



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
Π.Μ.Σ ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΑΡΔΙΑΣ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΦΟΙΤΗΤΡΙΑ: ΣΠΥΡΙΔΟΥΛΑ ΚΟΥΤΣΙΠΕΤΣΙΔΟΥ
ΑΜ: 21015

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΔΡ. ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΣ ΛΑΒΔΑΣ
ΘΕΜΑΤΙΚΟΣ ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: ΔΡ. ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΒΕΡΓΑΝΕΛΑΚΗΣ

ΑΘΗΝΑ 2023



UNIVERSITY OF WEST ATTICA
SCHOOL OF HEALTH AND CARE SCIENCES
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES – RADIOLOGY AND RADIOTHERAPY MSc
CURRENT APPLICATIONS IN MEDICAL IMAGING

DIPLOMA THESIS
CARDIAC MAGNETIC RESONANCE IMAGING

POSTGRADUATE STUDENT: SPYRIDOULA KOUTSIPETSIDOU
REGISTRATION NUMBER: 21015

SUPERVISOR: DR. ELEYTHERIOS LAVDAS, DR. DIMITRIOS VERGANELAKIS

ATHENS 2023



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΚΑΙ ΠΡΟΝΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ –
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Π.Μ.Σ ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΑΡΔΙΑΣ

Μέλη Εξεταστικής Επιτροπής συμπεριλαμβανομένου και του Εισηγητή

Η μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι Εξεταστική Επιτροπή:

Α/α	ΟΝΟΜΑ ΕΠΩΝΥΜΟ	ΒΑΘΜΙΔΑ/ΙΔΙΟΤΗΤΑ	ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ
	Λαβδάς Ελευθέριος	Καθηγητής (εξεταστής, επιβλέπων)	
	Κεχαγιάς Δημήτριος	Καθηγητής (εξεταστής)	
	Παπαβασιλείου Περικλής	Επίκουρος Καθηγητής	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Σπυριδούλα Κουτσιπετσιδου Βαϊτση, με αριθμό μητρώου 21015 φοιτήτριας του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική απεικόνιση» του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών της Σχολής Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι:

«Είμαι η συγγραφέας της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας με τίτλο «Μαγνητική Τομογραφία Καρδίας» και ότι 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.

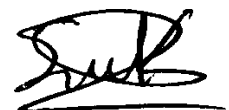
Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Επιθυμώ την απαγόρευση πρόσβασης στο πλήρες κείμενο της εργασίας μου μέχρι

..... και έπειτα από αίτηση μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντα καθηγητή.

Ο/Η Δηλών/ούσα

*** Ονοματεπώνυμο /Ιδιότητα**



Σπυριδούλα Κουτσιπετσιδου

(Υπογραφή)

Περιεχόμενα

Λίστα Εικόνων και Πινάκων	3
Ευχαριστίες	5
Περίληψη	6
Abstract.....	7
Εισαγωγή	8
Κεφάλαιο 1 Καρδία: Ανατομία	10
1.1 Καρδία: Γενικές πληροφορίες.....	10
1.1.1 Θέση της καρδιάς στον θώρακα	10
1.1.2 Στήριξη της καρδιάς	11
1.1.3 Μέγεθος της καρδιάς.....	12
1.2 Καρδία: Ανατομικές δομές.....	12
1.2.1 Τοιχώματα της καρδιάς.....	14
1.2.2 Αγγεία της καρδιάς	15
1.3 Τα στεφανιαία αγγεία-Αιμάτωση της καρδιάς	16
Κεφάλαιο 2: Φυσιολογία Καρδιάς, Λειτουργία, Ρύθμιση της καρδιακής λειτουργίας, Νεύρωση καρδιάς	21
2.1 Φυσιολογία.....	21
2.2 Λειτουργία της καρδιάς	22
2.2.1 Ρύθμιση της καρδιακής λειτουργίας.....	24
2.3 Νεύρωση της καρδιάς	25
Κεφάλαιο 3: Βασικές αρχές μαγνητικού συντονισμού	27
3.1 Το άτομο στον μαγνητικό συντονισμό	27
3.2 Άτομα: Ενεργοί πηρήνες και χρήση στην Μαγνητική Τομογραφία.....	29
3.3 Μαγνητική επιδεκτικότητα	30
3.3.1 Τύποι μαγνητικής επιδεκτικότητας	32
3.4 Φαινόμενα κατά τον μαγνητικό συντονισμό	33
3.4.1 Διαμήκης μαγνήτιση	33
3.4.2 Εγκάρσια μαγνήτιση - Συντονισμός.....	36
3.4.3 Χαλάρωση Μαγνήτισης	37
3.5 Σήμα Μαγνητικού Συντονισμού	40
Κεφάλαιο 4 Ποιότητα εικόνας στην μαγνητική τομογραφία καρδιάς: Παράγοντες που την επηρεάζουν	41

4.1 Λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR)	42
4.2 Χρόνος TR, TE, γωνία πρόσπτωσης.....	43
4.3 Pixel και Μέγεθος Voxel	46
4.4 Αύξηση FOV (FieldOfView).....	47
4.5 Αριθμός διεργάσεων	48
4.6 Εύρος συχνοτήτων δέκτη rBW (receiverBandwidth)	49
4.7 Θέση και είδος πηνίου	49
Κεφάλαιο 5: Απεικόνιση καρδιάς με τη Μαγνητική Τομογραφία	51
5.1 Εισαγωγή.....	51
5.2 Ενδείξεις Μαγνητικής Τομογραφίας Καρδιάς.....	51
5.3 Αντενδείξεις Μαγνητικής Τομογραφίας Καρδιάς	52
5.4 Προετοιμασία Ασθενούς.....	53
5.5 Τοποθέτηση Ασθενούς	54
5.6 Η Απεικόνιση της καρδιάς στα διάφορα επίπεδα.....	55
5.7 Οδηγίες για τη λήψη ακολουθιών σε ασθενείς με Αρρυθμίες και δυσκολία συγκράτησης αναπνοής	80
Συμπεράσματα.....	82
Βιβλιογραφία.....	84

Λίστα Εικόνων και Πινάκων

Εικόνα 1.1	10
Εικόνα 1.2	11
Εικόνα 1.3	12
Εικόνα 1.4	13
Εικόνα 1.5	15
Εικόνα 1.6	17
Εικόνα 1.7	18
Εικόνα 1.8	19
Εικόνα 1.9	20
Εικόνα 2.1	23
Εικόνα 2.2	24
Εικόνα 2.3	26
Εικόνα 3.1.....	28
Εικόνα 3.2	29
Πίνακας 3.1	30
Εικόνα 3.3	31
Εικόνα 3.4	33
Πίνακας 3.2.....	34
Εικόνα 3.5.....	35
Εικόνα 3.6	36
Εικόνα 3.7	37
Εικόνα 3.8	38
Εικόνα 3.9	39
Εικόνα 3.10.....	40
Εικόνα 3.11.....	41
Εικόνα 3.12.....	43
Εικόνα 4.1	44
Εικόνα 4.2	45
Εικόνα 4.3	46
Εικόνα 4.4	47
Εικόνα 4.5	48
Εικόνα 4.6	48
Εικόνα 4.7	50
Εικόνα 5.1	55
Εικόνα 5.2	56
Εικόνα 5.3	57
Εικόνα 5.4	58
Εικόνα 5.5	59
Εικόνα 5.6	60
Εικόνα 5.7	61
Εικόνα 5.8	61

Εικόνα 5.9	62
Εικόνα 5.10.....	64
Εικόνα 5.11.....	65
Εικόνα 5.12.....	66
Εικόνα 5.13.....	66
Εικόνα 5.14.....	67
Εικόνα 5.15.....	68
Εικόνα 5.16.....	69
Εικόνα 5.17.....	70
Εικόνα 5.18.....	71
Εικόνα 5.19.....	73
Εικόνα 5.20.....	74
Εικόνα 5.21.....	75
Εικόνα 5.22.....	76
Εικόνα 5.23.....	77
Εικόνα 5.24.....	78
Εικόνα 5.25.....	79

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή κ. Λαβδά Ελευθέριο και τον επιστημονικό συνεργάτη κ. Βεργανελάκη Δημήτριο για την πολύτιμη βοήθεια τους και την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με το συγκεκριμένο θέμα.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου που ήταν δίπλα μου, όλο αυτό το διάστημα.

Περίληψη

Μαγνητική Τομογραφία Καρδιάς

Η καρδιά είναι ένα από τα βασικότερα ζωτικά όργανα. Η απεικόνιση της έχει προκαλέσει ενδιαφέρον στην επιστημονική κοινότητα. Η διερεύνηση και η μελέτη της ανατομίας, της φυσιολογίας και της λειτουργικότητας της πλέον δίνονται με περισσότερες λεπτομέρειες με την βοήθεια του μαγνητικού τομογράφου. Η Μαγνητική Τομογραφία αποτελεί μια εξελισσόμενη διαγνωστική τεχνική απεικόνισης της καρδιάς. Στην παρούσα διπλωματική εργασία θα περιγραφούν η ανατομία και φυσιολογία της καρδιάς, θα γίνει περιγραφή του φαινομένου του μαγνητικού συντονισμού και πως η χρήση του οδηγεί στην απεικόνιση ανατομικών δομών με με εξειδίκευση στην μαγνητική τομογραφία καρδιάς.

Λέξεις κλειδιά: Ανατομία καρδιάς, Καρδιακή Λειτουργία, Μαγνητικός συντονισμός, Μαγνητική Τομογραφία Καρδιάς.

Abstract

Cardiac Magnetic Resonance Imaging

The heart is one of the most vital organs. Its depiction has sparked interest in the scientific community. The investigation and study of its anatomy, physiology and functionality are now given in more detail with the help of the magnetic tomography. Magnetic Resonance Imaging (MRI) is an evolving diagnostic imaging technique of the human body and by extension the heart. This thesis will analyze the aforementioned cardiac information and additionally analyze the basic principles of MRI, cardiac MRI protocols, indications and limitations of this examination.

Key words: Cardiac function, Cardiac anatomy, Magnetic resonance imaging, magnetic resonance, Cardiac MRI protocols.

