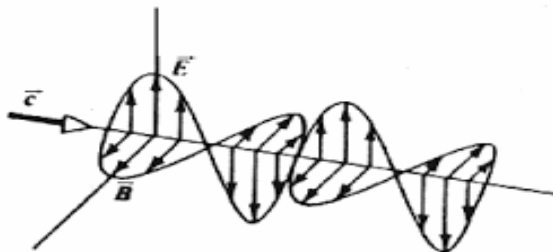
Οι παραπάνω εξισώσεις συνιστούν τις κυματικές εξισώσεις, που ικανοποιούνται από τα πεδία E και B στο κενό. Έτσι, στην περίπτωση κινούμενου φορτίου στο κενό, το εγχείρημα για επιβεβαίωση των εξισώσεων του Maxwell οδηγεί σε ένα φαινόμενο: τα πεδία που συντίθενται από το κινούμενο φορτίο, δεν περιορίζονται στο στενό περιβάλλον του, ωστόσο απελευθερώνοντας την πηγή της σύνθεσης τους μετακινούνται προς κάθε σημείο του χώρου, στο οποίο σημειώνεται μια τοπική και χρονική αλλαγή του ηλεκτρικού και του μαγνητικού πεδίου. Αρά συγκροτείται ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα με ταχύτητα διάσωσης ίση με αυτή της ταχύτητας φωτός. Από την λύση των παραπάνω εξισώσεων δίνεται η δυνατότητα για τον υπολογισμό του μαγνητικού και ηλεκτρικού πεδίου την σε κάθε χρονική στιγμή, σε όλα τα σημεία του χώρου, προκύπτει ένα γενικά πολύπλοκο ζήτημα. Παρόλα αυτά, η λύση τους διευκολύνεται αν βρεθούν λύσεις επίπεδων αρμονικών κυμάτων. Ένα κύμα ονομάζεται επίπεδο, όταν οι στιγμιαίες τιμές του ηλεκτρικού και του μαγνητικού πεδίου ισούνται σε όλα τα σημεία, σε όλα τα επίπεδα στα οποία είναι παράλληλο σ' ένα ορισμένο επίπεδο. Τα επίπεδα αυτά ονομάζονται μέτωπα του κύματος. Σε κάθε επίπεδο κύμα, η τιμή των E και B καθορίζεται μόνο από την τιμή μιας μόνο των καρτεσιανών συντεταγμένων, που συμπίπτει με τη φορά διάδοσης του κύματος, έστω της z . Έτσι, οι λύσεις των κυματικών εξισώσεων για ένα επίπεδο αρμονικό κύμα μπορεί να έχουν τη μορφή [3]:

$$E = E_0 \cos(\omega t - kz)x \text{ και } B = B_0 \cos(\omega t - kz)y \quad (7)$$

όπου ω η κυκλική συχνότητα και ο κυματάρριθμος.

Η κυκλική συχνότητα ω και ο κυματάρριθμος k σχετίζονται μεταξύ τους χάρις τη γραμμική σχέση διασποράς: $\omega = ck$

Έπειτα απεικονίζεται η αναπαράσταση ενός επίπεδου αρμονικού ηλεκτρομαγνητικού κύματος.



Εικόνα 4 Η Αναπαράσταση ενός επίπεδου αρμονικού ηλεκτρομαγνητικού κύματος

http://micro-kosmos.uoa.gr/publications/articles/Maxwell_Harvard.pdf

Εν συντομία τα στοιχεία του συνόλου των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων είναι :

- Κάθε ηλεκτρομαγνητικό κύμα είναι εγκάρσιο. Αυτό μεταφράζεται ότι τα διανύσματα B και E είναι μεταξύ τους κάθετα και ταυτόχρονα κάθετα στην κατεύθυνση που μεταδίδεται το κύμα. Η κατεύθυνση του εξωτερικού γινομένου των διανυσμάτων $E \times B$ ορίζει την κατεύθυνση της μετάδοσης του κύματος. δηλαδή τα διανύσματα E και B είναι κάθετα στην κατεύθυνση μετάδοσης του κύματος και ακόμη κάθετα μεταξύ τους. Η κατεύθυνση μετάδοσης είναι η κατεύθυνση του εξωτερικού γινομένου $E \times B$.
- Η σχέση που συνδέει τα διανύσματα E και B είναι σταθερή και ίση με:

$$E = cB \quad (8)$$

- Η ταχύτητα του ηλεκτρομαγνητικού κύματος έχει ταχύτητα σταθερή και ίση με την ταχύτητα του φωτός στο κενό.

$$c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/sec}$$

Εν αντιθέσει με τα μηχανικά κύματα, που απαιτούν τα ταλαντωμένα σωματίδια ενός υλικού (όπως νερό ή αέρας) για να μεταδοθούν, τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα δεν χρειάζονται κανένα μέσο διάδοσης.

Προκειμένου να δημιουργήσουν ηλεκτρομαγνητικό κύμα δυο δοθείσες συναρτήσεις των E και B οφείλουν να επιβεβαιώνουν τις προαναφερθείσες συνθήκες καθώς και τις κυματικές εξισώσεις.

Το άτομο του υδρογόνου, μπορεί να μελετηθεί με την κβαντική θεωρία και να αναλυθεί με τη βοήθεια των κβαντικών αριθμών της ενέργειας, της στροφορμής και του spin. Ειδικά το τελευταίο, στο H έχει τιμή $\frac{1}{2}$. Λόγω ακριβώς αυτής της τιμής όταν το άτομο του H βρεθεί σε μαγνητικό πεδίο, B_0 , μπορεί να

λάβει μόνο δύο θέσεις. Μία παράλληλα και μία αντιπαράλληλα με αυτό. Η φύση έχει την τάση να προτιμά την κατάσταση μικρότερης ενέργειας για αυτό το διανυσματικό άθροισμα των σπιν των πυρήνων H , που ονομάζεται μαγνήτιση, M , έχει διεύθυνση παράλληλη με την διεύθυνση του μαγνητικού πεδίου και περιστρέφεται με γωνιακή ταχύτητα της μαγνήτισης $\omega = \gamma B_0$, όπου γ ο γυρομαγνητικός λόγος. Πολλές φορές η κατανομή των φορτίων των γύρω ατόμων αλλά και η ύπαρξη ηλεκτρονίων δημιουργεί φαινόμενα διαμαγνητισμού ή παραμαγνητισμού με αποτέλεσμα το πεδίο B_0 που «βλέπει» το κάθε άτομο να διαφέρει ελαφρά με αποτέλεσμα μικρές διαφοροποιήσεις στη γωνιακή ταχύτητα ω . [4]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

Η Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού είναι μια τεχνική που εφαρμόζεται με σκοπό την παραγωγή εικόνων του ανθρωπίνου σώματος. Προσπαθώντας να καλυφθεί ένα ευρύ φάσμα των θεμάτων που αφορούν στο Μαγνητικό Συντονισμό, επιδιώκεται στη παρούσα ενότητα να δοθούν οι βασικές αρχές της Απεικόνισης του Μαγνητικού Συντονισμού καθώς και οι μέθοδοι που εφαρμόζονται στη κλινική πράξη, με σωρεία αναφορών σε όλες τις πρόσφατες και σύγχρονες μεθόδους.

2.1 Μαγνητικός Συντονισμός - MR

Ο Μαγνητικός Συντονισμός είναι μια διαδικασία με την οποία δημιουργείται φυσική διέγερση (συντονισμός) μέσω μαγνητισμού. Για την ανάπτυξη της Φασματοσκοπίας και της Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού χρησιμοποιήθηκε αυτή η διαδικασία. Χρησιμοποιείται επίσης για την ανάπτυξη κβαντικών υπολογιστών Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού. Αναλυτικότερα, εάν ένας μαγνήτης ράβδου που δεν περιστρέφεται, τοποθετηθεί σε ένα μαγνητικό πεδίο, ο βόρειος πόλος του θα αναζητά τον νότιο πόλο του πεδίου και έρχεται να στηριχθεί με το δικό του πεδίο ευθυγραμμισμένο με το εξωτερικό πεδίο. Το περιβάλλον μαγνητικό πεδίο (που συμβολίζεται από το διάνυσμα \mathbf{H}) ασκεί ροπή που τείνει να φέρει ευθυγράμμιση $\boldsymbol{\mu}$ και \mathbf{H} , αλλά αυτή η ροπή αλληλεπιδρά επίσης με το διάνυσμα της στροφορμής. Το αποτέλεσμα αυτής της αλληλεπίδρασης είναι να προκαλέσει τον άξονα περιστροφής (και το διάνυσμα της μαγνητικής ροπής) να υποστεί τη λεγόμενη μετάπτωση Larmor, δηλαδή να περιγράψει έναν κώνο γύρω από τη διεύθυνση του μαγνητικού πεδίου. [2]

Για μαγνητικά πεδία της τάξης μερικών kilogauss (το gauss είναι μια μονάδα μαγνητικής έντασης - η οριζόντια ένταση του μαγνητικού πεδίου της Γης είναι περίπου 0,2 gauss), οι συχνότητες NMR εμπίπτουν στο εύρος ραδιοσυχνοτήτων ή εκπομπής.

Οι εφαρμογές της Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού χρησιμοποιούνται στη σύγχρονη Ιατρική στον τομέα της διάγνωσης αλλά και της συστηματικής παρακολούθησης της εξέλιξης της θεραπείας των ασθενών. Μέσω μη επεμβατικής τεχνολογίας της MRI στην απεικόνιση, είναι δυνατή η παραγωγή λεπτομερέστατων τρισδιάστατων ανατομικών εικόνων. Οι μαγνητικοί τομογράφοι χρησιμοποιούν ισχυρούς μαγνήτες οι οποίοι παράγουν ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο που αναγκάζει τα πρωτόνια στο σώμα του ασθενούς να ευθυγραμμιστούν με αυτό το πεδίο. Όταν ένα ρεύμα ραδιοσυχνοτήτων πάλεται

μέσω του ασθενούς, προκαλεί την διέγερση και περιστροφή των πρωτονίων από την αρχική κατάσταση ισορροπίας τους. Όταν το πεδίο ραδιοσυχνοτήτων είναι απενεργοποιημένο, καθώς τα πρωτόνια ευθυγραμμίζονται με το μαγνητικό πεδίο, οι αισθητήρες τωνMRI έχουν την δυνατότητα ανίχνευσης της ενέργειας που απελευθερώνεται.[6]

Στον εγκέφαλο, η Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού μπορεί να κάνει διάκριση μεταξύ λευκής ουσίας ύλης και φαιάς ουσίας και μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για τη διάγνωση ανευρύσματος και όγκων. Επειδή στηνΑπεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού δεν χρησιμοποιούνται ακτινογραφίες ή άλλη ακτινοβολία, είναι ο τρόπος απεικόνισης της επιλογής, όταν απαιτείται συχνή απεικόνιση για διάγνωση ή θεραπεία, ειδικά στον εγκέφαλο. Η λειτουργική απεικόνιση μέσω ΜαγνητικούΣυντονισμού (fMRI) είναι ένας εξειδικευμένος τομέας της απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού. Χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση των εγκεφαλικών δομών και τον προσδιορισμό των περιοχών του εγκεφάλου που «ενεργοποιούνται» (καταναλώνουν περισσότερο οξυγόνο) κατά τη διάρκεια διαφόρων γνωστικών εργασιών. [7]

Η εφαρμογή πρωτοποριακών τεχνικών και τεχνολογικών εξελίξεων ήταναποτέλεσμα της προσπάθειας να μην επιβαρυνθούν οι εξεταζόμενοι από τη χρήση ιοντίζουσων ακτινοβολιών. Μάλιστα, είναι αξιόλογη η αναφορά της επιτάχυνσης της λήψης εικόνων σε πραγματικό χρόνο με τιμές χωρικής διακριτικής ικανότητας που φτάνουν τα 150 μm. Υπογραμμίζεται, επίσης, ότι η λειτουργική απεικόνιση μας δίνει την ευκαιρία να αποκωδικοποιήσουμε τις λειτουργίες του εγκεφάλου μέσω της ανίχνευσης των περιοχών που ενεργοποιείται ο εγκέφαλος. Επιπρόσθετα η βελτίωση των τεχνικών της μοριακής διάχυσης μας οδήγησε στην απεικόνιση πλειάδας ασθενειών, στην έρευνα των διασυνδέσεων των ιστών και την δυνατότητα εξέτασης όλου του ανθρώπινου σώματος.[8]

2.2 Αντίθεση εικόνας κι αλληλουχίες παλμών

Στον Μαγνητικό Συντονισμό η απεικόνιση βασίζεται στην αντιστοίχιση της διαβάθμισης της έντασης του σήματος με την κλίμακα των αποχρώσεων του γκρι. Οι μεγάλες τιμές στην ένταση του σήματος αναλογούν τις περισσότερες φορές σε χαμηλές αποχρώσεις. Απεικονίζονται δηλαδή με “ανοικτόχρωμες” αποχρώσεις του γκρι.

Στην απεικόνιση στο μαγνητικό τομογράφο, σε αντίθεση με τις ακτίνες Χ, η ένταση του σήματος επηρεάζεται από περισσότερους από έναν παράγοντες. Η φωτεινότητα/ένταση ενός pixel μεταβάλλεται από:

- Την επονομαζόμενη πυκνότητα spin (spindensity) ή πυκνότητα πρωτονίων (protondensity) ή γενικότερα πυκνότητα πυρήνων (nucleardensity).
- Τον χρόνο χαλάρωσης T1.
- Τον χρόνο χαλάρωσης T2.
- Τη ροή.

Η αντίθεση (contrast) σε μια εικόνα εξαρτάται από την καθορισμένη αλληλουχία παλμών η οποία εφαρμόζεται για την ιστική διέγερση.

Στην πράξη προκειμένου να διαμορφωθεί μια εικόνα γίνεται χρήση μιας σειράς παλμών RC συγκεκριμένης χρονικής περιόδου (παλμοί 90° ή 180°). Η περίοδος του εκάστοτε παλμού και τα διαστήματα ανάμεσα στους παλμούς είναι πολύ σημαντικά για την αντίθεση της εικόνας. Οι παλμοί αυτού του τύπου και οι ανάλογες χρονικές περίοδοι αναφέρονται ως αλληλουχία ή ακολουθία παλμών. Ως επί το πλείστον οι μεταβολές στην πυκνότητα των πρωτονίων από τον έναν τύπο στον άλλον δεν είναι ιδιαίτερα μεγάλες. Αρά, η παρουσία της προκύπτουσας αντίθεσης δεν είναι σημαντική. Με την εφαρμογή ωστόσο της ανάλογης αλληλουχία παλμών, είναι εφικτό να αυξηθεί αρκετά. Ενδέχεται ακόμη και να αναστραφεί ο τύπος της αντίθεσης ανάμεσα σε δύο ανατομικές δομές. Πρόκειται επομένως για την εφαρμοζόμενη μέθοδο απεικόνισης που χρησιμοποιείται, η οποία μπορεί να μετατρέψει το ανοιχτό γκρι σε σκούρο και αντίστροφα.