Εισαγωγή

Η καρδιά είναι ένα από τα βασικότερα ζωτικά όργανα. Ορίζεται ως η βασικότερη αντλία του κυκλοφορικού συστήματος στον ανθρώπινο οργανισμό. Έχει κοίλο σχήμα, μυώδης σύσταση και το μέγεθός της είναι λίγο μεγαλύτερο από μια ανθρώπινη γροθιά. Αποτελείται από τέσσερα τμήματα: το δεξιό κόλπο, τη δεξιά κοιλία, τον αριστερό κόλπο και την αριστερή κοιλία. Η θέση της στο ανθρώπινο σώμα, η δομή της, η φυσιολογία της και η ηλεκτροδυναμική της είναι τα βασικά χαρακτηριστικά που τη ξεχωρίζουν από τα άλλα όργανα.

Η μαγνητική τομογραφία είναι μια διαγνωστική τεχνική απεικόνισης, η οποία στηρίζεται στο φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού και χρησιμοποιείται μεταξύ των άλλων και στην καρδιολογία. Τα βασικότερα σημεία του μαγνητικού τομογράφου είναι συνηθέστερα ένας υπεραγωγίμος μαγνήτης, τα πηνία απεικόνισης και ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής. Το 1946 δημοσιεύτηκε η πρώτη επιστημονική εργασία Απεικόνισης Μαγνητικής Τομογραφίας με συντελεστές τους E. Purcell και F. Bloch. Έπειτα, το 1972 αναφέρεται η χρήση του μαγνητικού τομογράφου για την μελέτη όγκων σε ανθρώπινο οργανισμό από τον R. Damadian. Το 1973 πραγματοποιήθηκε *in vivo* διερεύνηση των ιστών και των οργάνων από τον P. Lauterbur και τέλος, το 1977, αναφέρεται η κατασκευή του πρώτου μαγνητικού τομογράφου (Rinck¹).

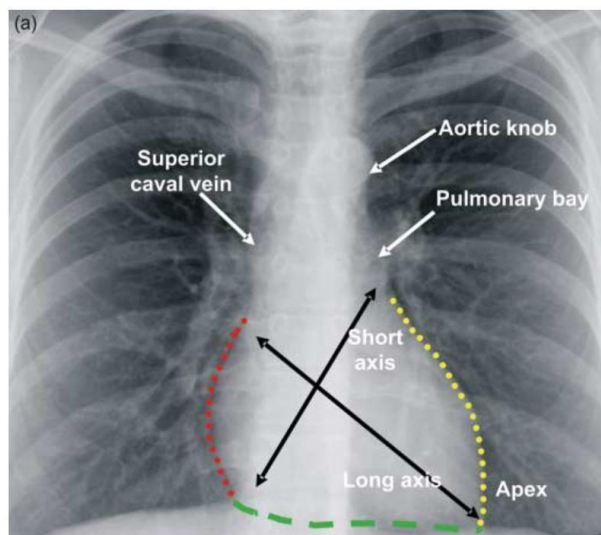
Η μαγνητική τομογραφία της καρδιάς παρέχει εικόνες με υψηλή χωρική ανάλυση, μεγάλο πεδίο προβολής και υψηλή αντίθεση ανάμεσα στις ανατομικές δομές της καρδιάς. Αποτελεί μια απεικονιστική εξέταση με πληθώρα πλεονεκτημάτων παρέχοντας εικόνες που δεν μπορούν να αποδώσουν άλλα μέσα απεικόνισης, όπως το υπερηχογράφημα και η αξονική τομογραφία.

Κεφάλαιο 1 Καρδιά: Ανατομία

1.1 Καρδιά: Γενικές πληροφορίες

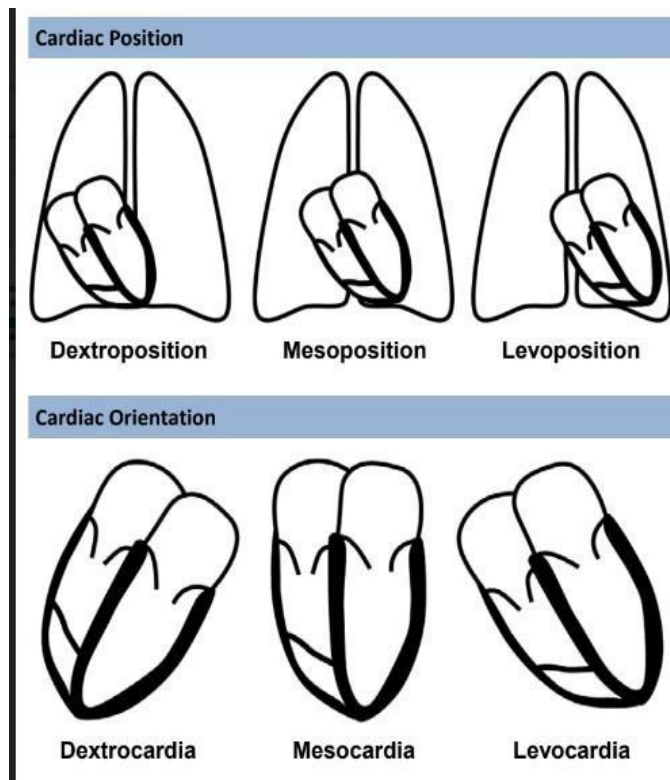
1.1.1 ΘΕΣΗ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ ΣΤΟΝ ΧΩΡΟ

Η καρδιά είναι ένα μυώδες, σχεδόν κωνικό όργανο, σχήματος ανεστραμμένης τριγωνικής πυραμίδας. Η κορυφή της τοποθετείται στο χώρο στο άνωθεν μέρος, και η βάση στο κάτωθεν. Βρίσκεται στο μεσοθωράκιο, εντός του θωρακικού κλωβού μεταξύ των πνευμόνων, της τραχείας και του οισοφάγου. Το μεγαλύτερο μέρος του όγκου της ως επί των πλείστων έχει κατεύθυνση προς τα αριστερά της μέσης γραμμής, στο τενόντιο κέντρο του διαφράγματος, ενώ το υπόλοιπο τοποθετείται στα δεξιά (Εικόνα 1.1, 1.2). Στην πρόσθια επιφάνεια της τοποθετείται μεταξύ του τρίτου και του έκτου πλευρικού χόνδρου πίσω από το σώμα του στέρνου ενώ στην οπίσθια στον έκτο και ένατο θωρακικό σπόνδυλο (Φράγκος Φ.²). Στο ύψος των τρίτων στερνοχονδρικών διαρθρώσεων βρίσκεται η βάση της καρδιάς ενώ στη θέση της καρδιακής ώσης, δηλαδή στο πέμπτο αριστερό μεσοπλεύριο διάστημα, λίγο επί τα εντός της μεσοκλειδικής γραμμής, βρίσκεται η κορυφή. Ως προς τον επιμήκη άξονα, η καρδιά χαρακτηρίζεται σε συστροφή από τα δεξιά προς τα αριστερά με αποτέλεσμα στην ανατομική θέση του σώματος, οι δεξιές κοιλότητες να παρουσιάζονται μπροστά των αριστερών, ενώ οι κόλποι όπισθεν και δεξιά της αντίστοιχης κοιλίας (Κούτρα Χ.³).



Εικόνα 1.1: Η μετωπιαία ακτινογραφία θώρακος δείχνει το περίγραμμα της καρδιακής χώρας σε σχέση με τον θώρακα. Σημειώστε ότι οι άξονες της ίδιας της καρδιάς είναι λοξοί σε σχέση με τους άξονες του σώματος. Το δεξί όριο της καρδιάς φαίνεται από την κόκκινη διακεκομμένη γραμμή, το αριστερό όριο ή αμβλύ όριο της κοιλιακής μάζας, με την κίτρινη διακεκομμένη γραμμή και το διαφραγματικό όριο,

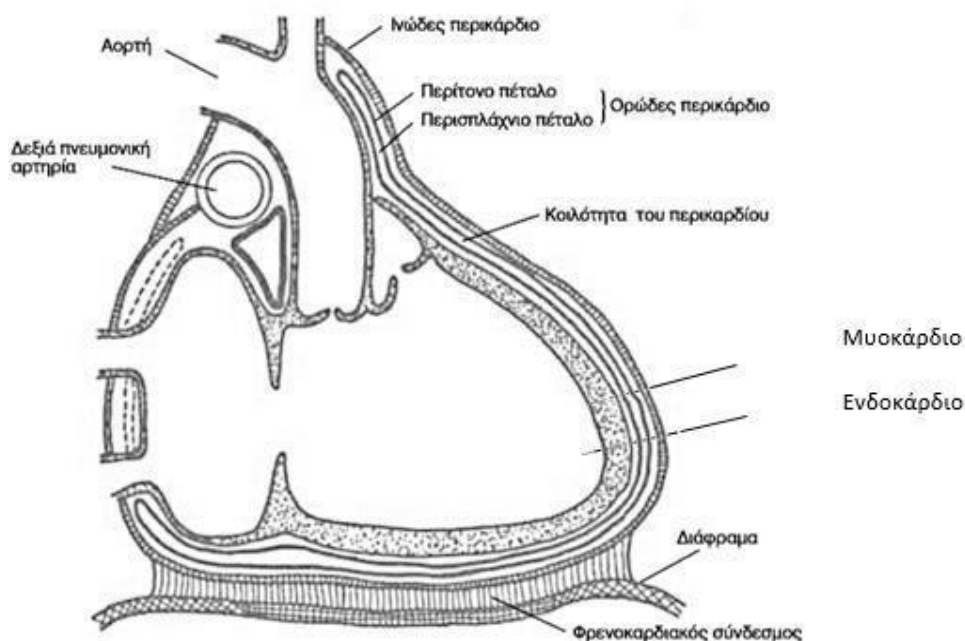
ή το οξύ όριο της κοιλιακής μάζας, με την πράσινη διακεκομμένη γραμμή (Robert H.A. et al⁴).



Εικόνα 1.2 Ανάδειξη πιθανών θέσεων της καρδιάς (Bernhard A. Herzog et al⁶)

1.1.2 ΣΤΗΡΙΞΗ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Το περικάρδιο είναι ένας υμένας που περιβάλλει εξωτερικά το κεντρικό όργανο του κυκλοφορικού συστήματος και αποτελείται από τους στερνοκαρδιακός και φρενοκαρδιακός συνδέσμους με σκοπό την στήριξη του. Σχηματίζεται από δύο μέρη, ένα εξωτερικό που ονομάζεται ινώδες περικάρδιο και ένα εσωτερικό που ονομάζεται ορώδες περικάρδιο. Η αναδίπλωση του σχηματίζει έναν εσωτερικό υμένα της καρδιάς, το ενδοκάρδιο. Ανάμεσα σε αυτά τα δυο τοιχώματα παρουσιάζεται το μυοκάρδιο, το οποίο αποτελεί το παχύτερο τοίχωμα της καρδιάς (Taber and Venes⁷). Η στήριξη της καρδιάς στο μεσοθωράκιο είναι αποτέλεσμα της ύπαρξης του περικαρδίου και των μεγάλων αγγείων (αορτή, πνευμονική αρτηρία, άνω και κάτω κοίλη και πνευμονική φλέβα) (Κούτρα²).



Εικόνα 1.3 Στοιχεία ανατομίας(Καρίτση Ε.Δ.)

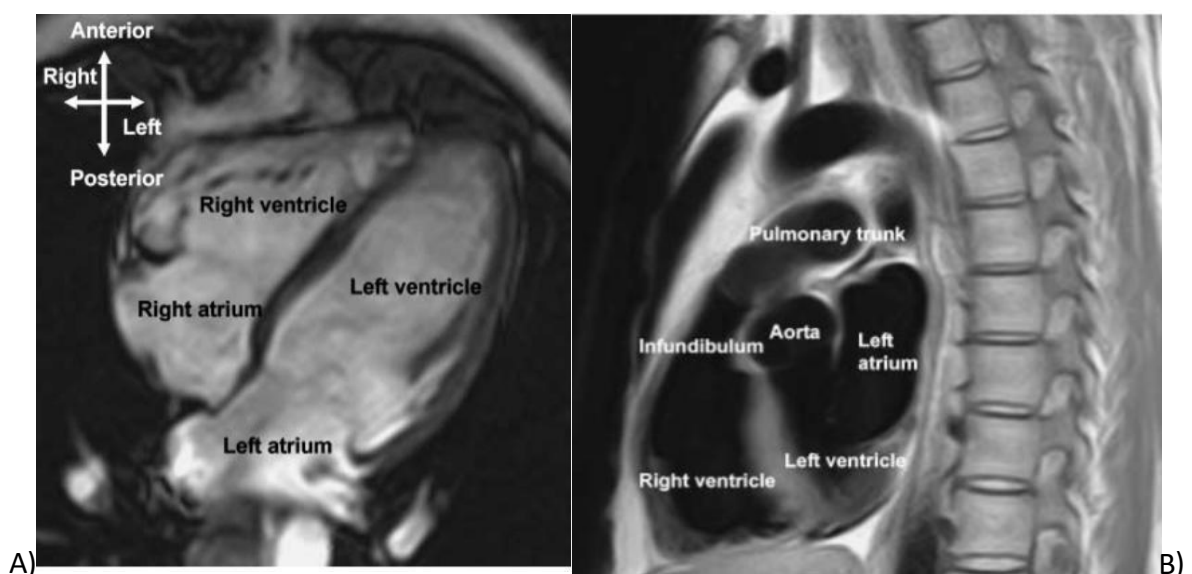
1.1.3 ΜΕΓΕΘΟΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Το μέγεθος της καρδιάς επηρεάζεται κυρίως από το φύλο, την ηλικία, την κληρονομικότητα και τη σωματική διάπλαση. Η καρδιά παρουσιάζει σημαντική ανάπτυξη από την εμβρυακή ηλικία, με αποτέλεσμα το πρώτο χρόνο της ζωής να διπλασιάζεται το μέγεθός της και στον πέμπτο να τετραπλασιάζεται (Allan Leta⁷). Κατά την γέννηση τα τοιχώματα των κοιλιών είναι ίδιου πάχους, ωστόσο με την αύξηση των κυκλοφορικών απαιτήσεων η αριστερή κοιλία αποκτά παχύτερο τοίχωμα. Η καρδιά των ενήλικων ανθρώπων ζυγίζει περίπου 250g έως 420g και έχει μέγεθος σαν μια μέση ανθρώπινη γροθιά, έχει μήκος περίπου 98 χιλιοστά, πλάτος περίπου 105 χιλιοστά και περιφέρεια 130 χιλιοστά (Καρύδα και Κιόσε⁸).

1.2 Καρδία: Ανατομικές δομές

Ο δεξιός κόλπος, η δεξιά κοιλία, ο αριστερός κόλπος και η αριστερή κοιλία αποτελούν τις τέσσερις μεγάλες κοιλότητες της καρδιάς. Το μεσοκοιλιακό διάφραγμα χωρίζει μεταξύ τους τους δυο κόλπους ενώ το μεσοκοιλιακό διάφραγμα τις δυο κοιλίες. Οι κοιλιοκοιλιακές

βαλβίδες ενώνουν τους κόλπους και τις κοιλίες. Πιο συγκεκριμένα, η τριγλώχινα βαλβίδα είναι υπεύθυνη για την ένωση του δεξιού κόλπου της καρδιάς με τη δεξιά κοιλία ενώ ο αριστερός κόλπος με την αριστερή κοιλία, επικοινωνούν μέσω της μιτροειδούς-δίπτυχους βαλβίδας. Η πνευμονικής βαλβίδας είναι υπεύθυνη για την ένωση της δεξιάς κοιλίας με την πνευμονική αρτηρία και η αριστερή κοιλία με την αορτή επικοινωνούν μέσω της αορτικής βαλβίδας. Οι δυο τελευταίες ονομάζονται και μηννοειδείς βαλβίδες. Η πνευμονική και αορτική βαλβίδα είναι τρίπτυχες σε αντίθεση με την μιτροειδής βαλβίδα που είναι δίπτυχη. Σε ποσοστό ανθρώπινου πληθυσμού, της τάξης μικρότερο του πέντε της εκατό, συναντάτε δίπτυχη αορτική βαλβίδα και οφείλεται σε ανατομική παραλλαγή (Robert H A. and Brown N.⁸). Επιπλέον, η ωτοκοιλιακή ή στεφανιαία αύλακα βρίσκεται στην επιφάνεια της καρδιάς, στη βάση του δεξιού ωτίου, τοποθετείται εγκάρσια στο επίπεδο και τμηματοποιεί την καρδιά στους κόλπους και τις κοιλίες. Η στεφανιαία αύλακα περιέχει τους κορμούς των στεφανιαίων αρτηριών της καρδιάς, στην πρόσθια επιφάνεια του διασχίζει η ρίζα της πνευμονικής αρτηρίας ενώ στην οπίσθια επιφάνεια της τοποθετείται ο στεφανιαίος κόλπος (Δαμανάκη⁹).



Εικόνα 1.4: Εικόνες μαγνητικού συντονισμού: Α)Απεικόνιση κατά το εγκάρσιο επίπεδο, λαμβάνεται κατά μήκος της ίδιας της καρδιάς, λεγόμενη προβολή «τεσσάρων θαλάμων»,Β) Απεικόνιση κατά το οβελιαίο επιπέδο (Robert H A. and BrownN.⁸).

1.2.1 ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

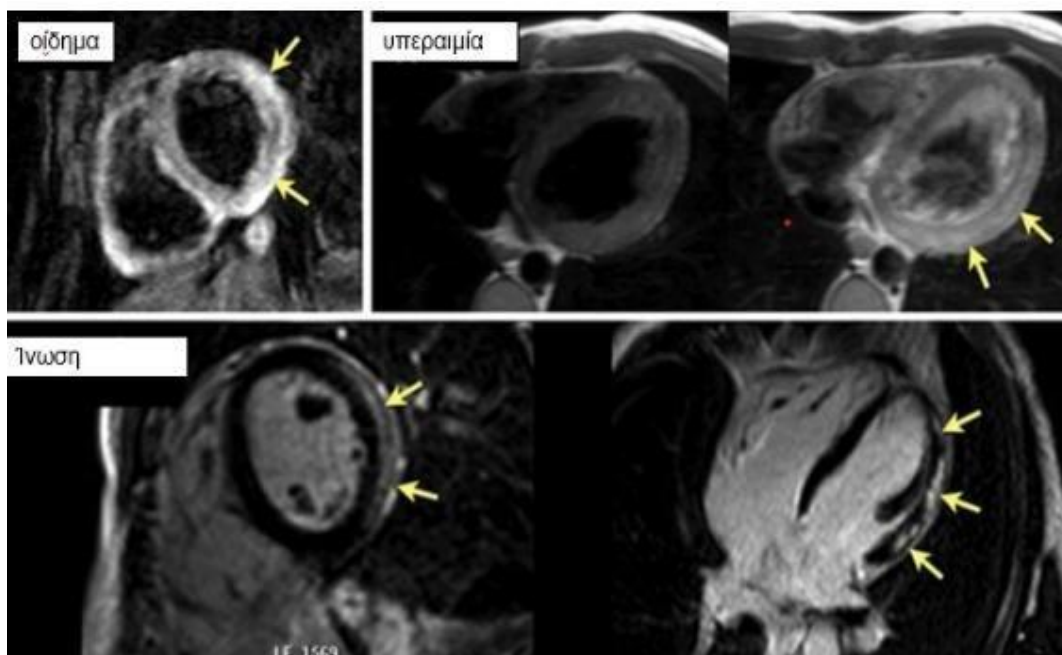
Όπως προαναφέρθηκε, η καρδιά αποτελείται από γραμμωτές μυϊκές ίνες, οι οποίες ονομάζονται μυοκάρδιο. Αυτό περιβάλλεται από το ενδοκάρδιο εσωτερικά –είδος ενδοθηλίου και από το περικάρδιο εξωτερικά. Πιο αναλυτικά, το μυοκάρδιο αποτελεί έναν ειδικό γραμμωτό μυ λόγω της ιστολογικής δομής και λειτουργίας του. Παρόλο που αποτελείται από γραμμωτές ίνες, τα μυϊκά κύτταρα του δεν είναι ανεξάρτητα το ένα από το άλλο, σε αντίθεση με τους άλλους γραμμωτούς μύες. Από ιστολογική πλευρά φαίνεται να υπάρχει σύνδεση μεταξύ των μυϊκών ινών και δημιουργία ενός συνεχόμενου μυϊκού ιστού που βοηθάει στο να πραγματοποιηθεί η σύσπαση του μυοκαρδίου, των κόλπων και των κοιλιών ξεχωριστά. Ταυτόχρονα, το μυοκάρδιο είναι ο μόνος γραμμωτός μυς που κινείται ακούσια, σύμφωνα με τη φυσιολογία (Κατρίτση¹⁰).