Οι αλληλουχίες των παλμών αξιοποιούν τις αποκλίσεις στους χρόνος χαλάρωσης T1 και T2, που παρατηρούνται τόσο ανάμεσα στους διάφορους ιστούς όσο και ανάμεσα σε έναν υγιή κι έναν ανώμαλο ιστό. Με την χρήση των αλληλουχιών αυτών διαμορφώνονται συγκεκριμένοι επιπλέον παράγοντες οι οποίοι καθορίζουν την φωτεινότητα αλλά και την ένταση του pixel. Οι συγκεκριμένοι παράγοντες δεν χαρακτηρίζονται ως φυσικά στοιχεία των ιστών δηλαδή ως ενδογενείς αντιθέτως διαλέγονται από τον χρήστη του μηχανήματος με τις ανάλογες ρυθμίσεις. Οι παράγοντες αυτοί είναι οι TE και TR οι οποίοι αναλογούν σε χρονικές περιόδους ανάμεσα στους παλμούς και μεταβάλλουν το σύνολο της δυναμικής των spin. Είναι αναγκαίο ακόμη να αναφερθεί πως οι αλληλουχίες των παλμών δεν καθορίζονται τόσο από την μέθοδο λήψης του παραγόμενου σήματος (συνήθως αναφέρεται ως

ΕΑΕ-Ελεύθερης Απόσβεσης Επαγωγής ή FID, FreeInductionDecay) όσο και από τις μαθηματικές τεχνικές ανακατασκευής της εικόνας. Οι βασικότερες αλληλουχίες που βρίσκουν εφαρμογή στην απεικόνιση του μαγνητικού συντονισμού είναι η “ηχώ σπιν” (spin-echo - SE), η ηχώ βαθμίδας (gradientecho), η «ανάκτηση αναστροφής» (inversionrecovery - IR) και η «ανάκτηση κορεσμού (saturationrecovery – SR).

2.3 Χαλάρωση και χρόνοι χαλάρωσης T1, T2

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως η διαφορά του εξωτερικού πεδίου B_0 η οποία διαφέρει από τη Μαγνήτιση M , ισούται με τη γωνία και εξαρτάται από την χρονική περίοδο Δt εφαρμογής του παλμού. Δεδομένου πως οι συνήθεις τιμές της γωνίας αυτής είναι 90° και 180° και πως η μαγνήτιση δεν εμφανίζει πλέον διεύθυνση στον κατακόρυφο άξονα, στο χεπίπεδο θα υφίσταται πλέον η M_T εγκάρσια συνιστώσα. Λόγω της συνιστώσας αυτής, οι μαγνητικές ροπές (μ) των πρωτονίων θα έχουν συνισταμένη διαφορετική του μηδενός. Σαν αποτέλεσμα περιμετρικά του πεδίου B_0 οι μαγνητικές ροπές θα βρίσκονται σε μία συμφασική κατάσταση λόγω μεταπτωτικής κίνησης

Στο ενδεχόμενο που $\Delta\theta = 90^\circ$ τότε η διαμήκης συνιστώσα της Μαγνήτισης M_L θα μηδενιστεί, με την εγκάρσια συνιστώσα M_T να γίνεται μέγιστη. Όταν $M_L = 0$ η κατάσταση που παρατηρείται ονομάζεται saturation ή αλλιώς κατάσταση κορεσμού. Σε αυτή την περίπτωση η τιμή της συνολικής μαγνήτισης (M) θα είναι ίση με M_T . Με τη χρήση του παλμού B_1 , οι μεταπτωτικές κινήσεις των μαγνητικών ροπών θεωρούνται πλέον συμβατικές. Η μικρότερη τιμή της συνιστώσας M_L είναι ίση με $-M$ και εμφανίζεται για τιμή γωνίας $\Delta\theta = 180^\circ$. Έπειτα η αναφορά στα φαινόμενα θα γίνει θεωρώντας ότι ο χρησιμοποιούμενος παλμός είναι 90° .

Υστέρα από την “πτώση” της Μαγνήτισης (spinflip) στο οριζόντιο επίπεδο xy , (spinflip), τότε σταματάει να υφίσταται η εφαρμογή του παλμού B_1 , ο οποίος αποτελεί και τον εξωτερικό παράγοντα πρόκλησης της κίνησης M . Η κίνηση δε θα σταματούσε αν η Μαγνήτιση εφαρμοζόταν, χωρίς να υφίστανται εξωτερικές παράμετροι, στο απόλυτο κενό, η κίνηση δε θα σταματούσε. Όμως ένα σύνολο διαφόρων εξωτερικών παραμέτρων καθορίζουν και μεταβάλλουν την κίνηση αυτή.

Παράδειγμα εξωτερικών παραμέτρων είναι εξωτερικά μαγνητικά πεδία και οι θερμικές κινήσεις υλικών σωματιδίων, τα οποία δημιουργούνται εξαιτίας της κίνησης των ηλεκτρονίων των ατόμων (ηλεκτρονικά

μαγνητικά πεδία). Τα μαγνητικά πεδία που προκαλούνται από τα πρωτόνια θεωρούνται πολύ ασθενέστερα από τα μαγνητικά πεδία των ηλεκτρονίων. Η αντίδραση στη μετατόπιση και διαφορά στην ένταση του μαγνητισμού του αρχικού σημείου είναι αποτελέσματα της επίδρασης των ανωτέρω εξωτερικών παραμέτρων. Κατά την πορεία της εφαρμογής του παλμού B_1 , το αποτέλεσμα αυτό δεν αναφέρεται ως σημαντικό. Οι εξωτερικές παράμετροι κατόπιν της διακοπής των παλμών, βαθμιαία στρέφουν προς το αρχικό σημείο τη Μαγνήτιση. Η διαδικασία αυτή καλείται χαλάρωση (relaxation) και εξαναγκάζει το εξωτερικό πεδίο B_0 σε παραλληλισμό με τη μαγνήτιση M , παρότι αλλάζει από υλικό σε υλικό για ορισμένο χρονικό διάστημα. Οι παρακάτω σχέσεις παρουσιάζουν τη χαλάρωση του εξεταζόμενου δείγματος σε ενδεχόμενη επαφή με κάποιο θεωρούμενο καθαρό υγρό:

$$M_L(t) = M_L(0)e^{-\frac{t}{T_1}} + M(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (9)$$

$$M_T(t) = M_T(0)e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (10)$$

Για την αρχική στιγμή $t=0$, δηλαδή τη στιγμή παύσης του παλμού B_1 , οι $M_T(0)$ και $M_L(0)$ είναι οι τιμές της εγκάρσιας και της διαμήκουσ μαγνήτισης . για οποιαδήποτε χρονική στιγμή t , μετά τη διακοπή του παλμού οι αντίστοιχες τιμές είναι $M_T(t)$ και $M_L(t)$. Οι δύο χρονικές στιγμές T_1, T_2 καλούνται σταθερές χρόνου ή χρόνοι χαλάρωσης T_1 και T_2 (relaxation times). Η μέγιστη τιμή της διαμήκουσ Μαγνήτισης $M_L = M$, συμβαίνει για τη χρονική στιγμή T_1 , αντίστοιχα η τιμή της εγκάρσιας μαγνήτισης $M_T = 0$, συμβαίνει τη χρονική στιγμή T_2 . Τις περισσότερες φορές γίνεται χρήση των όρων: διαμήκουσ χρόνος χαλάρωσης (longitudinal relaxation time) ή χρόνος χαλάρωσης σπιν-πλέγματος (T_1) (spin-lattice relaxation time) και εγκάρσιος χρόνος χαλάρωσης (transverse relaxation time) ή χρόνος χαλάρωσης σπιν-σπιν (T_2) (spin – spin relaxation time). Οι χρόνοι T_1 και T_2 καθορίζουν την ταχύτητα με την οποία αποκαθίσταται η τελική τιμή των μεγεθών M_L , M_T . Οι τιμές των T_1 , T_2 , δεν είναι οι ίδιες και αλλάζουν ελαφρώς για διαφορετική ουσία αναλόγως με το χημικό της περιβάλλον. Η ουσία που χρησιμοποιείται αλλά και το περιβάλλον της μπορούν να διακριθούν μέσω των τιμών αυτών. Ο χρόνος T_1 είναι γενικά μεγαλύτερος από το χρόνο T_2 . Οι σχέσεις που περιγράφουν τις ενέργειες χαλάρωσης σε σύνθετα βιολογικά υλικά όπως οι ιστοί, είναι προφανώς πιο πολύπλοκες από τις προαναφερόμενες. Τις περισσότερες φορές πρόκειται για αθροίσματα εκθετικών παραστάσεων. Σε μερικά ενδεχόμενα δεν εμφανίζουν ούτε εκθετική μορφή.

Συνήθως οι σχέσεις χαλάρωσης είναι τόσο συνθέτες με αποτέλεσμα να γίνεται δύσκολος ο υπολογισμός τους. Στις περιπτώσεις αυτές η περιγραφή των φαινομένων γίνεται προσεγγιστικά μέσω απλούστερων εξισώσεων. Τότε οι T_1 , T_2 , χάνουν τη φυσική τους ύπαρξη και μεταβάλλονται σε απλές αριθμητικές παραμέτρους. Ωστόσο και σε αυτό το ενδεχόμενο οι τιμές τους χαρακτηρίζουν τον τύπο του ιστού.

Σε μερικές περιπτώσεις είναι εφικτή όχι μόνο η διάκριση ανάμεσα στον φυσιολογικό και μη φυσιολογικό ιστό αλλά και ο εντοπισμός μιας αλλοίωσης. Ένα παράδειγμα είναι το εξής: εάν οι τιμές των T_1 και T_2 για τη φυσιολογική και παθολογική κατάσταση είναι γνωστή, τότε ο υπολογισμός μιας ενδιάμεσης κατάστασης θα μπορούσε να αποτελέσει μια εκτίμηση για την εύρεση μιας αλλοίωσης. Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως οι δύο χρόνοι χαλάρωσης ενός ιστού δεν είναι ίδιοι μεταξύ τους. Δεδομένου πως οι χρόνοι αναλογούν με την ταχύτητα με την οποία η μαγνήτιση M επανέρχεται στο αρχικό της σημείο παραλληλισμού με το πεδίο B_0 , θα ήταν αναμενόμενες οι ίσες τιμές των χρόνων. Δηλαδή καθώς το διάνυσμα M από μια οριζόντια παίρνει σταδιακά μια κατακόρυφη θέση, ο μηδενισμός της οριζόντιας συνιστώσας M_T θα έπρεπε να πραγματοποιείται ταυτόχρονα με την μεγιστοποίηση της τιμής της συνιστώσας στην κατακόρυφη διεύθυνση M_L ($M_L = M$). Κάτι τέτοιο όπως δεν πραγματοποιείται. Ο T_2 έχει μικρότερη τιμή διότι η M_T μηδενίζεται πιο γρήγορα από την μεγιστοποίηση της M_L . Αυτό έγκειται στο γεγονός πως αρκετά πριν από τον παραλληλισμό της M με το B_0 , οι μαγνητικές ροπές μ των πρωτονίων του δείγματος σταματούν σταδιακά να είναι συμφασικές. Οι μεταστατικές κινήσεις τους σταματούν να συγχρονίζονται και έτσι η συνισταμένη των οριζόντιων προβολών τους τείνει να μηδενιστεί. Ο χρόνος T_2 αναφέρεται εξ' ολοκλήρου στον μηδενισμό της M_T εξαιτίας της απουσίας της συμφασικής κίνησης των μ .

Όταν ο πυρήνας βρίσκεται σε χημικό περιβάλλον ελαφρώς διαφορετικό, τότε δεν προκαλείται συμφασική κίνηση. Οι μεταβολές συχνότητας μεταστατικών κινήσεων, καθώς επίσης και οι τοπικές μεταβολές του μαγνητικού πεδίου προκαλούνται λόγω του διαφορετικού περιβάλλοντος. Ακόμη, μία δεύτερη παράμετρος είναι ότι το εξωτερικό στατικό μαγνητικό πεδίο (B_0) παρουσιάζει ανομοιογένειες, οι οποίες δεν έχουν εξάρτηση από το μελετώμενο δείγμα, αλλά εξαρτώνται από το μαγνήτη. Αρά συνιστούν μια "εξωγενή" παράμετρο απουσίας της συμφασικής κίνησης. Στα ενδεχόμενα που η

παράμετρος αυτή λαμβάνεται υπόψη, το σύνολο του χρόνου χαλάρωσης T_2 μειώνεται ακόμη περισσότερο και γράφεται ως T_2^* . Ανάμεσα στον T_2^* και T_2 χρησιμοποιείται ο τύπος:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{\gamma \Delta B}{2} \quad (11)$$

όπου ΔB οι προαναφερθείσες μεταβολές του μαγνητικού πεδίου

2.4 Λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR)

Η μέση τιμή της έντασης του σήματος των pixels που βρίσκεται εντός των ορίων της περιοχής ενδιαφέροντος (region of interest, ROI), αναφέρεται ως σήμα. Μια τυχαία αλλαγή στην ένταση σήματος εντός του pixel θα οριστεί ως θόρυβος. Μετά την καταγραφή αρκετών τεχνικών υπολογισμού του λόγου σήματος προς θόρυβο, ως η πλέον αξιόπιστη θεωρήθηκε η τεχνική που θα αναλύσουμε στη συνέχεια. Χρησιμοποιούμε δύο εικόνες για τη μέτρηση του λόγου σήματος προς θόρυβο. Η λήψη των εικόνων έγινε με ελάχιστη χρονική διαφορά και με τις ίδιες συνθήκες σε ότι αφορά τις ακολουθίες. Η μέση τιμή της έντασης του σήματος (S) και ο θόρυβος (σ) υπολογίζονται μέσω της εφαρμογής της τυπικής διαφοράς της ROI, μετά τη διαμόρφωση της από την συντιθέμενη εικόνα που προέρχεται από τις αποκλίσεις των αρχικών εικόνων. Ο λόγος σήματος προς θόρυβο υπολογίζεται από τον τύπο [9,10]:

$$SNR = \sqrt{2} \frac{S}{\sigma} \quad (12)$$

Όταν το σήμα υποστρώματος φέρει όχι κανονική κατανομή, αλλά κατανομή Rician σε συνδυασμό με την πρόσθεση ή αφαίρεση των δύο εικόνων, από τους κανόνες μετάδοσης σφαλμάτων προκύπτει η παράμετρος $\sqrt{2}$.

Μια εξαιρετική ποιότητα εικόνας έχει υψηλό λόγο σήματος προς το θόρυβο (SNR) που ορίζεται ως η σχετική συνεισφορά του πραγματικού σήματος στο σήμα θορύβου υποβάθρου. Με την αλλαγή πηνίου ραδιοσυχνοτήτων το οποίο συλλέγει τα δεδομένα για τη διαμόρφωση της εικόνας, επιτυγχάνεται η αλλαγή του SNR της εικόνας.

- Διαδικασία σχηματισμού εικόνας

Η διαδικασία δημιουργίας εικόνας προϋποθέτει την ακτινοβολή των πρωτονίων με ενεργεία RF και την επίτευξη της επιλεκτικής διέγερσης ενός μέρους του συνόλου. Έπειτα, πραγματοποιείται η

αυτοδιέγερση και η μαγνήτιση ξεκινά να επανέρχεται στην πρώιμη κατάσταση της. Οι δυο συνιστώσες, δηλαδή η M_L και η M_T ξεκινούν την εκτέλεση κίνησης. Οι χρόνοι που πραγματοποιούνται τα γεγονότα αυτά, συνιστούν και τους χρόνους χαλάρωσης. Απαραίτητη ωστόσο κρίνεται η χωρική αναφορά του σήματος F.I.D. καθώς αυτό αντλείται από το σύστημα λήψης και προέρχεται από το σύνολο της έκτασης του δείγματος. Η ενεργεία αυτή πραγματοποιείται λόγω των μικρών σε ένταση μαγνητικών πεδίων που διαμορφώνονται από τα πηνία βαθμίδας. Το ολικό μαγνητικό πεδίο δηλαδή δεν αλλάζει ιδιαίτερα, όμως σε ικανοποιητικό βαθμό ώστε σε κάθε μέρος του δείγματος να παρατηρείται μια ελάχιστα διαφορετική συχνότητα συντονισμού. Τα τρία πηνία βαθμίδας που δρουν στα τρία επίπεδα (x/y/z), επιτυγχάνουν με την τεχνική αυτή τον χωρικό εντοπισμό των εκπεμπόμενων σημάτων καθώς και την αναφορά της συχνότητας και της φάσης τους με πολλαπλές τεχνικές, όπως είναι η οπισθοπροβολή ή η ζευγματογραφία, η οποία βραβεύτηκε με Νόμπελ το 2003.