Το ενδοκάρδιο είναι μια λεπτή ενδοθηλιακή μεμβράνη στην οποία περιβάλλονται το μυοκάρδιο, οι φλέβες, οι αρτηρίες εκ των έσω.

Το ενδοκάρδιο είναι μια λεπτή ενδοθηλιακή μεμβράνη η οποία περιβάλλει από τα έσω το μυοκάρδιο, τις αρτηρίες και τις φλέβες οι οποίες εκβάλλουν στη καρδιά.

Το περικάρδιο αποτελεί την εξωτερική μεμβράνη της καρδιάς και του αρχικού τμήματος των μεγάλων αγγείων. Καλύπτεται από τον υπεζωκότα, νευρώνεται από το κινητικό νεύρο του διαφράγματος το οποίο ονομάζεται φρενικό νεύρο και αιματώνεται από την περικαρδιοφρενική φλέβα. Αποτελείται από ένα εξωτερικό μέρος που ονομάζεται ινώδες περικάρδιο και ένα εσωτερικό που ονομάζεται ορώδες περικάρδιο (Robert H A. and

Brown N.⁸). Το ινώδες περικάρδιο είναι ένας ινώδης σάκος ο οποίος συντάσσεται από συνδετικό ιστό και ενώνεται με τη βοήθεια των στερνοκαρδιακών και φρενοκαρδιακών συνδέσμων με τα γύρω όργανα. Έτσι βοηθάει στην στήριξη της καρδιάς στο μεσοθωράκιο και στη διεξαγωγή της λειτουργίας της. Το ορώδες περικάρδιο σχηματίζεται από το περιπλασχνικό και επικάρδιο πέταλο το οποίο εφάπτεται στο περικάρδιο και χαρακτηρίζεται ως ένα είδος ορώδους σάκου. Τα δύο πέταλα πορεύονται μαζί και αναδιπλώνονται πέριξ της βάσης της καρδιάς. Ανάμεσα στα δύο αυτά πέταλα, βρίσκεται η περικαρδιακή κοιλότητα. Αυτή χαρακτηρίζεται ως ένα μέσο διολίσθησης η οποία επιτρέπει τις κινήσεις της καρδιάς. Όταν συλλέγεται υγρό στην περικαρδιακή κοιλότητα προκαλείται μια παθολογική κατάσταση που ονομάζεται περικαρδίτιδα(Κούρτα²).



Εικόνα 1.5: Αυξημένης έντασης σήματος σε περιοχές με οίδημα μυοκαρδίου και ύπαρξης ίνωσης στη μεσομυοκαρδική και στην υποεπικαρδική στοιβάδα. (<https://pericardium.gr/magnitiki-axoniki-tomografia-kardias/>¹¹).

1.2.2 ΑΓΓΕΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Τα αιμοφόρα αγγεία παρομοιάζονται με σωλήνες και μαζί με την καρδιά αποτελούν το καρδιαγγειακό σύστημα. Το αίμα προωθείται με τη σύσπαση της καρδιάς, η οποία λειτουργεί ως αντλία. Τα αιμοφόρα αγγεία δομούνται από μυϊκό ιστό, συνδετικό ιστό και ενδοθήλιο και χωρίζονται σε φλέβες και αρτηρίες. Το μη οξυγονωμένο αίμα μεταφέρεται μέσω των φλεβών. Οι φλέβες παρουσιάζουν μειωμένη κινητικότητα και λιγότερες λείες μυϊκές ίνες σε σχέση με τις αρτηρίες. Ταυτόχρονα, δομούνται εσωτερικά από μικρές στενώσεις σαν βαλβίδες, κυρίως στα κάτω άκρα, με σκοπό την επιστροφή του φλεβικού αίματος πίσω στη καρδιά (AJ Weinhaus¹²).

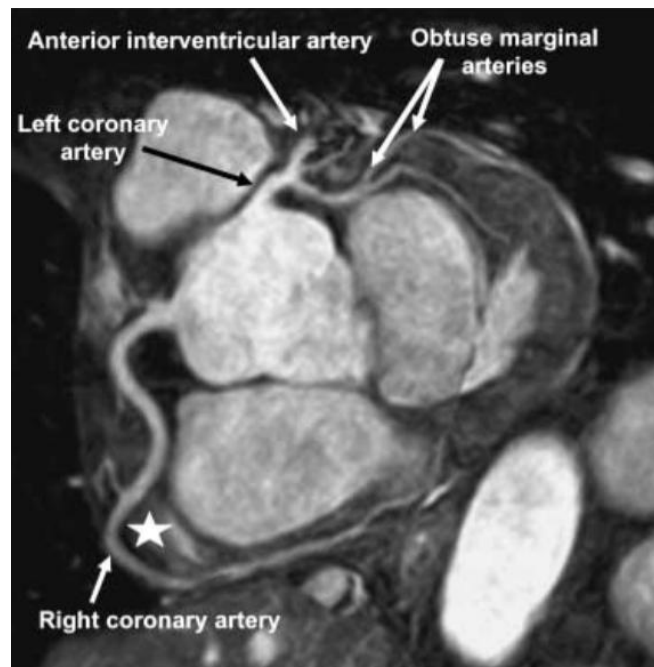
Το οξυγονωμένο αίμα και τα θρεπτικά συστατικά μεταφέρονται μέσω των αρτηριών. Οι αρτηρίες αναφέρονται σε δυο κυκλοφορικά συστήματα, την μικρή και μεγάλη κυκλοφορία. Είναι πλούσιες σε λείες μυϊκές ίνες, είναι τοποθετημένες σε μεγαλύτερο βάθος από ότι οι φλέβες και τέλος, παρουσιάζουν αυξημένη κινητικότητα σε σχέση με αυτές (Χατζημπούγιας¹³). Ανάμεσα σε αυτά τα αιμοφόρα αγγεία δομούνται τα τριχοειδή αγγεία, τα οποία είναι υπεύθυνα για την ανταλλαγή αερίων και διάφορων ουσιών.

Η πνευμονική κκλοφορία, η συστηματική, η πυλαία και η λεμφική αποτελούν τις τέσσερις επιμέρους κυκλοφορίες από τις οποίες αποτελείται το κυκλοφορικό σύστημα (Kato R. etal¹⁴).

1.3 Τα στεφανιαία αγγεία – Αιμμάτωση της καρδιάς:

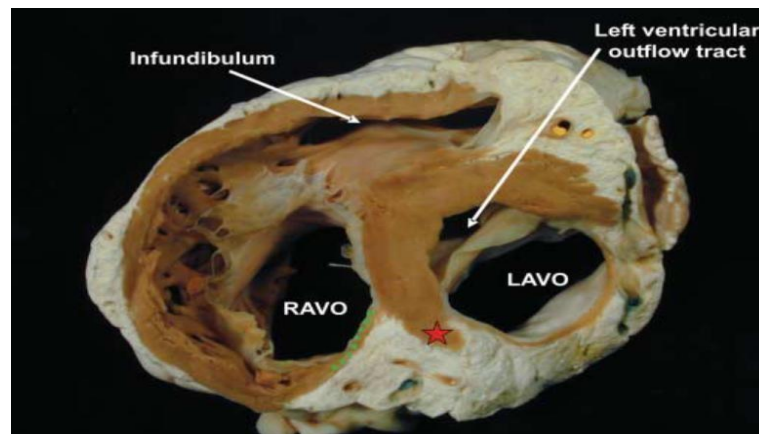
Ο καρδιακός μυς, όπως όλα τα ανθρώπινο όργανα απαιτεί λήψη οξυγόνου και θρεπτικών συστατικών για να λειτουργήσει. Αυτό γίνεται με την βοήθεια των στεφανιαίων αγγείων. Δυο στεφανιαίες αρτηρίες εκφύονται σε ύψος άνωθεν της αορτικής βαλβίδας και συγκεκριμένα από την ρίζα της αορτής. Η αριστερή στεφανιαία αρτηρία υποδιαιρείται σε δυο κύριους κλάδους. Αρχικά, τον πρόσιο κατιόντα με τη βοήθεια του οποίου αιματώνεται

το πρόσθιο τοίχωμα της δεξιάς και της αριστερής κοιλίας καθώς και το μεγαλύτερο τμήμα της κορυφής της καρδιάς και τα 2/3 του διαφράγματος. Δεύτερον, την περισπωμένη η οποία εμπλουτίζει με αίμα το οπισθοβασικό και πλάγιο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας κατά 10 εως 20% . Ταυτόχρονα, αιματώνει τον αριστερό κόλπο μέσω του φλεβόκομβου κατά 40%, μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου κατά 10 εως 20%, μέσω του δεξιού σκέλους και τέλος μέσω του πρόσθιου άνω κλάδου του αριστερού σκέλους του δεμάτιου του His. Οι κύριοι κλάδοι υποδιαιρούνται στην αριστερή περιφερική αρτηρία, στην οπίσθια κατιούσα και στην Ramus ή ενδιάμεση αρτηρία (Γεωργούλιας¹⁵).



Εικόνα 1.6: Οι εικόνες μαγνητικού συντονισμού έχουν προγραμματιστεί ώστε να επιτρέπουν στο σύνολο δεδομένων να κοπεί στο επίπεδο των στεφανιαίων αρτηριών. Η τομή δείχνει τους αμβλείς περιθωριακούς κλάδους της κυκλικής αρτηρίας που αρδεύουν το αμβλύ περιθώριο της κοιλιακής μάζας, με τη δεξιόστεφανιαία αρτηρία να παίρνει την οξεία στροφή της στο οξύ περιθώριο (αστέρι) (Robert H.A. et al⁴).