Στη συνέχεια τα μαθηματικά στοιχεία συλλέγονται σε μια μήτρα δεδομένων υπό τη μορφή του k - χώρου. Πρόκειται δηλαδή για μια χαρτογράφηση των στοιχείων αναφορικά με τη συχνότητα και τη φάση τους. Μέσω συνεχών μετασχηματισμών Fourier, και αναλόγως την τεχνική αναδιαμόρφωσης της εικόνας που εφαρμόζεται, γίνεται αντιστοίχιση σε κάθε σημείο του εξεταζόμενου χώρου του σώματος με ένα μαγνητικό σήμα και με αυτόν τον τρόπο δημιουργείται η τελική εικόνα στην οθόνη η οποία δύναται είτε να αποτυπωθεί σε φιλμ ή να εγγραφεί σε CD-R.

- Χώρος-k και μήτρα δεδομένων

Το σύνολο των γ -βημάτων καθορίζει την δυνατότητα προβολής λεπτομερώς των μικρών διαστάσεων (χωρική διακριτική ικανότητα) και εξαρτάται από τον χώρο-k (k -space) των χωρικών συχνοτήτων. Ακόμη, δόκιμος είναι και ο όρος "χώρος Fourier" (FourierSpace). Πρόκειται για ένα διάγραμμα στους άξονες x και y του οποίου αναλογούν οι παράμετροι k_x και k_y που καλούνται αριθμοί k ή κυματάριθμοι. Βάσει της κυματικής θεωρίας ο κυματάριθμος καθορίζεται από τη σχέση:

$$k = \left| \frac{d\varphi}{dx} \right| \quad (13)$$

Ο τύπος αυτός εκφράζει στην ουσία την αλλαγή της φάσης ενός κύματος κατά μήκος μιας x διεύθυνσης. Ενδέχεται Ακόμη να δειχθεί πως $k = 2\pi/\lambda = \omega/v$,

όπου $\lambda =$ μήκος κύματος και $u =$ ταχύτητα διάδοσης του κύματος. Θα ήταν ορθό ακόμη να αναφερθεί πως για δεδομένη τιμή του k αναλογεί ένα κύμα με μήκος κύματος $2\pi/k$. Ακόμη εφαρμόζεται και ο απλούστερος ορός $k = \lambda^{-1}$. Από τους τύπους αυτούς γίνεται σαφές πως ο αριθμός k εκφράζεται με μονάδες αντιστρόφου μήκους (m^{-1} , cm^{-1}), δηλαδή αυτές της χωρικής συχνότητας. Μέσω της χρήσης μιας βαθμίδας GY η μεταβολή της φάσης κατά μήκος του άξονα y διαδέχεται μια αρμονική αλλαγή είτε ημιτονοειδής ή συνημιτονοειδής. Άρα οι τιμές της φάσης καθορίζουν μια περιοδικότητα, παραδείγματος χάριν από $\phi=0$ μεταβάλλονται έως $\phi=2\pi$ και έπειτα ξανά από $\phi=0$ έως $\phi=2\pi$. Επομένως γίνεται κατανοητό πως σε κάθε τιμή της συντεταγμένης y αναλογεί μια αντίστοιχη της φάσης ϕ . Εξαιτίας ωστόσο της περιοδικότητας οι τιμές της ϕ θα ξανά παρουσιάζονται ύστερα από ίσα διαστήματα Δy . Με αυτόν τον τρόπο θα παρατηρούνται 2 ή περισσότερες τιμές της y , που θα διαφέρουν κατά Δy , και όπου θα αναλογούν ίδιες τιμές ϕ . Είναι κατανοητό πως η ϕ θα διακρίνεται από μια συχνότητα εμφάνισης στον χώρο (δηλαδή κατά μήκος του y). Η συχνότητα αυτή καλείται χωρική συχνότητα (spatial frequency) και η τιμή της είναι ανάλογη της παραμέτρου ky .

- Βαθμίδες μαγνητικού πεδίου

Οι αρχές των πολλαπλών μεθόδων σχηματισμού διαγνωστικών εικόνων μέσα από τον μαγνητικό συντονισμό στηρίζονται στην επεξεργασία του παραγόμενου σήματος που ονομάζεται Ελεύθερης Απόσβεσης Επαγωγής (E.A.E). Αν θεωρηθεί πως ένα δείγμα ορισμένου υλικού βρίσκεται μέσα σε ένα ισχυρό ομοιογενές μαγνητικό πεδίο B_0 , τότε αυτό θα συντονιστεί από έναν μαγνητικό παλμό B_1 και έπειτα θα εκπέμψει ένα σήμα E.A.E. Το δείγμα αυτό αναφέρεται ως ισοδύναμο με ένα άθροισμα πρωτονίων με αμελητέες διαστάσεις. Από την άλλη πλευρά στις απεικονίσεις στον ιατρικό κλάδο, το σώμα του ασθενή αποτελεί το συντονισμένο δείγμα το οποίο προφανώς καταλαμβάνει κάποιον όγκο. Τα διαμορφωμένα σήματα E.A.E. οφείλονται στην εξ' ολοκλήρου έκταση του σώματος. Άρα, ένα κύριο ζήτημα που καλούνται να λύσουν οι μέθοδοι των απεικονίσεων συνιστά η εύρεση των σημάτων που δημιουργούνται από την καθορισμένη ανατομική περιοχή η οποία θα εξεταστεί. Οι ενέργειες χάρις τις οποίες βρίσκεται η περιοχή προέλευσης των σημάτων ονομάζονται ως επί το πλείστον με την όρο χωρική καταγραφή (spatial registration) ή χωρική κωδικοποίηση (spatial encoding). Στα συστήματα που πραγματοποιείται η απεικόνιση μέσω μαγνητικού συντονισμού, γίνεται χρήση του τύπου της συχνότητας Larmor $\omega_0 = \gamma B_0$, για να υπολογιστεί η χωρική καταγραφή. Όταν το πεδίο B_0 μεταβάλλεται

από σημείο σε σημείο, τότε η συχνότητα ω_0 θα μεταβληθεί ακολούθως. Αρά σε όλα τα σημεία ενός χώρου θα αναλογούν διαφορετικές τιμές ω_0 . Με την τεχνική αυτή όλα τα μετρούμενα σήματα Ε.Α.Ε. θα σημειώνουν διαφορετική συχνότητα αναλόγως το σημείο προέλευσής τους. Επομένως, χάρις την συχνότητα θα είναι εφικτό να προσδιορίζονται οι συντεταγμένες σημείων μέσα στο ακτινοβολημένο δείγμα (στο σώμα του ασθενή).

Πρακτικά η αλλαγή του μαγνητικού πεδίου B_0 πραγματοποιείται χάρις την χρήση των επονομαζόμενων βαθμίδων πεδίου (fieldgradients), ονομάζονται και κλίμακες ή βαθμιδώσεις πεδίου. Οι βαθμίδες αυτές αποτελούν επιπρόσθετα πεδία, αρκετά ασθενέστερα από το B_0 που αλλάζουν γραμμικά κατά μήκος μιας διεύθυνσης και που ενσωματώνονται στο αρχικό πεδίο B_0 . Οι βαθμίδες πεδίου ορίζονται από τους μαθηματικούς τύπους:

$$\vec{G}_x = \frac{d\vec{B}}{dx} \vec{G}_y = \frac{d\vec{B}}{dy} \vec{G}_z = \frac{d\vec{B}}{dz} \quad (14)$$

Όπου dB = η αλλαγή του πεδίου κατά μήκος μιας θεμελιώδους διεύθυνσης dx ή dy ή dz .

Πρακτικά η διαμόρφωση των βαθμίδων πεδίου πραγματοποιείται χάρις την εφαρμογή των αρμόδιων πηνίων τα οποία καλούνται πηνία βαθμίδας (gradientcoils) και προστίθενται στο σύστημα απεικόνισης. Ο όρος παλμός βαθμίδας (gradientpulse) βρήκε εφαρμογή εξαιτίας της ασυνεχούς χρονικής διάρκειας των βαθμίδων. Τέλος, έχει αποδειχθεί πως σε συνθήκες ύπαρξης βαθμίδων πεδίου ο χρόνος χαλάρωσης σπιν μειώνεται βάσει τον τύπο:

$$\frac{1}{T_2^{**}} = \frac{1}{T_2} + \frac{\gamma \Delta B}{2} + \gamma \Delta R \quad (15)$$

Όπου, G = βαθμίδα και R = ακτίνα αντικειμένου μέσα στο πηνίο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΠΗΝΙΑ ΡΑΔΙΟΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ

Μια σημαντική παράμετρος που επηρεάζει το τελικό αποτέλεσμα στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού είναι το πηνίο.

3.1 Πηνία RF (Radiofrequency Coils)

Τα πηνία αυτά είναι τριών ειδών:

- Πηνία εκπομπής: προκαλούν διέγερση των ιστών σε συγκεκριμένα σημεία του ανθρώπινου σώματος εντός του μαγνητικού πεδίου, μέσω μιας ραδιοσυχνότητας Larmor.
- Πηνία λήψης: Εφαρμόζονται προκειμένου να ανιχνεύσουν και να αποθηκεύσουν το σήμα που εκπέμπεται από τους ιστούς.
- Πηνία εκπομπής-λήψης: Πολλές φορές το πηνίο αυτό καθ' αυτό κάνει και την εκπομπή και τη λήψη οπότε χαρακτηρίζεται σαν πηνίο εκπομπής-λήψης.

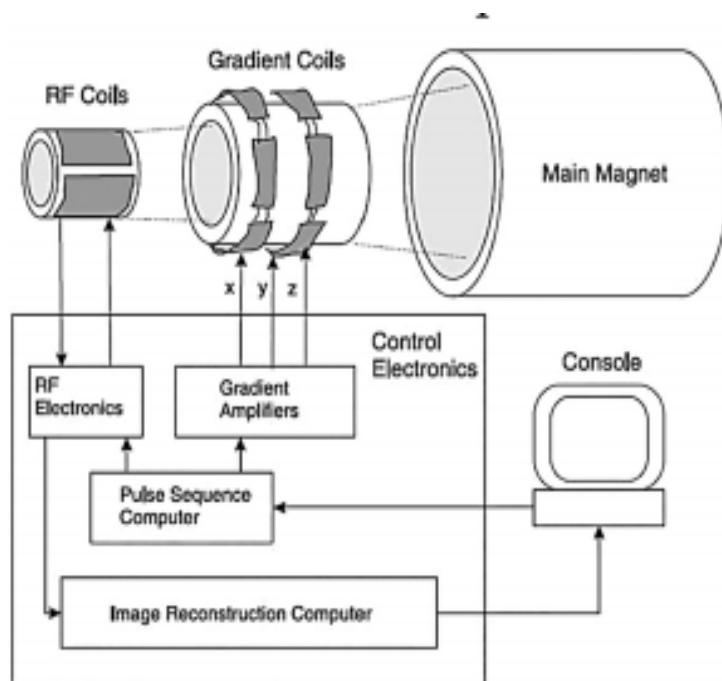
Τα πηνία ραδιοσυχνότητας, επισήμως και στην αγγλική ορολογία ως Radiofrequency Coils και σε αρτικόλεξη μορφή- RF) αποτελούν τους δέκτες, και μάλιστα κάποιες φορές αφορούν και τους πομπούς των σημάτων ραδιοσυχνοτήτων (RF) σε τυχόν εξοπλισμό που χρησιμοποιείται για την Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (MRI). Η παραγωγή του σήματος MR γίνεται μέσω της διαδικασίας συντονισμού. Η διαδικασία συντονισμού διεγείρεται και γίνεται αντιληπτή μέσω των πηνίων ραδιοσυχνότητας RF. Συγκροτούμενα από τον πομπό και τον δέκτη αρχικά παράγουν το πεδίο και έπειτα λαμβάνουν το σήμα που δημιουργήθηκε. Οι δε ατομικοί πυρήνες που έχουν να κάνουν με το Μαγνητικό Συντονισμό συμπεριλαμβάνουν ειδικές συντονιστικές συχνότητες, στο τμήμα ραδιοσυχνοτήτων του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Το πλήθος των ηλεκτρομαγνητικών πεδίων που παράγονται από το πηνίο μετάδοσης βρίσκεται στην περιοχή RF σε μορφή υψηλότερων δυνάμεων από αυτές που τυχάνει να χρησιμοποιούνται. Το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο συχνότητας RF που παράγεται στο πηνίο μετάδοσης είναι ένα μαγνητικό πεδίο με πολύ μικρή συνιστώσα μεταβαλλόμενου ηλεκτρικού πεδίου (όπως όλες οι συμβατικές εκπομπές ραδιοκυμάτων). [11]

Η υψηλής ισχύς του ηλεκτρομαγνητικό πεδίο που παράγεται στο πηνίο MRI δεν παράγει αρκετή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία και η ισχύς του περιορίζεται στον χώρο του πηνίου με αποτέλεσμα να μην εκπέμπεται ως «ραδιοκύματα». Για αυτό το λόγο το πηνίο μετάδοσης αν και είναι μια καλή πηγή EM κοντά σε πεδίο ραδιοσυχνοτήτων αποτελεί κακό πομπό ακτινοβολίας EM σε ραδιοκύματα.

Το πηνίο δέκτης λαμβάνει τις ταλαντώσεις στις συχνότητες RF που παράγονται από την προαγωγή της μαγνητικής ροπής των πυρήνων μέσα στο απεικονιζόμενο αντικείμενο. Το σήμα που λαμβάνεται από το πηνίο είναι συνεπώς ένα επαγόμενο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο, και δεν είναι το αποτέλεσμα της λήψης ραδιοκυμάτων. [11]

3.2 Αποστολή και λήψη πηνίων RF

Κάθε σύστημα MRI είναι ένας συνδυασμός πολλών υποσυστημάτων, το οποίο με τη σειρά του παρέχει την απαραίτητη λειτουργικότητα για τη δημιουργία αντίστοιχων εικόνων ενός αντικειμένου (Εικ.5).



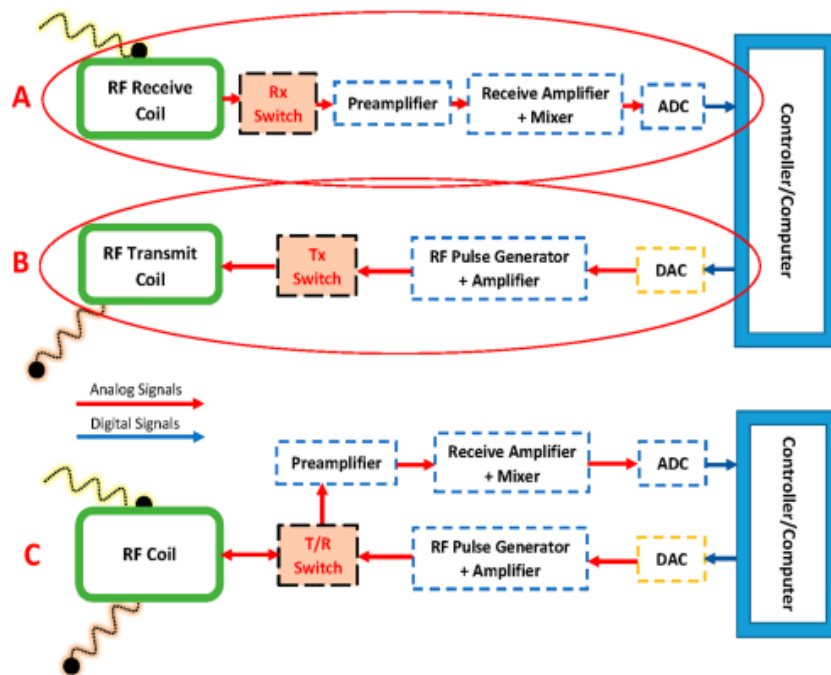
Εικόνα 5 Χαρακτηριστικά Συστήματος MRI

(<https://www.slideserve.com/tyrone-mooney/chapter-3>)

Τα βασικά στοιχεία ενός συστήματος MRI είναι ο μαγνήτης που παράγει το πεδίο B_0 , οι βαθμίδες που επιτρέπουν την κωδικοποίηση εικόνας με κατεύθυνση x , y και z και τέλος το πηνίο RF που διεγείρει τα spin και λαμβάνει το σήμα λόγω κατά τη διάρκεια της διαδικασίας αποδιέγερσης των spin.

3.3 Τρόποι Λειτουργίας Πηνίων

Ο συνδυασμός εκπομπής και λήψης του πηνίου RF σε μία μόνο συσκευή μπορεί να είναι χρήσιμη για εφαρμογές με Φασματοσκοπία MRX - πυρήνων ή σε υπερ-πεδίο MRI λόγω έλλειψης πομπού σώματος, αλλά ο διαχωρισμός σε δύο λειτουργίες έχει το πλεονέκτημα της ξεχωριστής βελτιστοποίησης του σχεδιασμού πηνίου για κάθε λειτουργία. Τα πηνία δέκτης αλλά και πομπός συγκροτούνται από ηλεκτρικά εξαρτήματα τα οποία αποθηκεύουν μαγνητική ενέργεια μέσω του επαγωγέα L και ηλεκτρική ενέργεια μέσω του πυκνωτή C . Το πηνίο πρέπει να έχει σωστή αντιστάθμιση ώστε να εξασφαλιστεί η μέγιστη μεταφοράς της ισχύος από τον ενισχυτή στο πηνίο και με αυτό τον τρόπο ελαχιστοποιείται η ανακλώμενη ισχύς του πηνίου και διασφαλίζεται ότι το μεγαλύτερο μέρος της ισχύος παράγεται μέσω περιστροφών. [12]



Εικόνα 6(A) Το πηνίο λήψης λαμβάνει την απόκριση από τη διέγερση, ενισχύει και ψηφιοποιεί (ADC)

(B) Για να διεγείρει τις περιστροφές, το πηνίο μετάδοσης λαμβάνει ένα σήμα από τον ελεγκτή / υπολογιστή μέσω ενός μετατροπέα ψηφιακού σε αναλογικό (DAC)

(Γ) ο διακόπτης T / R ελέγχει τη μετάδοση και τη λήψη σημάτων RF

(<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6175221/>)

3.4 Παράγων ποιότητας πηνίων

Τα πηνία ραδιοσυχνοτήτων RF σχεδιάζονται με στόχο την παραγωγή σήματος καθώς και την παράγωγη- λήψη σήματος Μαγνητικού Συντονισμού. Η θεωρία που ισχύει βασίζεται στις εξισώσεις του Maxwell, που περιγράφονται έτσι ώστε να λάβουν υπόψη τη συγκεκριμένη κάθε φορά γεωμετρία του πηνίου. [4]

Για τη βελτιωμένη λειτουργία μετάδοσης και λήψης ενός ηλεκτρομαγνητικού πεδίου, επιλέγεται η χρήση πηνίων ραδιοσυχνοτήτων. Κατά τον σχεδιασμό των πηνίων δίνεται ιδιαίτερη βάση στον συντελεστή ποιότητας. Ο υπολογισμός του συντελεστή ποιότητας γίνεται από τη σχέση των παραμέτρων του κυκλώματος: συντελεστής αυτεπαγωγής L, χωρητικότητα πυκνωτή C και αντίστασης R. [5]

$$Q = \frac{2\pi f_0 L}{R} = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{L}{C}} \quad (7)$$

Ο λόγος r καθορίζει τον συντελεστή ποιότητας του πηνίου όταν φορτώνεται (Q_{sample}) ή εκφορτώνεται (Q_{unloaded}) με ένα δείγμα, όπως:

$$r = \frac{Q_{\text{unloaded}}}{Q_{\text{sample}}} = 1 + \frac{R_{\text{sample}}}{(R_{\text{coil}} + R_{\text{extra}})} \quad (8)$$

Για τη βέλτιστη τιμή του λόγου S / N πρέπει να μεγιστοποιηθεί η τιμή του r.

3.5 Λόγος Σήματος προς Θόρυβο (SNR)

Το μέτρο σύγκρισης του επιθυμητού σήματος με τον θόρυβο που προέρχεται από το περιβάλλον είναι ο λόγος σήματος προς θόρυβο. Για οποιαδήποτε τιμή μεγαλύτερη από 1:1 και επίσης μεγαλύτερη από 0 dB, παρέχει λιγότερο θόρυβο από σήμα. Ένας από τους παράγοντες που επηρεάζουν το λόγο σήματος

προς θόρυβο είναι το πηνίο. Ειδικά ο θόρυβος μπορεί να ξεκινήσει από πολύ χαμηλές τιμές αλλά τελικά θα επηρεαστεί από την διαδικασία ανασύστασης της εικόνας, ιδιαίτερα με τα πηνία συστοιχίας. [13,14]

Τα περιστρεφόμενα δίπολα στο εγκάρσιο επίπεδο παρέχουν το σήμα μιας πειραματικής διαδικασίας στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού. Δύο πηνία ραδιοσυχνοτήτων ευθυγραμμισμένα σωστά, παίρνουν δύο διαστάσεις από το περιστρεφόμενο πεδίο (LP), σε αντίθεση με ένα πηνίο δέκτη που χρησιμοποιεί μόνο μία διάσταση. Με τη χρήση της συσκευής Υβριδικού Ορθογώνιου (Quadrature Hybrid) που λειτουργεί ως αθροιστής δύο σημάτων από τα δύο πηνία παρέχοντας διαφορά φάσης 90° , μπορεί να υλοποιηθεί η κυκλική πολωμένη λειτουργία (CP), του ζεύγους πηνίων. Το Quadrature Hybrid ονομάζεται αλλιώς το υβριδικό ζεύγος 90° (Hybrid Coupler) οι οποίες είναι συσκευές τεσσάρων θυρών που χωρίζουν ίσα ένα σήμα εισόδου μεταξύ δύο θυρών εξόδου με διαφορά φάσης 90 μοιρών μεταξύ τους. [15]

Υπάρχουν πολλοί διαφορετικοί τύποι πηνίων RF. Έχοντας ως πιο κοινό το πηνίο όγκου RF που χρησιμοποιείται στην κλινική Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού, παρατηρούμε ότι τα πηνία RF όγκου κλωβού μοιάζουν με σκάλες που κυρτώνονται πάνω τους με τέτοιο τρόπο ώστε να προσεγγίζουν την εικόνα του παραδοσιακού κυλινδρικού καλωδίου κλωβού. [16]

Ένα πηνίο RF όγκου κλωβού δίνει την καλύτερη σταθερότητα των γωνιών περιστροφής στο δείγμα απεικόνισης και έτσι χρησιμοποιείται για την απεικόνιση ολόκληρων όγκων σε αντίθεση με τα πηνία RF επιφάνειας με σχέδια που ταιριάζουν καλύτερα στην απεικόνιση δομών κοντά στην επιφάνεια των δειγμάτων. Πάνω στον επιφανειακό όγκο ενδιαφέροντος που απεικονίζεται, τοποθετούνται τα πηνία επιφάνειας RF. Τα πηνία δεν παρέχουν συναρτήσε του χρόνου ομοιόμορφο θόρυβο για όλο τον όγκο του δείγματος που απεικονίζεται. Αντιθέτως μέρη του δείγματος που βρίσκονται πλησίον του πηνίου παρουσιάζουν υψηλό θόρυβο, ενώ για τα μέρη που βρίσκονται μακριά από το πηνίο ο θόρυβος έχει χαμηλότερες τιμές. Η επιλογή του πηνίου επιφάνειας γίνεται στην περίπτωση που επιθυμητός όγκος βρίσκεται πλησίον της επιφάνειας του δείγματος. Το μαγνητικό πεδίο που μπορούν να μετρήσουν τα πηνία εξαρτάται από την επιφάνεια τους. [16]

3.6 Τύποι Πηνίων RF

Η παρούσα υποενότητα παρέχει μια επισκόπηση των διαφόρων τύπων πηνίων RF και τα πεδία εφαρμογής τους, χωρίς απόλυτες καταγραφές πληροφοριών, καθώς το συγκεκριμένο πεδίο αναπτύσσεται με ταχείς ρυθμούς. Τα πηνία RF για παράδειγμα, μπορούν να διακριθούν, από την ομοιογένεια τους στο πεδίο B_1 ή, αν το δούμε από την άποψη χρήσης, σε πηνία επιφανείας, πηνία συστοιχιών ή πηνία έντασης.

3.6.1 Πηνία Όγκου (Volume Coils)

Τα πηνία όγκου όπως για παράδειγμα ένα πηνίο σώματος (body coil) περιλαμβάνουν πλήρως την ανατομική περιοχή ενδιαφέροντος και λειτουργούν κυρίως ως πηνία πομποί αλλά και είναι ικανά να λειτουργούν και ως πηνία δέκτες. Τα πηνία όγκου είναι συνήθως κυλινδρικά και βασίζονται σε ημιτονοειδή κατανομή των ρευμάτων διατεταγμένα περιφερειακά γύρω από το σωλήνα ενώ στο μήκος του πηνίου δημιουργείται εγκάρσιο μαγνητικό πεδίο.

3.6.2 Επιφανειακά πηνία και πηνία συστοιχίες

Τα πηνία επιφάνειας ραδιοσυχνοτήτων συγκροτούνται από ακροδέκτες σύρματος. Οι διαστάσεις του ακροδέκτη είναι ταιριαστές, όχι μόνο με την περιοχή ενδιαφέροντος αλλά και με την αυτεπαγωγή της σε συνάρτηση με τη χωρητικότητα σε συχνότητα $Larmor$. Το ανομοιογενές προφίλ πεδίου των επιφανειακών πηνίων περιορίζει τη χρήση τους κυρίως στη λειτουργία Rx μόνο, εκτός από την περίπτωση όπου χρησιμοποιούνται αδιαβατικοί παλμοί ή συρμοί παλμών για να αναδιαμορφωθεί το προφίλ γωνίας αναστροφής. [17]

Ωστόσο, είναι, όπως υποδηλώνει και το όνομά τους, ιδιαίτερα καλά για την ανίχνευση σημάτων υψηλότερου λόγου σήματος προς θορύβου κοντά στην επιφάνεια του ασθενούς. Επιπρόσθετα οι διπολικές κεραίες είναι ένας εναλλακτικός τρόπος για τον εντοπισμό του λόγου σήματος προς θορύβου. Παρόλα αυτά η μέθοδος αυτή δεν είναι ευρέως διαδεδομένη, λόγω του ότι οι διπολικές κεραίες είναι άγνωστες στον κόσμο της Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού. Διάφοροι τύποι μάλιστα των διπόλων που χρησιμοποιούνται στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού υπάρχουν ήδη: μονοπολική κεραία, διπλωμένη κεραία διπόλου, κυκλική διπολική κεραία καθώς και συνδυασμοί

πηνίων ακροδέκτη και διπόλου κεραίας. Σε περίπτωση που συνδυαστούν μεγάλος αριθμός διπολικών κεραίων ή επιφανειακών πηνίων τότε σχηματίζεται μια συστοιχίας-array. Είναι μία μέθοδος ταυτόχρονης λήψης σημάτων NMR από πληθώρα αλληλοεπικαλυπτόμενων ή πολύ κοντά τοποθετημένων πηνίων RF, τα οποία καλύπτουν το 100% της περιοχής ενδιαφέροντος.[18]

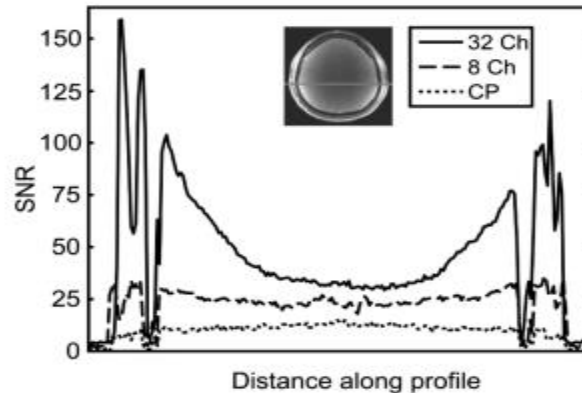
Κάποια σημαντικά παραδείγματα πηνίων συστοιχιών είναι:

- μία γραμμική συστοιχία
- μία δισδιάστατη συστοιχία μικρών επιφανειακών πηνίων που εφαρμόζονται στο επίπεδο.
- μια συστοιχία πηνίων που περιβάλλει ένα όγκο του δείγματος. Κάθε ένα πηνίο ξεχωριστά συνδέεται με την αλυσίδα λήψης και τον ανεξάρτητο προενισχυτή.