Η δεξιά στεφανιαία αρτηρία υποδιαιρείται σε δεξιά περιφερική αρτηρία και οπίσθια κατιούσα. Έχει πορεία κάτω από τη δεξιά στεφανιαία αύκαλα με κατεύθυνση προς τον κόβο της καρδιάς. Είναι υπεύθυνη για την αιμάτωση του πνευμονικού κώνου ,του φλρβόκομου κατά 60%, του δεξιού κόλπου και του μεγαλύτερου τμήματος της δεξιάς κοιλίας και του κολποκοιλιακού κόμβου κατά 80 με 90 %. Επιπροσθέτα, οι δεξιές στεφανιαίες αρτηρίες αιματώνουν τον οπίσθιο κάτω κλάδο του αριστερού σκέλους του δεμάτιου του His , το κατώτερο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας , το οπίσθιοβασικό κα'τα 80 με 90% και τέλος το κατώτερο 1/3 του διαφράγματος. Σε ποσοστό 33% του πληθυσμού των ανθρώπων, η αριστερή στεφανιαία αρτηρία διαιρείται στην οπίσθια κατιούσα αρτηρία και εμπλουτίζει με αίμα τα οπίσθια και κατώτερα τοιχώματα της αριστερής κοιλίας. Ανάμεσα στην δεξιά και αριστερή στεφανιαία αρτηρία βρίσκεται το μεσοκολπικό και μεσοκοιλικό διάφραγμα . Τέλος, στην κορυφή της καρδιάς παρουσιάζονται οι αναστομωτικοί κλάδοι των στεφανιαίων αγγείων (*Fuster and Alexander*¹⁶).

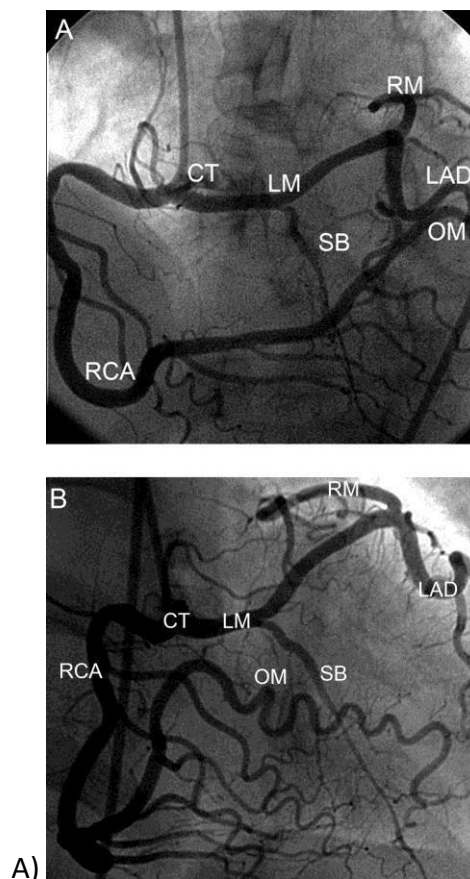


Εικόνα 1.7: Η τομή κατά μήκος της κοιλιακής μάζας.Δείχνει πώς η οπίσθια-κάτω έκταση του κοιλιακού διαφράγματος (κόκκινος αστέρας) κόβει την κολποκοιλιακή σύνδεση μεταξύ του δεξιού (RAVO) και του αριστερού (LAVO) κολποκοιλιακού στομίου. Το κολπικό μυοκάρδιο (πράσινη διακεκομμένη γραμμή) επικαλύπτει το κοιλιακό μυοκάρδιο σε αυτό το σημείο, οι

δύο μυϊκές μάζες χωρίζονται από τον ινο-λιπαρό ιστό της κολποκοιλιακής αύλακας (RobertH.A. etal⁴).

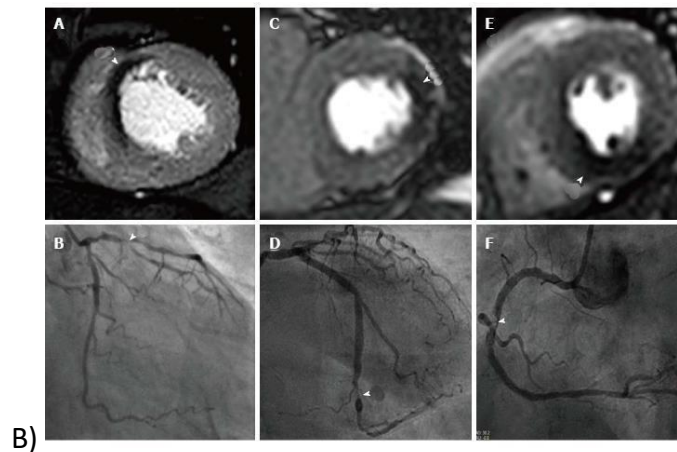
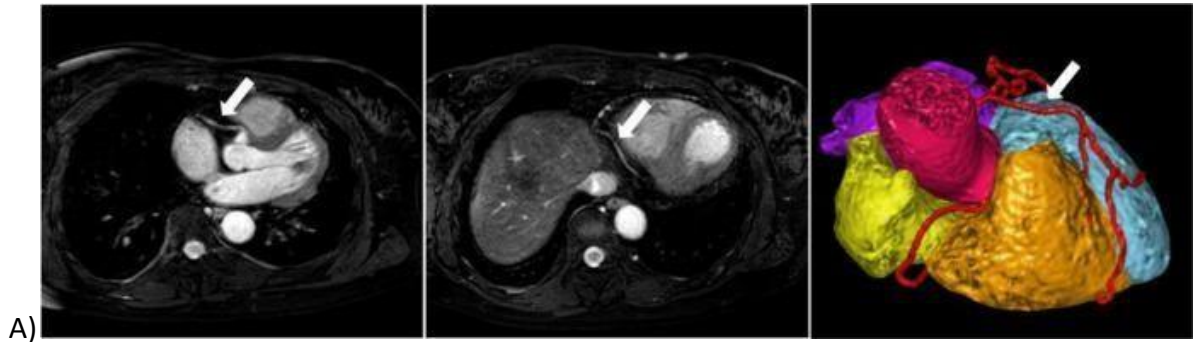
Η μειωμένη λειτουργία των στεφανιαίων αρτηριών μπορεί να επηρεάσει την αιματική παροχή στον καρδιακό μυ, την ικανότητα να εμπλουτίζει με αίμα τον ανθρώπινο οργανισμό ενώ ακόμα είναι πιθανόν να οδηγήσει σε έντονα συμπτώματα όπως στηθάγχη, καρδιακή προσβολή και θάνατο(Costanzo and Linda S¹⁷).

Οι στεφανιαίες φλέβες (η μικρή, η μεγάλη και η μεσαία) της καρδιάς συγκεντρώνονται στο κοινό φλεβικό στέλεχος, τον στεφανιαίο κόλπο και αυτός εκβάλλει στον δεξιό κόλπο.



ΕΙΚΟΝΑ 1.8:A,B) Απεικόνιση στεφανιαίων αγγείων σε ΥΤ Στεφανιογραφία.Η δεξιά στεφανιαία αρτηρία (RCA) αποσπάται από έναν κοντό κοινό κορμό (CT) και συνεχίζει σε έναν τερματικό αμβλύ περιθωριακό κλάδο (OM). Ο αριστερός κύριος κορμός (LM)

διασχίζει προς τα αριστερά από το CT και κατευθύνεται ενδοδιαφραγματικά για να δώσει έναν μεγάλο διαφραγματικό κλάδο (SB). Η αριστερή στεφανιαία αρτηρία καταλήγει στους αριστερούς πρόσθιους κατιόντες (LAD) και ramus (RM) κλάδους (Paolo A.¹⁸).



Εικόνα1.9: A) MRI Στεφανιαίας αγγειογραφίας και εικόνας τρισδιάστατης απεικόνισης(λευκά βέλη) (Wang C. Etal¹⁹) .Το B) είναι μια μελέτη υψηλής χωρικής ανάλυσης stress perfusion CMR ,δείχνει ελάττωμα πρόσθιας αιμάτωσης με αντίστοιχη πρόσθια αριστερή κατιούσα βλάβη στην αγγειογραφία στο B. Το C εμφανίζει διατοιχωματική πλευρική αιμάτωση σε τυπική με αντίστοιχη κάμψη στο D.

Το E δείχνει διατοιχωματική κατώτερη αιμάτωση σε τυπική αντίστοιχη βλάβη της δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας στο F.

Κεφάλαιο 2: Φυσιολογία Καρδίας, Λειτουργία, Ρύθμιση της καρδιακής λειτουργίας, Νεύρωση καρδίας

Κεφάλαιο 2.1 Φυσιολογία

Η καρδιά αποτελείται από ειδικά κύτταρα τα οποία παράγουν ηλεκτρικό φορτίο. Έτσι η λειτουργία της καρδίας βασίζεται στην ηλεκτρική διέγερση ενός προκαθορισμένου ηλεκτρικού φορτίου το οποίο διαχεεται στο μυοκάρδιο και προκαλεί τη σύσπαση του κολποκοιλιακού συστήματος. Επιπλέον, από λειτουργικής πλευρά η καρδιά παροποιάζεται με μια αντλία που μέσω των παλμικών ωθήσεων ανυψώνει και μεταφέρει το αίμα εντός της καρδίας αλλά και σε ολόκληρο το σώμα (Constanzo and Linda.¹⁷).