Τα πηνία συστοιχίας προσφέρουν υψηλή ευκρίνεια, όπως τα πηνία επιφάνεια, αλλά και υψηλό λόγο σήματος προς θόρυβο, χωρίς να αυξάνουν τον χρόνο της απεικόνισης. Η εφαρμογή των πηνίων συστοιχίας μπορεί να υλοποιηθεί για όλες τις αλληλουχίες παλμών και στη φασματοσκοπία και στην απεικόνιση. Με την χρήση ενός αλγορίθμου που συνδυάζει τα δεδομένα των στοιχείων των πηνίων συστοιχιών αποδίδεται μια εικόνα με βέλτιστο SNR. Ως πηνία συστοιχίας έχουν στοιχεία πηνίου που λειτουργούν ταυτόχρονα, λαμβάνοντας υπόψη την ελαχιστοποίηση της διασταύρωσης μεταξύ των στοιχείων, αλλιώς η απόδοση στο SNR και η απόδοση επιτάχυνσης διακυβεύονται. Μία συστοιχία φάσης πηνίων NMR με διάσταση d τυλιγμένη γύρω από ένα δείγμα προσεγγίζει το απόλυτο SNR από το βάθος d προς το κέντρο του δείγματος. Για ένα δεδομένο σημείο της εικόνας, όλα τα στοιχεία λαμβάνουν σήμα περίπου το ίδιο πλάτος και οι διορθώσεις πλάτους είναι περιττές ή μικρές. Για τη συστοιχία φάσης NMR τόσο οι διορθώσεις φάσης όσο και πλάτους είναι σημαντικές για τον προσδιορισμό της περιοχής ενδιαφέροντος. Η συστοιχία φάσης NMR λειτουργεί στο κοντινό πεδίο και τα πηνία που αποτελούν τα στοιχεία της συστοιχίας είναι συγκρίσιμα σε μέγεθος με το βάθος των voxels ενδιαφέροντος. Κάθε σημείο στην εικόνα της συστοιχίας απαιτεί διαφορετικό συνδυασμό των χρονικά εξαρτώμενων σημάτων και, επομένως, απαιτείται διαφορετικό εξωτερικό κύκλωμα για κάθε περιοχή της εικόνας. Δεδομένου ότι αυτό δεν είναι πρακτικά εφικτό, συνδέουμε μια ξεχωριστή αλυσίδα δέκτη σε κάθε ένα από τα πηνία, συλλέγουμε ταυτόχρονα τα δεδομένα από όλα τα πηνία και αποθηκεύουμε τα αποτελέσματα. Τα δεδομένα συνδυάζονται αργότερα ανά εικονοστοιχείο με φάσεις

που εξαρτώνται από τη θέση. Με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνουμε το υψηλότερο δυνατό SNR σε όλα τα σημεία της εικόνας. [19]

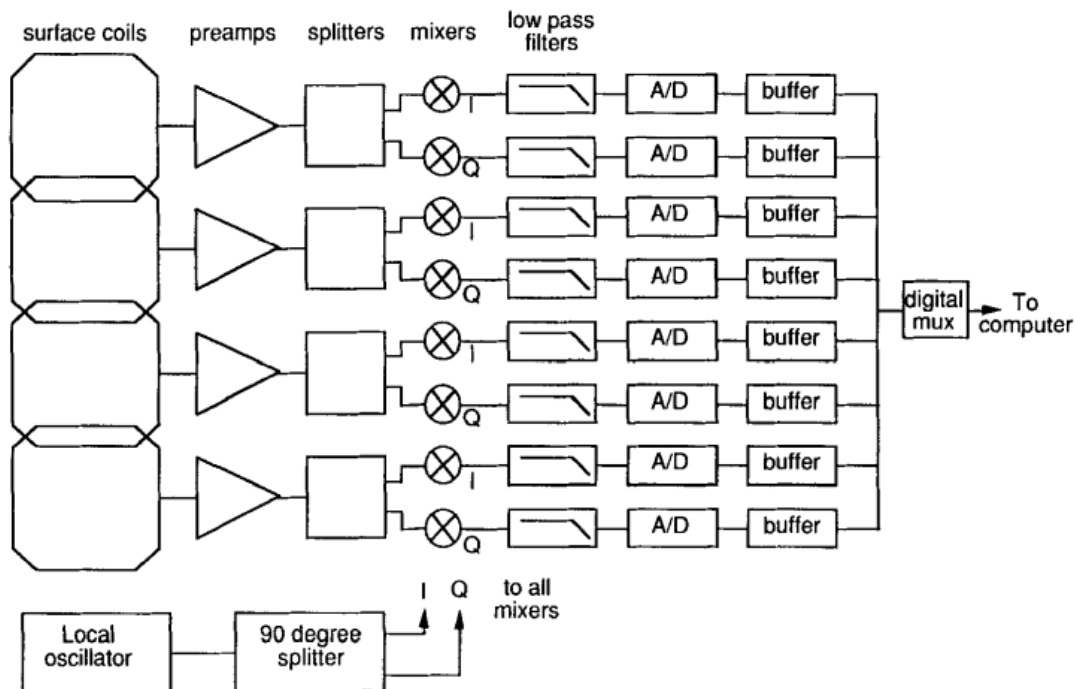
Στην εικόνα 7 απεικονίζεται ένα προφίλ κεφαλιού και φαίνεται η σχέση που υπάρχει μεταξύ μέτρησης καναλιού συστοιχίας και ευαισθησίας. Οι πυκνές συστοιχίες μικρών πηνίων αυξάνουν το SNR έναντι των ομοιόμορφων πηνίων όγκου. Η αύξηση SNR, δηλαδή η μείωση του θορύβου, είναι μεγαλύτερη κοντά στη περιφέρεια, και καθώς ο αριθμός των καναλιών αυξάνεται, οι τιμές SNR μειώνονται όλο και περισσότερο στις περιφερειακές περιοχές πιο κοντά στα στοιχεία πηνίου. Ανεξάρτητα με το μέγεθος του πηνίου όγκου τα πηνία συστοιχιών δεν αυξάνουν τον θόρυβο στο κέντρο του FOV, διότι τα πηνία αυτά χρησιμοποιούν μονωτικά περιβλήματα που τα προστατεύουν από τη διάβρωση. Επειδή αυτές οι διαμορφωτικές συστοιχίες έχουν καλύτερο συντελεστή πληρότητας από τα τυπικά πηνία έντασης, οι συστοιχίες αυξάνουν την τιμή του SNR ακόμη και στο κέντρο του FOV. Σε κλινικές συνθήκες, υπάρχει συχνά μια πρακτική ανταλλαγή μεταξύ της μεγιστοποίησης του SNR με ενσωματωμένες συστοιχίες από τη μία πλευρά και βελτιστοποίηση της άνεσης του ασθενούς και της κλινικής ροής εργασίας από την άλλη πλευρά. [19]



Εικόνα 7 SNR κατά μήκος ενός προφίλ 1D ως συνάρτηση του καναλιού μέτρησης για μερικές αντιπροσωπευτικές συστοιχίες

(<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6175221/>)

Η NMR συστοιχία έχει σημαντική επίπτωση στην απόκτηση και επεξεργασία δεδομένων αφού αναπτύσσει τις απαιτήσεις επεξεργασίας δεδομένων κατά παράγοντες από 10 έως 100. Κάθε πηνίο έχει την δική του αλυσίδα – δέκτη και όλοι οι δέκτες λειτουργούν από την ίδια συχνότητα και όλα τα κανάλια παίρνουν τα δεδομένα ταυτόχρονα.

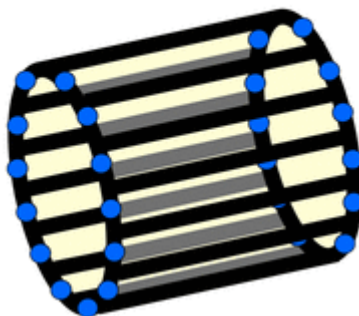


Εικόνα 8 Αρχιτεκτονική συστήματος συστοιχίας φάσης NMR

(https://www.researchgate.net/figure/Architecture-of-the-spectral-scanning-MRI-transceiver_fig8_224471979)

3.6.3 Πηνίο κλωβού (BirdcageCoil)

Στις σύγχρονες κλινικές εφαρμογές της Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού, η συσκευή πηνίο κλωβού είναι αυτή που συναντάται συχνότερα σε χρήση στη μετάδοση ραδιοσυχνοτήτων RF. Ο σχεδιασμός αυτός ακολουθείται στην πλειονότητα των πηνίων σώματος των υπεραγωγών σάρωσης κυλινδρικού σχήματος. Όπως φαίνεται στην εικόνα 9, το πηνίο αυτού αποτελείται από δύο κυκλικούς αγωγίμους ακροδέκτες που αναφέρονται ως ακραίοι δακτύλιοι που συνδέονται με έναν ομοιόμορφο αριθμό αγωγίμων ευθύγραμμων στοιχείων που ονομάζονται βαθμίδες. Με βάση τα χαρακτηριστικά της συχνότητας οι πυκνωτές που περιέχονται εντός των πηνίων κλωβού τοποθετούνται μεταβλητά ανάμεσα στα αγωγή στοιχεία.



Εικόνα 9 Σχέδιο ενός πηνίου κλωβού το οποίο έχει δύο ακροδέκτες, πολλαπλά πόδια / σκαλοπάτια και διπλούς πυκνωτές (μπλε κουκίδες)

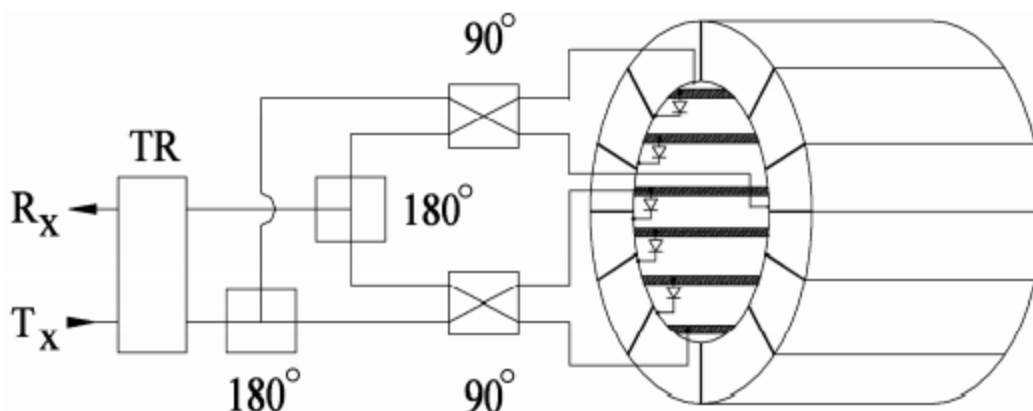
(<http://mriquestions.com/birdcage-coil.html>)

Κατά τη λειτουργία μετάδοσης εφαρμόζονται ημιτονοειδή ρεύματα σε κάθε βαθμίδα που μετατοπίζονται διαδοχικά σε φάση γύρω από την περιφέρεια του πηνίου. Η διαφορά φάσης ανάμεσα στα γεινιάζοντα στοιχεία ισούται με $360^\circ/N$, όπου N ο αριθμός των βαθμίδων. Σύμφωνα με τη θεωρία της κεραίας, κάθε φορά που η τρέχουσα κατανομή σε μια κυλινδρική επιφάνεια ικανοποιεί ημιτονοειδή γωνιακή εξάρτηση, υπάρχει μια ηχητική κατάσταση και ένα ομοιογενές μαγνητικό πεδίο μπορεί να δημιουργηθεί μέσα στον αγωγό. Εκτός από τη χρήση ως πομπός RF, τα πηνία κλωβού μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν ως δέκτες. Για να επιτευχθεί αυτή τη διπλή λειτουργία γίνεται χρήση ηλεκτρικών διατάξεων σε κοντινή απόσταση με το πηνίο. Μερικές απαραίτητες διατάξεις είναι ένας διακόπτης λήψης μετάδοσης και προενισχυτές για διόρθωση των χαμηλών θορύβων

3.6.4 Πηνία TEM

Χαρακτηριστικό των πηνίων κλωβού είναι ότι σε πεδία με τιμές χαμηλότερες των 3T, παρουσιάζουν υψηλές τιμές ομοιογένειας, εντούτοις σε πεδία άνω των 3T μεταξύ του πηνίου και του εκάστοτε ασθενούς δημιουργείται σύζευξη. Η χρήση ηλεκτρομαγνητικού εγκάρσιου κυκλώματος πηνίου TEM, προσφέρει λύση στο πρόβλημα της σύζευξης. Οι δύο βασικές διαφορές της διάταξης TEM και της διάταξης πηνίου κλωβού είναι οι παρακάτω: 1) στη διάταξη TEM γίνεται χρήση μικροταινιών τοποθετημένων εντός ενός κυλίνδρου μη αγώγιμου, σε πλήρη αντίθεση με τις ράβδους που χρησιμοποιούνται στο πηνίο κλωβού και 2) εξωτερικά χρησιμοποιείται μια μεταλλική επιφάνεια λεπτού πάχους με μια πολύ μικρή εγκοπή.

Ως βασικό στοιχείο του συστήματος, η θωράκιση παρέχει μια διαδρομή επιστροφής για το ρεύμα από τις εσωτερικές λωρίδες αγωγού. Επιπλέον, σε αντίθεση με το πηνίο κλωβού, ο εσωτερικός αγωγός του TEM δεν συνδέεται με τους πλησιέστερους γείτονές του, αλλά συνδέεται απευθείας με το προστατευτικό στρώμα μέσω ενός ρυθμιζόμενου πυκνωτή, ο οποίος μπορεί να ρυθμιστεί για να επιτευχθεί η καλύτερη δυνατή ομοιομορφία. Όταν οι συχνότητες υπερβαίνουν τα 200 MHz, η διέγερση ραδιοσυχνοτήτων που παράγεται από τη διάταξη TEM συγκριτικά με το πηνίο κλωβού, έχει καλύτερους συντελεστές ποιότητας και παρουσιάζει μεγαλύτερη ομοιομορφία. Με το κατάλληλο κύκλωμα τα πηνία TEM μπορούν να χρησιμοποιηθούν τόσο ως πομποί όσο και ως δέκτες RF. Με τη χρήση του TEM κυκλώματος οι απώλειες ακτινοβολίας μειώνονται στο ελάχιστο. Επομένως, ο σχεδιασμός του πηνίου όγκου TEM θα πρέπει να είναι ένας καλός υποψήφιος για την παροχή ενός αποδοτικού πηνίου εκπομπής μεγάλου όγκου στις υψηλότερες συχνότητες. Τα σύγχρονα σχέδια πηνίων TEM έχουν επιτύχει νέα επίπεδα απόδοσης σε πρωτοφανείς συχνότητες για τον άνθρωπο. Το εμπρόσθιο τμήμα του κυκλώματος RF στο μεγαλύτερο κομμάτι του, απαρτίζεται από το TEM πηνίο εκπομπής μαζί με τον εξοπλισμό του, όπως χειριστήρια, δέκτες και διακόπτες. Στην επόμενη εικόνα παρουσιάζεται το αποσυνδεδεμένο TEM πηνίο όγκου, δηλαδή οι εσωτερικοί αγωγοί δεν συνδέονται μεταξύ τους, αφού το ρεύμα δεν διαρρέει την περιφέρεια των βάσεων του κυλίνδρου, όπως στο πηνίο κλωβού. Σε αυτά τα πηνία αποφεύγεται η αλληλεπίδραση μεταξύ του πηνίου και του σώματος του ασθενούς. Λειτουργούν ως κοιλότητες συντονισμού κατά τη διάδοση ραδιοσυχνοτήτων. Το αποσυνδεδεμένου TEM πηνίο όγκου αποτελείται από το κύκλωμα οδήγησης σήματος RF και τη δίοδο PIN αποσυντονισμού του κυκλώματος. Η δυνατότητα του πηνίου είναι να βρίσκεται σε λειτουργία λήψης άλλα και εκπομπής, και επιπλέον έχει την δυνατότητα να είναι ενεργά αποσυντονισμένο έχοντας σε λειτουργία ανεξάρτητα πηνία δεκτών. [24]



Εικόνα 10 Ένα ενεργό αποσυνδεδεμένο πηνίο όγκου TEM

(<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/mrm.10141>)

Τα περισσότερα συστήματα Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού υψηλού πεδίου δεν διαθέτουν τα ενεργά αποσυνδεδεμένα πηνία σώματος που είναι αναπόσπαστα μέρη των κλινικών συστημάτων που λειτουργούν σε 1.5T και σε χαμηλότερες εντάσεις πεδίου. Επομένως, για την επίτευξη ομοιογενούς διέγερσης όγκου σε συνδυασμό με τοπική λήψη πηνίου επιφάνειας σε υψηλά μαγνητικά πεδία χρησιμοποιούνται αποσυνδεδεμένα εγκάρσια ηλεκτρομαγνητικά (TEM) πηνία κεφαλής σε συνδυασμό με επιφανειακά πηνία για την λήψη καλύτερου λόγου σήματος προς θόρυβο (SNR) αλλά και τη βελτίωση της χωρικής κάλυψης από ομοιογενώς διεγερμένες περιοχές. [24]

Μελέτες έχουν δείξει ότι για να επιτευχθούν περαιτέρω κέρδη στο SNR και την ευελιξία του πρωτοκόλλου για τη νευροαπεικόνιση στις υψηλότερες εντάσεις πεδίου είναι χρήσιμη η ανάπτυξη ενός αποδοτικού πηνίου εκπομπής σύστημα πηνίου λήψης για χρήση στα 4T. Το αποσυνδεδεμένο πηνίο TEM αποδείχθηκε ότι παρέχει ένα αποτελεσματικό υποκατάστατο πηνίου σώματος για εφαρμογές απεικόνισης κεφαλής. Το αποσυνδεδεμένο πηνίο κεφαλής TEM έχει χρησιμοποιηθεί μαζί με αποσυνδεδεμένα επιφανειακά πηνία για τη βελτίωση της υψηλής ανάλυσης, ανατομικής, φασματοσκοπικής και λειτουργικής απεικόνιση στα 4T. Το αναφερόμενο αποσυνδεδεμένο πηνίο όγκου TEM επεκτάθηκε στην απεικόνιση σώματος στα 4T, στην απεικόνιση κεφαλής στα 7T και έχει επιδείξει αποτελεσματική απόδοση στα 343 MHz (8T) σε μελέτες εργαστηρίου. [20]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΚΥΚΛΩΜΑΤΑ RF

4.1 Προδιαγραφές RF

Ένα ηλεκτρικό κύκλωμα αποτελούμενο από ένα πηνίο αυτεπαγωγής(L), έναν πυκνωτή(C) και μία αντίσταση(R), με σύνδεση παράλληλη ή σε σειρά, είναι ένα κύκλωμα RLC. Τα γράμματα-σύμβολα του κάθε στοιχείου είναι υπεύθυνα για την ονομασία του κυκλώματος, χωρίς αυτό να είναι δεσμευτικό για τη σειρά με την οποία εμφανίζονται στο κύκλωμα. Αυτό το κύκλωμα λειτουργεί παρόμοια με ένα κύκλωμα LC, καθώς σχηματίζει έναν αρμονικό ταλαντωτή ρεύματος.

Όπως σε πολλούς άλλους τομείς σχεδίασης, οι σχεδιαστές κυκλωμάτων RF και μικροκυμάτων, καθορίζουν τη συμπεριφορά των κυκλωμάτων τους, χρησιμοποιώντας ορολογίες που προέρχεται από τη θεωρία των σημάτων. Σε αντίθεση με τον αναλογικό σχεδιασμό χαμηλής και ενδιάμεσης συχνότητας, ωστόσο, οι προδιαγραφές στο σχεδιασμό RF σχετίζονται συνήθως με ισχύ αντί για τάσεις. Επιπλέον, η συμπεριφορά του μικρού σήματος περιγράφεται χρησιμοποιώντας παραμέτρους, παρά τη χρήση παραμέτρων z. Το αποτέλεσμα είναι ότι οι αναλογικοί σχεδιαστές και οι σχεδιαστές μικροκυμάτων συχνά παρεξηγούν ο ένας τον άλλον, παρόλο που συζητούν και περιγράφουν την ίδια συμπεριφορά.

Τα μικροκύματα και τα κυκλώματα των ραδιοσυχνοτήτων (RF) βρίσκουν εφαρμογή σε διάφορα προϊόντα ασύρματης σύνδεσης, όπως: ιατρικές συσκευές, συστήματα επικοινωνιών, βιομηχανικές χρήσεις. Η επιτυχία αυτών των προϊόντων υψηλής ταχύτητας ξεκινά από το στάδιο σχεδιασμού του προϊόντος κατά την επιλογή των πλαστικών υλικών PCB. Ο αντίστοιχος όμιλος συνεργάζεται με την ομάδα σχεδιασμού του προϊόντος για να διασφαλίσει ότι οι στόχοι κόστους / απόδοσης του έργου μπορούν να επιτευχθούν, παρέχοντας πληροφορίες σχετικά με τις επιλογές υλικού, το σχετικό κόστος και τις εκτιμήσεις DfM (Εικόνα 11). Μόλις ολοκληρωθεί ο σχεδιασμός, η ομάδα ακολουθεί τους πίνακες από το πρωτότυπο έως την παραγωγή, όπου βασικές μεταβλητές διεργασίες όπως το πλάτος και η διηλεκτρική απόσταση μετρώνται και ελέγχονται για να διασφαλιστεί ότι το προϊόν πληροί τις σχεδιαζόμενες απαιτήσεις και παρέχει συνεχή απόδοση σε όλο τον κύκλο ζωής του. [21,22]

Feature	NCAB's technical specification
Number of layers	2-20 layers
Technology highlights	Controlled impedance, low loss materials, miniaturization
Materials	Low loss / low Dk, higher performance FR-4, PPO, Teflon, hydrocarbon / ceramic filled
Dielectric thickness	0.1mm – 3.0mm
Profile method	Routing, v-score
Copper weights (finished)	½ to 6 ounce
Minimum track and gaps	0.075mm / 0.075mm
Metal core thickness	0.4-2mm post bonded
Maximum dimensions	580mm x 1010mm
Surface finishes available	HASL (Lead-free), OSP, ENIG, Immersion tin, Immersion silver

Εικόνα 11 Τεχνικές προδιαγραφές RF βάση της ομάδας σχεδιασμού NCAB

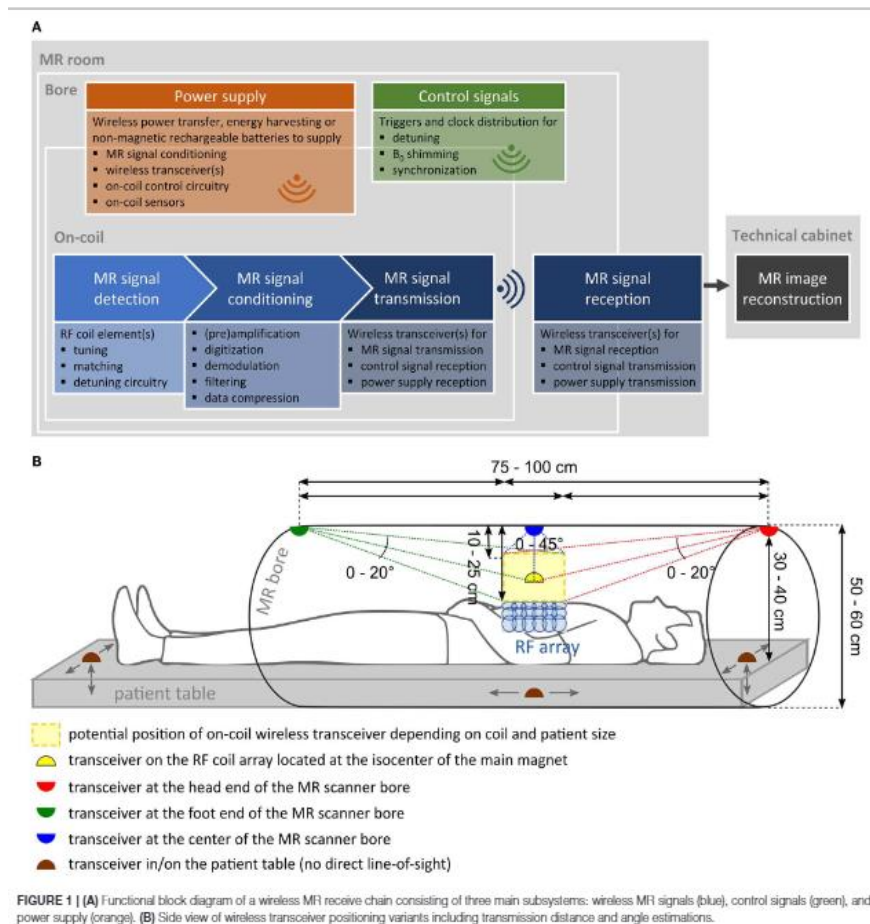
(<https://www.ncabgroup.com/rf-radio-frequency-pcb/>)

- Ασύρματες προσεγγίσεις για διάφορα μέρη του συστήματος MR

Τρία υποσυστήματα που πρέπει να υποστούν σημαντικές αλλαγές για ασύρματη απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού είναι: η αλυσίδα σήματος λήψης MR, η σηματοδότηση ελέγχου και η τροφοδοσία ρεύματος στο πηνίο. Η εικόνα 12 δείχνει τα μπλοκ των τριών λειτουργικών υποσυστημάτων όπως και τις διαφορετικές παραλλαγές θέσεις, τις εκτιμώμενες αποστάσεις αλλά και τις γωνίες που μπορεί να έχει ο ασύρματος πομποδέκτης. Στην εικόνα 13, απεικονίζεται η εξέλιξη της τεχνολογίας ασύρματου πηνίου RF η οποία περιλαμβάνει τις υπάρχουσες τεχνολογίες ή στρατηγικές για κάθε αντίστοιχο υποσύστημα. Στο σύνολο των σχημάτων παρατηρούνται συγκεκριμένες απαιτήσεις που πρέπει να πληρούνται για καθένα από τα λειτουργικά μπλοκ, και αναφέρονται τα οφέλη της τρέχουσας τεχνολογίας, καθώς και οι τρέχοντες περιορισμοί ή προκλήσεις που αντιμετωπίζονται κατά την ανάπτυξή τους. [23]

Για όλα τα υποσυστήματα που έχουν αναφερθεί, ισχύουν οι κάτωθι απαιτήσεις:

- Ασφάλεια των ασθενών
- Μειωμένη κατανάλωση ενέργειας
- Συμβατότητα
- Γραμμικότητα
- Μειωμένος θόρυβος
- Λιγοστά επιπλέον εξαρτήματα
- Μικρό βάρος
- Μικρό μέγεθος εξαρτημάτων



Εικόνα 12 Τα Μπλοκ των τριών λειτουργικών υποσυστημάτων

(https://www.frontiersin.org/files/Articles/500960/fphy-08-00011-HTML/image_m/fphy-08-00011-g001.jpg)

function	strategies	specific requirements	main benefits (+) and limitations/challenges (-)	Ref.
<i>preamplified analog filtered MR signal</i>				
<i>MR signal conditioning</i>				
analog down-conversion	baseband (BB)/intermediate frequency (IF)	<ul style="list-style-type: none"> • mixing with local oscillator (LO) signal on-coil • LO sync. to MR system clock 	<ul style="list-style-type: none"> + lower ADC sampling rate requirement - quadrature (I/Q) mixing necessary for BB conversion - free running LO impaired by gradient inductions 	21, 23, 24, 31, 35
	sampling of demodulated MR signal (BB/IF)	<ul style="list-style-type: none"> • ADC sampling rate $f_s \geq 2 \cdot f_{max}$ (except undersampling) • high ADC bit resolution ($\#b \geq DR/6.02$) 	<ul style="list-style-type: none"> + low resulting data rate + easy reconfiguration to other B_0 field strengths by changing LO frequency + availability of low-cost low-speed multi-channel ADCs with high DR + low power consumption + on-coil MR compatibility of ADCs in integrated circuit tested - complexity of circuit design - high amount of on-coil components (using discrete components) 	21, 23, 24, 31, 35
digitization	direct (under)sampling without analog down-conversion	<ul style="list-style-type: none"> • ADC clock synchronization to MR system clock 	<ul style="list-style-type: none"> + on-coil MR compatibility of custom high-speed ADCs with high DR tested + low amount of additional on-coil components (no analog mixing) - high resulting data rate - restriction to application at specific B_0 field strength - questionable MR compatibility of many commercially available ADCs - high cost and restricted availability of high-speed ADCs with high DR - high power consumption 	18-20, 22, 34, 36-39
	(dynamic) demodulation/filtering/decimation/DR compression/bit-depth reduction/coil compression	<ul style="list-style-type: none"> • integration of dedicated digital signal processing components in-bore/on-coil • synchronization to MR system clock 	<ul style="list-style-type: none"> + reduced data for wireless transmission with early on-coil data compression + reduced data storage requirements + easier scalability to systems with many Rx channels/additional sensors - use of hardware on-coil still has to be demonstrated - increase in the number/size of on-coil components (e.g. FPGAs) - increase in required on-coil power 	22, 41, 42
<i>digital (compressed) MR signal</i>				
<i>wireless MR signals</i>				
MR signal transmission	Wi-Fi (2.4 – 60 GHz carriers)	<ul style="list-style-type: none"> • achievable data rate \geq input signal data rate (\rightarrow sets requirements for signal conditioning) 	<ul style="list-style-type: none"> + data rates < 665 Mbps over < 3 m feasible out-of-bore (Wi-Gig dongles) + data rates < 500 Mbps over < 0.65 m feasible in-bore with B_0 only (60 GHz) + low power solutions available (60 GHz) - trade-off between achievable data rate, device size and spatial range - questionable full MR compatibility of wireless transceivers 	43, 44, 51
	optical wireless communication (THz carriers)		<ul style="list-style-type: none"> + small and low power components + high achievable data rate, e.g. > 3Gbps Li-Fi - MR compatibility of suitable components to be tested - direct line-of-sight often required 	56
<i>wireless MR signal</i>				
<i>wireless control signals</i>				
active detuning	wireless trigger to switch diodes or FETs	<ul style="list-style-type: none"> • synchronization to the MR scanner's Tx/Rx state 	<ul style="list-style-type: none"> + low power FETs available + MR compatibility tested 	59, 60
synchronization	physical clock transmission	<ul style="list-style-type: none"> • phase synchronization of multiple receive channels' and on-coil electronics with the MR system 	<ul style="list-style-type: none"> + only hardware modifications necessary - additional wireless back-channel from MR system to coil required - additional on-coil clocking components required (e.g. PLL) 	34, 61
	software synchronization		<ul style="list-style-type: none"> - often software and hardware modifications necessary - free running on-coil oscillator impaired by gradient inductions - additional wireless channel from coil to MR system needed to send clock information alongside with MR data 	62-65
on-coil B_0 shimming	RF coil as B_0 shim element & Wi-Fi transponder	<ul style="list-style-type: none"> • independency of RF/DC/Wi-Fi operating modes 	<ul style="list-style-type: none"> + no separate Wi-Fi transponder required - shim current must be provided via battery pack/external power supply 	67
<i>wireless power supply</i>				
on-coil power supply	non-magnetic batteries	<ul style="list-style-type: none"> • available power \geq power required by on-coil components 	<ul style="list-style-type: none"> + simple implementation - restricted availability of fully MR compatible batteries - possible image artifacts - trade off between available power capacity and battery size and weight - need for recharging limits scan time 	21, 68, 69
	energy harvesting		<ul style="list-style-type: none"> + uses RF & gradient energy available during MRI scans - low power supply (\approx mW range) 	74-77
	RF WPT	<ul style="list-style-type: none"> • low-power on-coil components 	<ul style="list-style-type: none"> + high power supply (< 13 W) compared to other options + negligible impact on imaging performance demonstrated - low WPT distance (few cm) - dedicated WPT system needed in-bore 	78, 79
	optical WPT	<ul style="list-style-type: none"> • wireless power supply integration on-coil/in-bore 	<ul style="list-style-type: none"> + optical signal immune to RF - MR compatibility of components to be tested - low demonstrated power supply capability (\approx mW range) - direct line-of-sight required - eye-safety depending on optical power and wavelength 	70, 71

FIGURE 2 | Summary of the state of the art in wireless radio frequency (RF) coil development. Existing technologies/strategies for each subsystem (i.e., MR receive signal chain, control signaling, and on-coil power supply) are analyzed listing specific requirements, benefits, as well as limitations or challenges encountered in their current development.

Εικόνα 13 Η εξέλιξη της τεχνολογίας ασύρματου πηνίου RF η οποία περιλαμβάνει τις υπάρχουσες τεχνολογίες ή στρατηγικές για κάθε αντίστοιχο υποσύστημα

(https://www.frontiersin.org/files/Articles/500960/fphy-08-00011-HTML/image_m/fphy-08-00011-g002.jpg)

4.2 Ενισχυτές ισχύος RF

Κατά τη διάρκεια του τελευταίου σταδίου του πομπού RF ο παλμός οφείλει να ισχυροποιηθεί τόσο ώστε να διαμορφωθεί το περιστρεφόμενο B1 πεδίο στο αντικείμενο. Ικανοποιητικά, το πεδίο αυτό οφείλει να είναι υπό τη μορφή: $B1 = \alpha / \gamma t_p$, όπου α είναι η γωνία μετάπτωσης και t_p είναι ο χρόνος που δρα το πεδίο B1. Στην περίπτωση που το πεδίο είναι γραμμικά φορτισμένο τότε χρειάζεται διπλάσια ισχυροποίηση του B1 για την ίδια γωνία α . Αυτή η ισχύς που προσφέρει τελικά ο ενισχυτής ισχύος RF είναι αναγκαία διότι παρατηρούνται πολλές απουσίες τόσο στο ίδιο το προς μέτρηση αντικείμενο όσο και στο πηνίο και στις γραμμές σύνδεσης. Αρά η χρήση του ενισχυτή ισχύος RF αποτελεί η ώθηση της ισχύος του παλμού NMR στο θεμιτό-αναγκαίο επίπεδο.