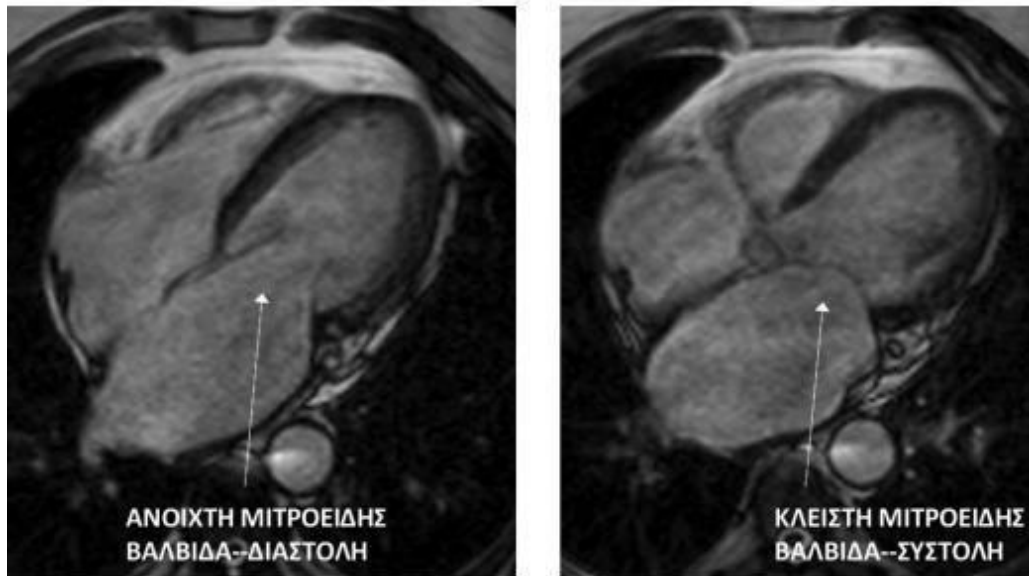
Ο μέσος όρος των παλμών της καρδίας διαφέρει σε κάθε άνθρωπο με βάση τη κλινική του εικόνα. Ο φυσιολογικός μέσος όρος είναι στα 72 bpm. Αυτό καθορίζεται από την διέγερση των μυοκυττάρων στη κατάλληλη χρονική στιγμή, με τη βοήθεια ενός ενδογενή μηχανισμού ηλεκτρικής διέγερσης. Ο φλεβόκομβος ή αλλιώς κόμβος Keith-Flack, ο κολποκοιλιακός κόμβος Aschoff – Tawara, το κολποκοιλιακό δεμάτιο του His και οι ίνες Purkinje που αποτελούν συνέχεια του κολποκοιλιακού δεματίου είναι τα κύρια δομικά στοιχεία του προαναφερόμενου συστήματος (Cavero and Holzgrefe²⁰). Πιο αναλυτικά, το απαιτούμενο δυναμικό ενέργειας παράγεται στον φλεβόκομβο και έπειτα μέσω των διακομβικών οδών μεταδίδεται στον κολποκοιλιακό κόμβο. Σε δεύτερο χρόνο, το ηλεκτρικό ερέθισμα θα περάσει από τον κολποκοιλιακό κόμβο μέσω του κολποκοιλιακού δεματίου με κατεύθυνση τις κοιλίες διαμέσω των σκελών του δεματίου του His. Σε αυτή τη χρονική

διαφορά παρουσιάζεται αρχικά η σύσπαση των κόλπων και έπειτα των κοιλιών(Godfrey Sm.²¹).

2.2 Η ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ:

Η αιματική ροή της καρδιάς ξεκινάει από τον δεξιός κόλπο, ο οποίος δέχεται αίμα από την άνω και την κάτω κοίλη φλέβα και μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας μεταφέρει το αίμα στη δεξιά κοιλία. Στη συνέχεια, μέσω της πνευμονικής μηννοειδής βαλβίδας η οποία ελέγχει τη ροή αίματος από τη δεξιά κοιλία στην αριστερή και τη δεξιά πνευμονική αρτηρία.

Το αίμα εισέρχεται στους πνεύμονες μέσω της δεξιάς κοιλίας. Η πνευμονική αρτηρία μεταφέρει το μη οξυγονομένο αίμα στους πνεύμονες, το οποίο με τη βοήθεια της μικρής κυκλοφορίας εμπλουτίζεται με οξυγόνο. Στη συνέχεια, μεταφέρεται στην αριστερή και στη δεξιά πνευμονική φλέβα και έπειτα στον αριστερό κόλπο. Ο αριστερός κόλπος με την διάνοιξη της μιτροειδούς βαλβίδας στέλνει το αίμα στην αριστερή κοιλία και εκείνη με τη σειρά της το ωθεί στην αορτή με τη βοήθεια της αορτικής βαλβίδας. Το αίμα μέσα από την αορτή περνάει στην συστηματική κυκλοφορία και τελικά καταλήγει στην άνω και κάτω κοίλη φλέβα με σκοπό την τέλεση του προαναφερόμενου κύκλου. Και οι τέσσερις βαλβίδες είναι μονής κατεύθυνσης, επιτρέπουν τη ροή του αίματος προς μια κατεύθυνση μόνο όταν είναι ανοιχτές. Η εμφάνιση ανωμαλιών στις βαλβίδες επιτρέπει την διοχέτευση αίματος προς την αντίθετη κατεύθυνση(Marieke F.J. etal²³).



Εικόνα 2.1: Α) Ανάδειξη μιτροειδούς βαλβίδας σε διαστολή, Β) Ανάδειξη μιτροειδούς βαλβίδας σε συστολή (Ε. Μπιλιάρá, Κ. Στριγγάρης, Θ. Βραχλιώτης²²).

Στην καρδιά παρατηρούνται δυο μηχανικά φαινόμενα καρδιακού κύκλου. Όντας αντλία σκοπός των φαινομένων είναι η μεταφορά αίματος μεταξύ των κοιλοτήτων της αλλά και μεταξύ της αορτής και του υπόλοιπου σώματος. Έτσι, η διαστολή ονομάζεται η περίοδος χαλάρωσης κοιλιών κα πλήρωσης τους με αίμα ενώ η συστολή η περίοδος συμπίεσης των κοιλιών και εξώθησης αίματος. Τα δύο φαινόμενα είναι ετεροχρονισμένα, κατά τη συστολή οι κολποκοιλιακές βαλβίδες είναι κλειστές και η μιτροειδής βαλβίδα είναι ανοικτή και αντίστροφα κατά τη διαστολή. Οι κόλποι λειτουργούν σαν προαντλίες, οι οποίες αυξάνουν την αποτελεσματικότητα των κοιλιών ως αντλίες κατά 25%. Επομένως όταν οι κόλποι δε λειτουργούν, η διαφορά δε γίνεται αντιληπτή κατά την μυϊκή εργασία όπου εμφανίζονται οξέα σημεία καρδιακής ανεπάρκειας και ιδιαίτερα δύσπνοια (Marieke F.J. etal²³).



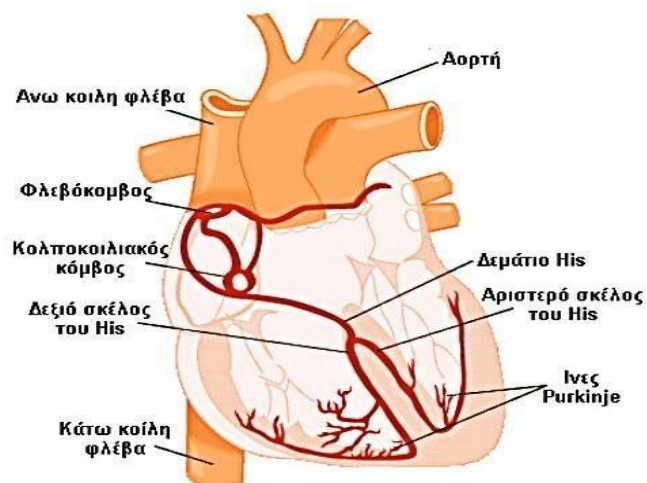
Εικόνα 2.2 Προβολή οριζόντια στον μακρό άξονα- horizontal long axis (four chamber). Διακρίνεται η πρόσθια και διαφραγματική γλωχίνα της τριγλώχινας βαλβίδας, η μιτροειδής βαλβίδα, η δεξιά και αριστερή κοιλία, το μεσοκοιλιακό διάφραγμα, ο δεξιός και ο αριστερός κόλπος, το μεσοκοιλιακό διάφραγμα (Ε. Μπιλιάρη, Κ. Στριγγάρης, Θ. Βραχλιώτης²²).

2.2.1 Ρύθμιση της Καρδιακής Λειτουργίας

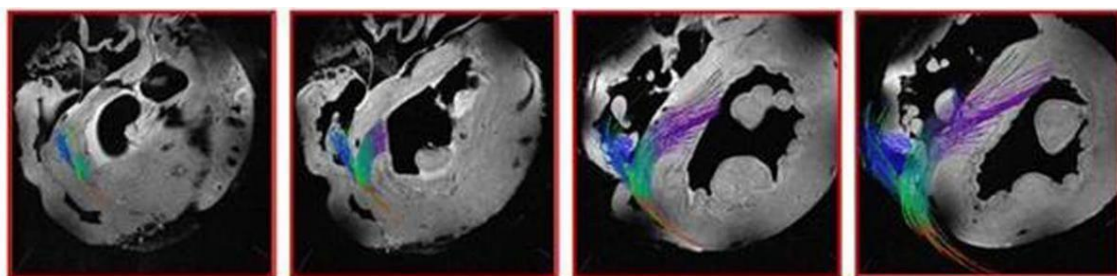
Ο φλεβόκομβος ορίζει τη ρυθμικότητα της καρδιάς και λειτουργεί ως βηματοδότης. Η συχνότητα του είναι μεγαλύτερη από εκείνη των ινών του Purkinje καθώς και από εκείνη του κολποκοιλιακού κόμβου. Τα κύτταρά του εκφορτίζουν με συχνότητα του ανέρχεται στις 70/80 φορές το λεπτό όταν δε δέχονται εξωτερικούς ερεθισμούς από κάποια πηγή. Όταν κάποιο τμήμα της καρδιάς αναπτύσσει ρυθμική συχνότητα εκ φόρτισης μεγαλύτερη εκείνης του φλεβόκομβου ,τότε έχουμε μετατόπιση του βηματοδότη. Αυτό το γεγονός ονομάζεται ως έκτοπος βηματοδότης (ConstanzoandLindaS.¹⁸).

2.3 Νεύρωση της Καρδίας

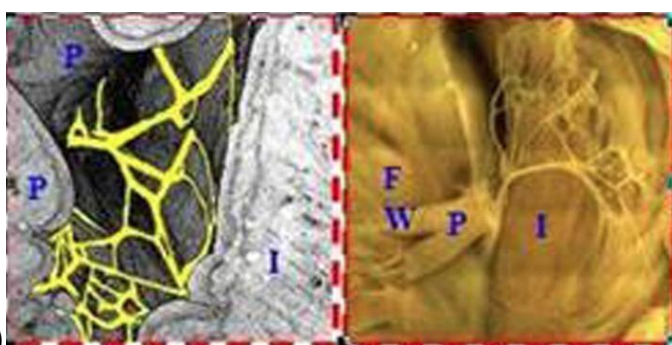
Το ανώτερο νευρικό σύστημα αποτελείται από νευρικά κύτταρα του συμπαθητικού και παρασυμπαθητικού συστήματος και είναι υπεύθυνο για την νεύρωση της καρδιάς. Ο φλεβόκομβος και ο κολποκοιλιακός κόμβος νευρώνονται από τα παρασυμπαθητικά νευρικά κύτταρα ενώ αντίθετα, το μυοκάρδιο των κοιλιών νευρώνεται από τα συμπαθητικά. Ο ρυθμός λειτουργίας της καρδιάς εξαρτάται από την διέγερση των προαναφερόμενων δομών. Πιο αναλυτική διέγερση του φλεβόκομβου και του κολποκοιλιακού κόμβου μειώνουν τον ρυθμό λειτουργίας της καρδιάς, ενώ η διέγερση του μυοκαρδίου των κοιλιών τον αυξάνει. Το ηλεκτρικό σήμα (ή αλλιώς οι νευρικές ώσεις) που μεταβάλλει την καρδιακή λειτουργία, περιέχει β-αδρενεργικούς και μουσκαρινικούς υποδοχείς (Malik M.²⁴). Τα αγγεία της καρδιάς και το εξωτερικό της τοίχωμα της νευρώνονται από τα συμπαθητικά και β-αδρενεργικά κύτταρα τα οποία βρίσκονται στο τοίχωμά της. Ως συνέπεια της διέγερσής τους, προκαλείται συστολή του αγγειακού λείου μυός και αγγειοσυστολή αρτηριών και φλεβών από τους α-αδρενοϋποδοχείς. Αντίθετα, ως συνέπεια της διέγερσης του παρασυμπαθητικού αποτελείται η έκκριση ακεταλοχολίνης η οποία με τη σειρά της δημιουργεί ελάττωση της ταχύτητας εκφρορτίσης του φλεβόκομβου επιβραδύνοντας την μετάδοση της ηλεκτρικής ώσης στις κοιλίες. Τα νευρικά κύτταρα περιέχουν επιπλέον, μικρές διατομές στη δομή του από όπου εκκρίνονται νευροδιαβιβαστές, όπως η νορεπινεφρίνη (Dilsizian V. and Chandrashekhar Y²⁵). Συχνό φαινόμενο είναι η παραγωγή παθολογικών ηλεκτρικών διεγέρσεων από κάποιες περιοχές της καρδιάς, όπως κατά τον κολποκοιλιακό αποκλεισμό, η μεταβίβαση του ερεθίσματος από τους κόλπους στις κοιλίες διακόπτεται λόγω βλάβης του κολποκοιλιακού δεματίου (DeWit S.C.etal²⁶).



A)



B)



Γ)

Εικόνα 2.3: A) Το ερεθισματογόνιο σύστημα της καρδίας (http://incardiology.gr/kar_erethismatagogo.html²⁷), B) Αντιπροσωπευτικό σύνολο δεδομένων από καρδιά κουνελιού που δείχνει παρακολούθηση ινών του δικτύου αγωγιμότητας από τη βάση έως το μεσαίο τοίχωμα (A' → D'). Το αγωγίμο δίκτυο ξεκινά πίσω από το μη στεφανιαίο φυλλάδιο στη βάση (A') και γρήγορα διχάζεται (B') σε ίνες που προχωρούν προς τα κάτω στο δεξιό κοιλιακό υποενδοκάρδιο (εμφανίζεται με μπλε χρώμα) και σε έναν κλάδο που συνεχίζει κατά μήκος του διαφράγματος για μικρή απόσταση πριν συνεχίσει κάτω από το υποενδοκάρδιο της

αριστερής κοιλίας (C, D) σε μια δομή που εμφανίζεται με μοβ. Η δομή καταλήγει σε ελεύθερες ίνες Purkinje στην αριστερή κοιλία (Hwang M.²⁸)

Γ) Πολυγωνικό δικτυωτό ελεύθερο δίκτυο ινών Purkinje στην κοιλότητα LV. Μια εικόνα μαγνητικής τομογραφίας με μεγεθυμένο όγκο (αριστερά, το κίτρινο τμηματοποιείται χειροκίνητα με οπτική επιθεώρηση) και μια οπτική εικόνα χρώσης εστεράσης ακετυλοχολίνης (δεξιά, ξεδιπλωμένη)(Hwang M.²⁸)

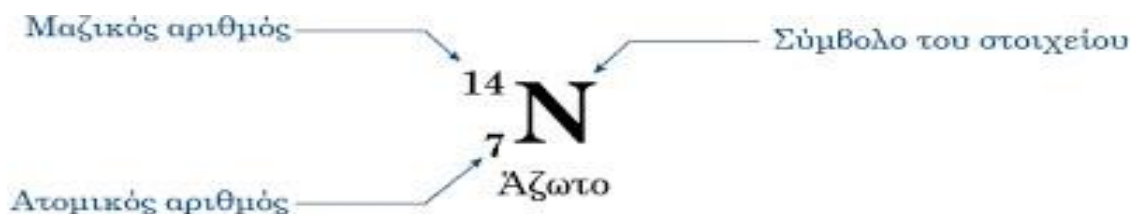
Κεφάλαιο 3: ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

3.1.ΤΟ ΑΤΟΜΟ ΣΤΟΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ

Όπως ορίζεται από την φυσική και την χημεία, το άτομο είναι το μικρότερο σωματίδιο ενός χημικού στοιχείου το οποίο διατηρεί χημικές του ιδιότητες κατά την εξέλιξη ενός χημικού φαινομένου. Δομείται από τα πρωτόνια, τα νετρόνια, τα κουαρκ, τα ηλεκτρόνια και το νεutrino. Τα πρωτόνια έχουν θετικό φορτίο, τα νετρόνια έχουν ουδέτερο και αυτά μαζί με τα κουαρκ που αποτελούνται από βαρυόνια και μεσόνια, δομούν τον πυρήνα του ατόμου. Εξωτερικά από αυτόν περιστρέφονται τα ηλεκτρόνια τα οποία φέρουν αρνητικά φορτίο. Το άτομο καθιστάται ηλεκτρικά σταθερό εφόσον, ως επί το πλείστον ο αριθμός των πρωτονίων είναι ίσος με αυτός των ηλεκτρονίων. Αντίθετα, όταν παρουσιάζεται έλλειμμα ηλεκτρονίων έχουμε ηλεκτρική αστάθεια με αποτέλεσμα να δημιουργείται ένα ιόν.

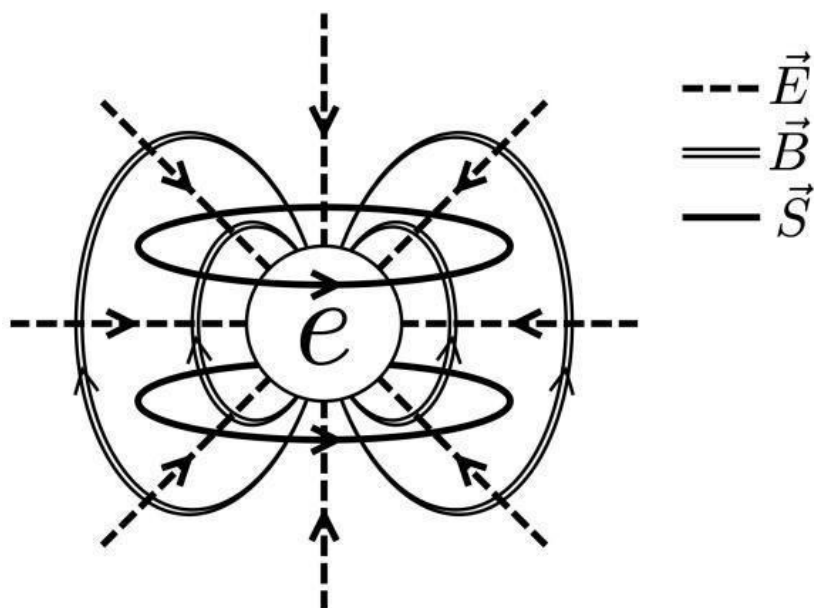
Το άτομο αντιπροσωπεύεται από έναν μοναδικό αριθμό, τον Ατομικό αριθμό Z ο οποίος δηλώνει τον αριθμό των πρωτονίων του πυρήνα. Ταυτόχρονα χαρακτηρίζεται και από έναν δεύτερο αριθμό, τον Μαζικό αριθμό A ο οποίος δηλώνει το άρθροισμα των πρωτονίων και των νετρονίων στον πυρήνα. Όταν παρουσιάζονται στοιχεία με ίδιο Ατομικό αριθμό, αλλά

με διαφορετικό Μαζικό ονομάζονται ισότοπα. Επιπλέον, η ένωση δυο ή επιπλέον ατόμων προκαλούν τη δημιουργία μορίων (Nakashima J. et al²⁹).