Οι ενισχυτές ισχύος RF που εφαρμόζονται στα συγκροτήματα MRI αποτελούν ως επί το πλείστον συντονισμένους (tuned) ή γραμμικούς (linear) ενισχυτές ισχύος με ευρεία απόδοση στην περιοχή των συχνοτήτων. Οι τύποι αυτοί είναι ενισχυτές εμπέδησης εξόδου 50Ω με ισχύ από 5 έως 20 kWp, αναλόγως με την τεχνική απεικόνισης που εφαρμόζεται στην εξέταση, την ανατομία της δομής που ελέγχεται και ακόμη από το πηνίο εκπομπής που εφαρμόζεται. Χαρακτηριστική και κλασική τιμή της ισχύος για έναν παλμό 90 μοιρών με διάρκεια 5msec είναι τα 5 Watt. Κλασικές ακόμη τιμές ισχύος για τις εξετάσεις είναι και τα 4kW για την εγκεφαλική περιοχή και τα 16 kW για το υπόλοιπο σώμα. Η ισχύς εξόδου πάντως για κάθε απεικονιστικού συστήματος εξαρτάται από τους κατά τόπους κανονισμούς για την ιατροτεχνολογική εξέταση και προφανώς από την επιβάρυνση της υγείας του ασθενούς από την απορρόφηση.

Οι ενισχυτές εξόδου πολώνονται ως επί το πλείστον σε τάξη C ή σε τάξη A. Στην τάξη C το σημείο ηρεμίας λειτουργίας Q είναι σε τέτοια θέση ώστε το ρεύμα βάσης να κυκλοφορεί λιγότερο από 180 μοίρες του κύκλου του σήματος εισόδου, ενώ στην τάξη A το σημείο ηρεμίας λειτουργίας θα είναι ίσο με το μισό του μέγιστου ρεύματος κατά την πορεία της εκπομπής. (σχήμα παρακάτω) Η ενεργεία για έναν παλμό εξόδου ή μια παλμοσειρά εξόδου μεγάλης ενέργειας εξαρτάται από την συσκευή

αποθήκευσης(buffer) όπως παραδείγματος χάριν ένας πυκνωτής-μπαταρία που φορτίζεται και εκφορτίζεται αναλόγως με την περίπτωση.

Οι ενισχυτές ισχύος που είναι εφοδιασμένοι με τα ανώτερα στοιχεία περιέχουν στο σύστημα τους και λυχνίες (tubes) διότι είναι λιγότερο ευαίσθητες στα υπερφορτία (overloads) με μικρότερο κόστος. Ένας ενισχυτής ισχυρός παρόλα αυτά ενδέχεται να είναι valve ή solid δίχως να σημειωθεί τελικά σημαντική διαφορά στην αποτελεσματικότητά του.

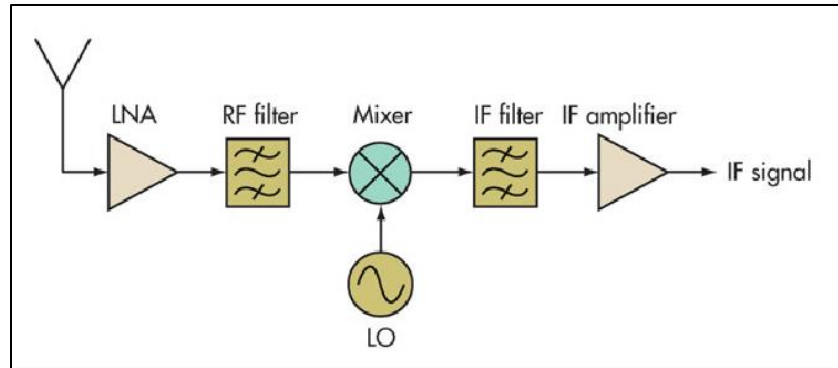
Τα εξαρτήματα στερεάς κατάστασης (solid) ή οι λυχνίες (valves) μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ενισχυτές. Οι λυχνίες είναι σε μεγάλο βαθμό παρωχημένες στους σημερινούς ενισχυτές. Οι συζητήσεις μεταξύ των υποστηρικτών της λυχνίας και αυτών της στερεάς κατάστασης ξεκίνησαν μόλις εφευρέθηκε το πρώτο τρανζίστορ ως συσκευή ενίσχυσης. Η ανάπτυξη των τρανζίστορ ήταν μια επιτακτική ανάγκη εκείνη την εποχή. Αυτό οφείλεται σε μερικά από τα μειονεκτήματα των λυχνιών, όπως το μέγεθός τους, η υψηλή κατανάλωση ενέργειας, η ευθραυστότητα, η περιορισμένη διάρκεια ζωής και άλλα.

4.3 Βαθμίδες λειτουργίας των ενισχυτών (A, C)

- Προενισχυτές στον δέκτη

Το σύστημα του δεκτή είναι ένα πολύπλοκο σύστημα που επιτελεί πολλές λειτουργίες. Τα ασθενή σήματα Ραδιοσυχνότητας που λαμβάνονται, χάρις το πηνίο λήψης από τον εξεταζόμενο μπαίνουν στο σύστημα του δέκτη όπου και έρχονται σε επαφή με τα ακόλουθα στάδια έως ότου να διαμορφωθούν σε μήτρα δεδομένων που θα συνθέσει την οριστική εικόνα.

- Προενισχυτής RF (RF preamplifier)
- Αποδιαμορφωτής (Demodulator)
- Βαθυπέρατοφίλτρο (Low pass filter)
- Ενισχυτής Ακουστικών Συχνοτήτων (Audio Amplifier)
- ADC (Analog to Digital Converter)



Εικόνα 14 Block διάγραμμα ενός δέκτη

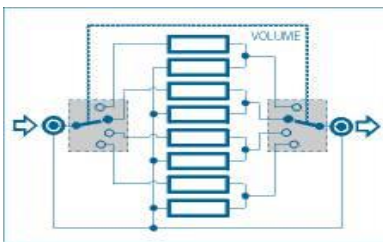
(https://www.researchgate.net/figure/RF-receiver-block-diagram_fig1_339137433)

- Προενισχυτής RF (RF preamplifier) και διασταυρούμενες διόδους (crossed diodes)

Τα σήματα MR που παίρνονται από το πηνίο της λήψης οφείλουν να ενισχυθούν σε ένα αναγκαίο επίπεδο από τον προενισχυτή RF προκειμένου η εξασθένηση εξαιτίας των γραμμών (αγωγών) και ο θόρυβος της εισόδου από το επόμενο στάδιο να είναι όσο το δυνατόν μηδαμινά. Το σήμα που παίρνεις από το πηνίο λήψης είναι της τάξης των μV και χρειάζεται ενίσχυση της τάξης του κατά 10^5 . Με αυτόν τον τρόπο είναι αναγκαίο ο προενισχυτής να ενσωματώσει στο σύστημα πολύ λιγότερο προσθετικό θόρυβο. Η ενεργεία του προενισχυτή αλλά και του κανονικού ενισχυτή είναι η ώθηση του λαμβανόμενου σήματος δίχως επιπλέον επιδράσεις στην τιμή του SNR. Ο προενισχυτής χρειάζεται να προστατεύεται από τον μεγάλης ισχύος παλμό εκπομπής και για αυτόν τον λόγο γίνεται χρήση μιας ομάδας από διασταυρούμενες διόδους (crossed diodes) που τοποθετούνται σε σειρά στην γραμμή εκπομπής με σκοπό να ισχυροποιηθεί το ring-down κατά την πορεία του παλμού RF και προκειμένου να πραγματοποιηθεί μείωση του θορύβου εκπομπής κατά τη λήψη του σήματος. Παρομοίως, διασταυρούμενες διόδοι εφαρμόζονται συγχρόνως με την είσοδο του προενισχυτή με σκοπό ο δεύτερος να προστατευτεί από υπερφόρτιση (overload) κατά την διάρκεια του παλμού RF που παράγεται από την τελεία ορθογωνιότητα (orthogonality) των πηνίων εκπομπής. Οι διασταυρούμενοι διόδοι είναι κανάλια που δημιουργούμε ώστε να μειώσουμε το θόρυβο στο σύστημα ή να αποφύγει την υπερφόρτιση ο ενισχυτής.

Ο εξασθενητής κλίμακας ή εξασθενητής Ladder είναι ένα παράδειγμα χρήσης διασταυρούμενων διόδων. Όπως φαίνεται σχηματικά αποτελείται από διαιρέτες τάσης που μέσω ενός διπλού επιλογάσε

κάθε κανάλι ενεργοποιείται για κάθε διαφορετική θέση ένας άλλος διαιρέτης. Με αυτόν τον τρόπο μειώνεται ο θόρυβος στο σύστημα.



Εικόνα 15 Εξασθενητής τύπου κλίμακας (ladder)

(http://avmentor.gr/howto/preamps_2.htm)

4.3 Διαμόρφωση-Αποδιαμόρφωση σήματος

Οι συχνότητες που παίρνονται από το πηνίο λήψης έχουν περίπου την ίδια συχνότητα με τον Πυρηνικό Μαγνητικό Συντονισμό. Το σύνολο των συχνοτήτων έπειτα μεταφράζεται από τον μείκτη σε μια ενδιάμεση τιμή συχνοτήτων προκειμένου ένας συγκεκριμένος αποδιαμορφωτής να είναι σε θέση να εφαρμοστεί ανεξαρτήτως από την ένταση του πεδίου B_0 ή τον τύπο του πυρήνα. Τα σήματα που παίρνονται από διαμορφώνονται σε έναν ανιχνευτή ευαίσθητο στην φάση (phasesensitivedetector) προκειμένου να αποδώσουν ρεαλιστικά (\sin) και ψευδή (\cos) που αντιπροσωπεύουν τα στοιχεία φάσης και ισχυροποίησης του σήματος ανάλογα.

Επισημαίνοντας την ανίχνευση ευαίσθητη στη φάση αναφέρεται το γεγονός πως σημειώνεται και τελικά μεταβάλλεται η συχνότητα ω , αρά και η φάση ωt , του ανιχνεύσιμου σήματος. Ο εντοπισμός αυτός ενδέχεται να είναι απλός (single) ή ορθογώνιος (quadrature). Στο πρώτο ενδεχόμενο εφαρμόζεται μόνο ένα σήμα αναφοράς ενώ στο δεύτερο εφαρμόζονται δύο σήματα με διαφορά φάσης 90 μοιρών (ορθογώνια σήματα).

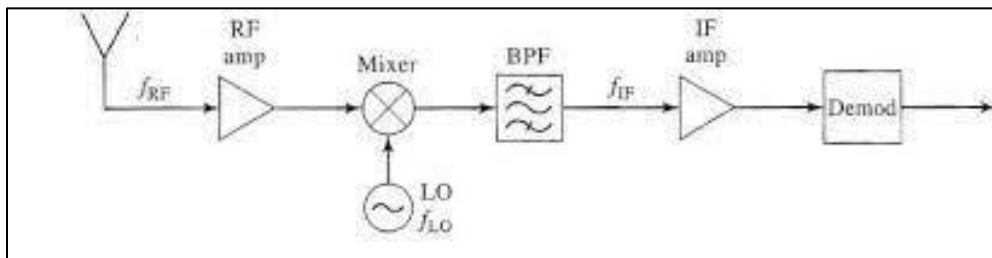
Ο αποδιαμορφωτής που εφαρμόζεται στους δεκτές των συγκροτημάτων MRI, είναι ο ορθογώνιος εντοπισμός (quadraturedetector) και η εφαρμογή συμπληρώνει ουσιαστικά αυτή του διαμορφωτή. Το σήμα δηλαδή που εκπέμπεται οφείλει να αντιστραφεί προκειμένου η ρεαλιστική πληροφορία (αποδιαμόρφωση) να εξαχθεί. Στην ουσία ο αποδιαμορφωτής παίζει το ρολό πολλαπλασιασμού της μιγαδικής φέρουσας συχνότητας (complexcarrier) με το σήμα εισόδου ως εξής:

$$(Mx \cos \omega_0 t + My \sin \omega_0 t) \cos \omega_0 t = \frac{1}{2} Mx + \frac{1}{2} Mx \cos 2\omega_0 t - \frac{1}{2} My \sin 2\omega_0 t \quad (16)$$

$$(Mx \cos \omega_0 t + My \sin \omega_0 t) \sin \omega_c t = \frac{1}{2} My + \frac{1}{2} Mx \sin 2\omega_0 t - \frac{1}{2} My \cos 2\omega_0 t \quad (17)$$

όπου M είναι το μέγεθος της μαγνήτισης και ϕ είναι η φάση της. Με εξαίρεση το ενδεχόμενο της διπλάσιας φέρουσας, τα σήματα που αντιπροσωπεύουν τις Mx και My φτάνουν αμφότερα στις εξόδους.

Το θετικό στοιχείο του ορθογωνικού αποδιαμορφωτή αποτελεί πως ενδέχεται να διαχωρίζει ενδιάμεσες συχνότητες τόσο μικρότερες όσο και μεγαλύτερες της ω_0 (upper and lower sideband). Με αυτόν τον τρόπο το εύρος των συχνοτήτων της εξόδου είναι το $\frac{1}{2}$ του εύρους συχνοτήτων της εισόδου. Η μέθοδος αυτή καλυτερεύει το SNR κατά έναν λόγο της τάξεως του $2^{1/2}$ εν αντιθέσει με τους απλούς αποδιαμορφωτές ευαίσθητους στη φάση (phase sensitive detector) που ενδέχεται να ανιχνεύσουν και να παραστήσουν μόνο τη μια συνιστώσα (Mx ή My). Ακόμη αναγκαίος κρίνεται μόνο ο μισός ρυθμός μετατροπής (conversion rate) κατά την ADC δοκιμασία. Από την άλλη μεριά, στο ενδεχόμενο αυτό οφείλουν να υπάρχουν μόνο δύο διατάξεις που να ακολουθούν τον αποδιαμορφωτή.



Εικόνα 16 Απεικόνιση διαγραμμάτων ορθογώνιου ανιχνευτή

(http://rangoussi.teipir.gr/RF/RF_LAB_2017-18_Part_II_AM_superhet_receiver.pdf)

Η έξοδος ενός ορθογωνικού ανιχνευτή ενδέχεται να πραγματοποιηθεί προκειμένου να πάρει την μορφή

$$\cos[(\omega_0 t - \omega_s)t + \phi] \quad (18)$$

όπου ω_s είναι η συχνότητα του λαμβανομένου σήματος και ω_0 η συχνότητα αναφοράς. Το ω_0 χρησιμοποιείται προκειμένου γίνει η κεντρική συχνότητα που έγινε η διέγερση του δείγματος.

Στο ενδεχόμενο εφαρμογής ενός απλού ανιχνευτή ευαίσθητου στην φάση, τότε έχουμε απώλεια των δεδομένων αναλόγως αν το $\omega_0 - \omega_s$ έχει θετική ή αρνητική τιμή. Στη συνέχεια μέσω του μετασχηματισμού Fourier, το σύνολο των σημάτων παρουσιάζεται στη μια πλευρά της συχνότητας

αναφοράς, ανεξαρτήτως του πρόσημο της ποσότητας $\omega_0 - \omega_s$. Σε ενδεχόμενο που εφαρμόζεται ένα τέτοιο σύστημα είναι αναγκαία η προσοχή προκειμένου να διασφαλιστεί πως η συχνότητα ω_0 έχει οριστεί προκειμένου να είναι υψηλότερη ή χαμηλότερη από το σύνολο των συχνοτήτων πληροφοριών που εμπεριέχεται στο σήμα. Ομοίως, ο θόρυβος προβάλλεται πάνω στη συχνότητα αναφοράς και με αυτόν τον τρόπο προσφέρουν δυο sets στο φάσμα αντί ενός. Δεδομένου πως ο θόρυβος είναι τυχαίος αυτό δημιουργεί την άνοδο του ενισχυτή του θορύβου κατά μια τιμή $2^{1/2}$ και ανάλογη με την ελάττωση του SNR κατά $2^{1/2}$ επίσης. Αντιθέτως, η εφαρμογή ενός ορθογωνικού ανιχνευτή, δηλαδή με τη φάση του σήματος αναφοράς να στρέφεται κατά 90 μοίρες σε έναν από τους ανιχνευτές, παρέχει τη δυνατότητα για ολοκληρωμένο διαχωρισμό των αρνητικών και θετικών συχνοτήτων στον μετασχηματισμό Fourier.

Το NMR έπειτα καλείται να μετατραπεί σε ένα ακουστικό σήμα με εύρος συχνότητας μερικά kHz. Η αίτια για την οποία πραγματοποιείται αυτή η ενεργεία είναι η ακόλουθη. Έστω ότι το μόνιμο μαγνητικό πεδίο του απεικονιστικού συστήματος έχει ένταση 1T και συχνότητα $\omega_0 = 42.58 \text{ MHz}$. Αν παραδείγματος χάριν το εύρος των τιμών συχνότητας του λαμβανομένου σήματος είναι στα 60 kHz, τότε όλες οι τιμές συχνότητες θα αντιστοιχούν σε κάποιο σημείο συντεταγμένων στο χώρο, έστω x. Σε έναν φανταστικό άξονα συχνοτήτων θα βρίσκεται στο κεντρικό σημείο η συχνότητα $\omega_0 = 42.58 \text{ MHz}$. Στον θετικό ημιάξονα θα είναι η τιμή $42.58 \text{ MHz} + 30 \text{ kHz} = 42.61 \text{ MHz}$, ενώ στον αρνητικό θα είναι $42.58 \text{ MHz} - 30 \text{ kHz} = 42.55 \text{ MHz}$. Εάν δηλαδή από το σύνολο των τιμών αυτών αφαιρεθεί η κεντρική συχνότητα ω_0 , τότε η συχνότητα στο θετικό άκρο θα είναι +30 kHz και στο αρνητικό -30 kHz. Στο κεντρικό σημείο του άξονα η συχνότητα θα έχει τιμή 0 kHz. Αυτό εξηγεί πως σε αυτό το ενδεχόμενο το λαμβανόμενο σήμα θα βρίσκεται πλέον στο φάσμα των ακουστικών συχνοτήτων. Η αίτια για την οποία πραγματοποιείται η μεταγωγή αυτή, είναι διότι τα σήματα στο φάσμα των ακουστικών συχνοτήτων ψηφιοποιούνται με ευκολότερο τρόπο και με περισσότερη αποτελεσματικότητα από τους διαθέσιμους ADC's. Ακόμη, το φάσμα των ακουστικών συχνοτήτων αποτελεί μια σταθερότερη κλίμακα συχνοτήτων και δεν εξαρτάται από την ένταση B_0 , αλλά μόνο από την ισχύ της βαθμίδας.

Από τα παραπάνω λοιπόν συμπεραίνεται πως για να πραγματοποιηθεί ολοκληρωτικός διαχωρισμός της άνω και κάτω πλευρικής ζώνης (upper and lower sideband) είναι αναγκαία η απόκριση της συχνότητας και οι φάσεις της να βρίσκονται στα ίδια ισότιμα ζεύγη στους μίκτης, στα φίλτρα και στους ADC's. Ακόμη είναι αναγκαίο τα δυο φέροντα σήματα να είναι ολισθημένα (shifted) κατά 90 μοίρες. Σε

αντίθετο ενδεχόμενο δεν πραγματοποιείται ο ολοκληρωτικός διαχωρισμός με αποτέλεσμα την προβολή ψευδενδείξεων, θορύβου καθώς και άλλων προβλημάτων στην εικόνα.

4.4 Γραμμές μεταφοράς ή μετάδοσης- Transmission Lines

Η λειτουργία ως γραμμές μεταφοράς και όχι ως καλώδια συνηθισμένης σύνδεσης, είναι η αιτία που η υψηλής συχνότητας διασυνδέσεις χρήζουν προσοχής. Τα εξαρτήματα χαμηλής συχνότητας συστημάτων συνδέονται είτε με διαδρομές PCB είτε μέσω καλωδιώσεων. Στην πλειονότητα των περιπτώσεων των αγώγιμων στοιχείων, αντίσταση τους είναι σχεδόν αμελητέα.

Η συμπεριφορά των διασυνδέσεων RF είναι πολύ διαφορετική από εκείνη των συνηθισμένων καλωδίων που φέρουν σήματα χαμηλής συχνότητας - τόσο διαφορετική, που στην πραγματικότητα χρησιμοποιείται πρόσθετη ορολογία: μια γραμμή μετάδοσης είναι ένα καλώδιο (ή απλά ένα ζευγάρι αγωγών) που πρέπει να αναλυθεί σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά της διάδοσης σήματος υψηλής συχνότητας.

4.5 Κυκλώματα RLC

Ένα ιδανικό, καθαρό κύκλωμα LC υπάρχει μόνο στον τομέα της υπεραγωγιμότητας, ένα φυσικό φαινόμενο που αποδεικνύεται σε αυτό το σημείο μόνο σε θερμοκρασίες πολύ κάτω και / ή πιέσεις πολύ πάνω από αυτές που βρίσκονται φυσικά οπουδήποτε στην επιφάνεια της Γης.

Τα κυκλώματα RLC βρίσκουν εφαρμογή ως κυκλώματα ταλαντωτών. Για παράδειγμα οι τηλεοράσεις και οι ραδιοφωνικοί δέκτες χρησιμοποιούν κυκλώματα RLC για συντονισμό ώστε να μπορούν να επιλέγουν από τα περιβαλλοντικά ραδιοκύματα ένα στενό εύρος συχνοτήτων. Το κύκλωμα RLC αναφέρεται συχνά και ως συντονισμένο κύκλωμα.

Επιπροσθέτως, ένα κύκλωμα RLC χρησιμοποιείται και ως φίλτρο υψηλής διέλευσης ή φίλτρο χαμηλής διέλευσης, φίλτρο διέλευσης ζώνης και ως φίλτρο διακοπής ζώνης. Το φίλτρο RLC είναι ένα κύκλωμα δεύτερης τάξης. Αυτό σημαίνει ότι οποιαδήποτε τιμής ρεύματος ή τάσης στο κύκλωμα υπάρχει δυνατότητα να αποδοθεί με διαφορετική εξίσωση δεύτερης τάξης κατά την ανάλυση του κυκλώματος.

Τα στοιχεία του κυκλώματος, R, L και C, έχουν την δυνατότητα να συνδυαστούν σε διαφορετικές τοπολογίες είτε κατά σειρά είτε και τα τρία στοιχεία παράλληλα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού είναι μια από τις σημαντικότερες ιατρικές εξελίξεις του 20ου αιώνα όπου και τον 21ο αιώνα οι εξελίξεις συνεχίστηκαν. Οι εξελίξεις είχαν ως αποτέλεσμα στην ισχύ του μαγνητικού πεδίου με σκοπό την κλινική χρήση του αλλά και την βελτίωση του υλικού του. Πιο συγκεκριμένα παρουσιάστηκαν ισχυρότερες διαβαθμίσεις στην απεικόνιση, βελτιωμένοι αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας, καλύτερες συστοιχίες πηνίων δέκτη, βελτιωμένα συστήματα άνεσης ασθενών και η τεχνολογία του ψηφιακού δέκτη. Επιπλέον, οι βελτιωμένοι αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας αλλά και οι βελτιωμένες μέθοδοι λήψης εικόνων έχουν ως αποτέλεσμα τη ταχύτερη λήψη εικόνας, τη δημιουργία νέων μηχανισμών αντίθεσης MRI αλλά και τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας. Η συνέργεια αυτών των βελτιώσεων υλικού και λογισμικού δημιουργεί ένα αποτέλεσμα όπου το άθροισμα είναι πολύ μεγαλύτερο από κάθε μία από τις σταδιακές βελτιώσεις. Παρόλα αυτά οι εξελίξεις αυτές δεν έχουν εφαρμοστεί για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας σε χαμηλές εντάσεις μαγνητικού πεδίου.

Η ισχύ του μαγνητικού πεδίου B_0 είναι γραμμικά ανάλογη με το σήμα MRI ενώ η ποιότητα της εικόνας σχετίζεται με τον Λόγο Σήματος προς Θόρυβο (SNR).

Στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού αρχικά στα υψηλά μαγνητικά πεδία B_0 γινόταν αντιληπτός ο θόρυβος στην εικόνα που παραγόταν από το σώμα του εξεταζόμενου και όχι από τον θόρυβο που παραγόταν στο σύστημα δέκτη. Ενώ στις χαμηλές εντάσεις του μαγνητικού πεδίου, το σώμα εμφάνιζε μικρότερο θόρυβο.

Τα τελευταία χρόνια, η βελτίωση της ποιότητας των συστημάτων πομπού και δέκτη, είχε ως αποτέλεσμα την σημαντική μείωση του θορύβου από το ίδιο το σύστημα MRI, κάτι το οποίο οδηγεί στην απεικόνιση του Μαγνητικού Συντονισμού σε χαμηλότερες εντάσεις μαγνητικού πεδίου. Τα βελτιωμένα ηλεκτρονικά πλέον επιτρέπουν στον θόρυβο από το σώμα να κυριαρχεί στον Λόγο Σήματος προς Θόρυβο στην εικόνα.

Τέλος, η ποιότητα της εικόνας και η ισχύς του σήματος εξαρτώνται όχι μόνο από την ισχύ του μαγνητικού πεδίου αλλά και από την αποτελεσματικότητα της ακολουθίας παλμών MRI κατά τη λήψη δεδομένων. Η αποτελεσματικότητα είναι ο λόγος μεταξύ του χρόνου που λαμβάνονται τα σήματα MRI σε σχέση με το χρόνο στην ακολουθία παλμών που χρησιμοποιείται για την προετοιμασία των σημάτων που θα ληφθούν.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Prasad, Amit. 2007. "The (Amorphous) Anatomy Of An Invention: The Case Of Magnetic Resonance Imaging (MRI)." *Social Studies Of Science* 37 (4): 533–60. <https://doi.org/10.1177/0306312706075334>.
- [2] Catherine Westbrook. (2002). *MRI At A Glance*. Blackwell Science Ltd
- [3] Καραντάνας, Α.Χ. (2000). *Μαγνητική Τομογραφία*. Εκδόσεις Βήτα, Αθήνα
- [4] Κανδαράκης, Ι. (2007). *Ιατρική Φυσική – Βιοϊατρική Τεχνολογία*. Πυρηνική Ιατρική. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις ΑΡΑΚΥΝΘΟΣ
- [5] Balanis, CA. (1989). *Advanced Engineering Electromagnetics*. New York: John Wiley & Sons, Inc., 323-326
- [6] Lee, Seung-Cheol. (2009). *MR Microscopy Of Micron Scale Structures*. *Magnetic Resonance Imaging: In Press*. Doi: [10.1016/j.mri.2009.01.002](https://doi.org/10.1016/j.mri.2009.01.002)
- [7] Beckmann, C.F. & Smith, S.M. (2004). Probabilistic Independent Component Analysis For Functional Magnetic Resonance Imaging. *IEEE Trans. On Medical Imaging*, 23 (2): P.137-152
- [8] Κανδαράκης, Ι. & Καρατόπης, Α. (2007). *Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού*. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Αράκυνθος
- [9] Kaufman, A.A., Hansen, R.O. & Kleinberg, R.L.K. (2008). Paramagnetism, Paramagnetism And Ferromagnetism. *Methods In Geochemistry And Geophysics*, 42: P.207-254
- [10] Αθανασία Καΐκα. «Εφαρμογή Πρωτοκόλλων Διασφάλισης Ποιότητας Στη Μαγνητική Απεικόνιση Της Διάχυσης (Dwi).» 12 Ιούλιος 2016: 138.
- [11] Huettel, S.A. (2008). *Functional Magnetic Resonance Imaging*. 2nd Edition. 2008. Sinauer Associates Inc.: Sunderland, MA. 82(4): 233 .
- [12] Klomp, DWJ, Van Der Graaf, M., Willemsen, MAAP, Van Der Meulen, APM. Heerschop, A. (2004). Transmit/Receive Head Coil For Optimal 1H MR Spectroscopy Of The Brain In Paediatric Patients At 3T. *MAGMA*, 17:P.1–4

- [13] Sherman, C. & Butler, J. (2007). [Transducers And Arrays For Underwater Sound](#). Springer Science & Business Media. P. 276
- [14] Wright, SM. (2011). Receiver Loop Arrays. *Encyclopedia Of Magnetic Resonance*, P.1–13
- [15] Vaughan, JT., Adriany, G., Snyder, CJ, Tian, J., Thiel, T., Bolinger, L., Liu, H., Delabarre, L. & Ugurbil, K. (2004). Efficient High-Frequency Body Coil For High-Field MRI. *Magnetic Resonance Med*, 52:851–9.
- [16] Silver, MS, Joseph, RI. & Hoult, DI. (1985). Selective Spin Inversion In Nuclear Magnetic Resonance And Coherent Optics Through An Exact Solution Of The Bloch-Riccati Equation. *Phys Rev A*, 31: P.2753–2755
- [17] P. B. Roemer, W. A. Edelstein, S. P. Souza, C. E. Hayes, And O. M. Mueller, “SMRM 7th Annual Meeting,” P. 875, 1988.
- [18] Wiggins, GC., Triantafyllou, C. & Potthast, A. (2006). 32-Channel 3 Tesla Receive-Only Phased-Array Head Coil With Soccer-Ball Element Geometry. *Magn Reson Med*, 56:P.216–223
- [19] Vaughan JT, Adriany G, Bolinger L, Waks M, Delabarre L, Garwood M, Andersen P, Ugurbil K. A Body Coil For High Field MR. In: *Proceedings Of The 10th Annual Meeting Of ISMRM, Honolulu, 2002*.
- [20] Laverghetta, T.S. (1996). *Practical Microwaves*. Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ.
- [21] Sander, K.F. (1987). *Microwave Components And Systems*. Addison-Wesley
- [22] Räsänen, A.V. & Lehto, A. (2003). *Radio Engineering For Wireless Communication And Sensor Applications*. Artech House
- [23] Moser, E., Laistler, E., Schmitt, F. & Kontaxis, G. (2017). Ultra-High Field NMR And MRI— The Role Of Magnet Technology To Increase Sensitivity And Specificity. *Front Phys*, P.5:33
- [24] J.T. Vaughan,* G. Adriany, M. Garwood, E. Yacoub, T. Duong, L. Delabarre, P. Andersen, And K. Ugurbil (2002). Detunable Transverse Electromagnetic (TEM) Volume Coil For High-Field NMR, *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(5):990-1000