Εικόνα 3.1: Περιγραφή Ατομικού και Μαζικού αριθμού και συμβόλου στοιχείου (<https://chem.noesis.edu.gr/node/383>³⁰)

Στο άτομο εκτελούνται κάποιες κινήσεις. Όπως προαναφέρθηκε, τα ηλεκτρόνια περιστρέφονται, σαν νέφος, σε τροχιές γύρω από τον πυρήνα ωστόσο τόσο ο πυρήνας, όσο και τα ίδια τα ηλεκτρόνια, εκτελούν περιστροφικές κινήσεις γύρω από τον εαυτό τους. Η περιστροφή του πυρήνα ονομάζεται ιδιοπεριστροφή (spin) και οφείλεται στην περιστροφή των πρωτονίων και των νετρονίων, μέσα σε αυτόν. Η περιστροφή των θετικών φορτισμένων πρωτονίων του πυρήνα γύρω από τον άξονά τους αποτελεί θεμελιώδη ιδιότητα της ύλης και σχετίζεται άρρηκτα με τον μαγνητικό συντονισμό. Όταν οι πυρήνες περιέχουν άρτιο Μαζικό αριθμό δεν εμφανίζουν συνολικό spin και έτσι δεν είναι αξιοποιήσιμοι. Εδώ οι διευθύνσεις περιστροφής τους είναι ίσες και αντίθετες. Αντίθετα, οι πυρήνες με περιττό αριθμό πρωτονίων και νετρονίων εμφανίζουν στροφορμή (angular momentum) και είναι γνωστοί ως ενεργοί πυρήνες. Εδώ οι διευθύνσεις περιστροφής τους δεν είναι ίσες και αντίθετες (Kohashi T.³¹).



Εικόνα 3.2 : Η ιδιοπεριστροφή του ηλεκτρονίου (Charles T. S.³²)

Πιο αναλυτικά, αυτοί οι ενεργοί πυρήνες σε κατάσταση ηρεμίας δημιουργούν ζεύγη μεταξύ τους και κινούνται με τυχαία διάταξη στο χώρο. Έχουν τη τάση να ευθυγραμμίζονται παράλληλα με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Το φαινόμενο αυτό περιγράφεται με τον Νόμο επαγωγής του Faraday, κατά τον οποίο ανάμεσα σε τρεις ανεξάρτητες συνάμεις (κίνηση, μαγνητισμός, φορτίο) η μία επάγεται αυτοάως και μένουν οι δυο. Έτσι, οι ενεργοί πυρήνες μέσα στο μαγνητικό πεδίο αποκοκτούν μαγνητική ροπή με διεύθυνση ευθυγράμμισης αυτή του μαγνητικού πεδίου. Η διεύθυνση αυτή συμβολίζεται με διάνυσμα. Το διανυσματικό άθροισμα των μαγνητικών ροπών όλων των πρωτονίων του πυρήνα ορίζουν την συνολική μαγνητική ροπή (NakashimaJ.etal²⁹).

3.2 Άτομα: ενεργοί πυρήνες και χρήση στην Μαγνητική Τομογραφία:

Ο πυρήνας του Υδρογόνου, αποτελεί τον κύριο ενεργό πυρήνα που χρησιμοποιείται στην κλινική Μαγνητική Τομογραφία. Είναι πυρήνας εκλογής εφόσον περιέχεται στο 99.98% των

ιστών και δομεί δυο κύρια συστατικά το ανθρώπινου σώματος, το νερό και το λίπος. Παλαιότερα χρησιμοποιούνταν ο Φώσφορος, το Νάτριο και ο Άνθρακας στοιχεία που χρησιμοποιούνται περισσότερο για ερευνητικούς σκοπούς. Το Υδρογόνο περιέχει μέσα στον πυρήνα του ένα φορτισμένο σωματίδιο, το πρωτόνιο το οποίο περιστρέφεται και δημιουργεί ένα μαγνητικό πεδίο. Το γεγονός αυτό προσδίδει την ιδιότητα στο υδρογόνο να λειτουργεί σαν μικρός μαγνήτης. Είναι γνωστό ότι, όταν ένα ηλεκτρικά φορτισμένο σωματίδιο κινείται, δημιουργεί γύρω του ένα μαγνητικό πεδίο του οποίου η μαγνητική ροπή εκδηλώνει ανύσμα. Το άνυσμα συμβολίζεται με βέλος και έχει μέτρο και διεύθυνση. Η φορά της μαγνητικής ροπής και το μήκος χαρακτηρίζουν τη διεύθυνση του ανύσματος και υποδηλώνουν το μέγεθος αυτού(Catherine Westbrook C. , Kautroth C. ³³).

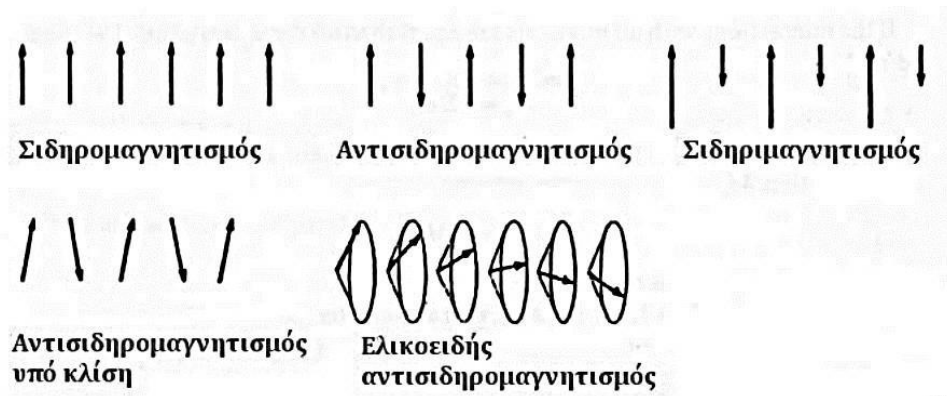
Στοιχείο	Μαζικός Αριθμός (A)
Υδρογόνο	1
Άνθρακας	13
Άζωτο	15
Οξυγόνο	17
Φθόριο	19
Νάτριο	23
Φώσφορος	31

Πίνακας 3.1 :Περιοδικός Πίνακας Στοιχείων με περιττό Μαζικο Αριθμό (Αρετούλης Ε. και Μελιανός Χ.⁷⁸)

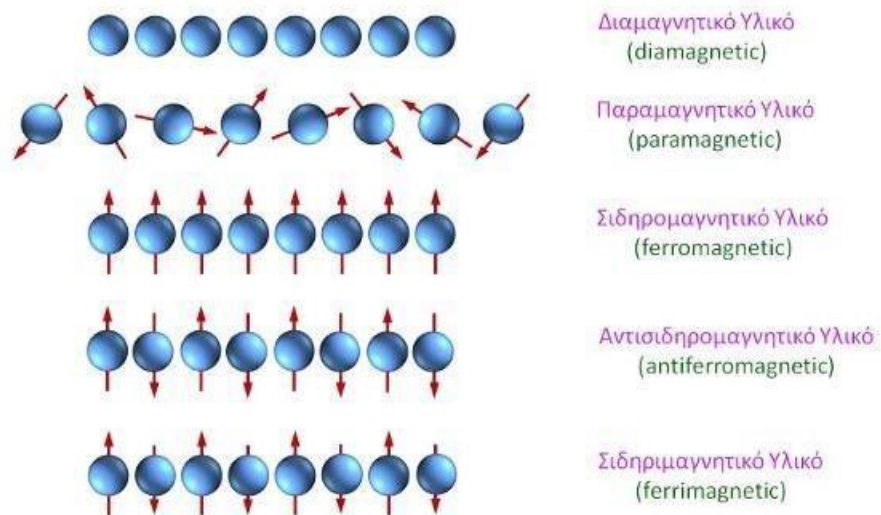
3.3 Μαγνητική Επιδεκτικότητα

Μαγνητική επιδεκτικότητα ορίζεται η ικανότητα του πυρήνα ενός ατόμου, να μαγνητίζεται όταν εισέρχεται σε εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Δηλώνει το πόσο εύκολα μαγνητίζεται το άτομο και σε ποίον βαθμό διαταράζει την ομοιογένεια ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου

με την είσοδο του σε αυτό. Η διάταξη των ηλεκτρονίων του ατόμου στο χώρο, δηλαδή αν είναι σε ζεύγη ή όχι, καθορίζει το επίπεδο της μαγνητικής επιδεκτικότητας. Πιο αναλυτικά, όταν το άτομο περιβάλλεται από ζεύγη ηλεκτρονίων στην τροχιά του (συζευγμένα) θεωρείται πιο σταθερά δομημένο σε σχέση με τα άτομα με μονό ηλεκτρόνιο (ασύζευκτο) στη τροχιά του. Αυτό συμβαίνει εφόσον κατά το πρώτο γεγονός, οι μαγνητικές ροπές των ηλεκτρονίων αλληλοαναιρούνται (Μπαζίνη Μ.³⁴).



ΕΙΚΟΝΑ 3.3 Απεικόνιση της ευθυγράμμισης των μαγνητικών ροπών (Ε. Χριστοφόρου³⁵).



Εικόνα 3.4: Ταξινόμηση Μαγνητικών Υλικών (Γλύτσης Ν. Η.³⁶)

3.3.1 Τύποι μαγνητικής επιδεκτικότητας

Υπάρχουν 4 τύποι μαγνητικής επιδεκτικότητας:

- **Παραμαγνητισμός:**

Σε ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, χημικά στοιχεία με άτομα που έχουν ασύζευκτα ηλεκτρόνια στην τροχιά τους μαγνητίζονται με φορά ίδια με εκείνη του εξωτερικού πεδίου. Έχουν θετική μαγνητική επιδεκτικότητα και αυξάνουν τοπικά το μαγνητικό πεδίο. Ο αυγίτης ο ολιβίνης, βιοτίνης είναι μερικά παραδείγματα παραμαγνητικών ορυκτών.

- **Διαμαγνητισμός:**

Σε ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, χημικά στοιχεία με άτομα που έχουν συζευγμένα ηλεκτρόνια στην τροχιά τους μαγνητίζονται με αντίθετη φορά από αυτή του εξωτερικού πεδίου. Έχουν αρνητική μαγνητική επιδεκτικότητα και μειώνουν το μαγνητικό πεδίο. Ο ασβέστιτης, το ορυκτό άλας, ο απατίτης είναι μερικά κρύσταλλα διαμαγνητικών υλικών.

- **Σιδηρομαγνητισμός:**

Σε ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, τα χημικά στοιχεία μαγνητίζονται με φορά ίδια με του μαγνητικού πεδίου. Οι ουσίες έχουν θετική μαγνητική επιδεκτικότητα και προκαλείται τοπική αύξηση του μαγνητικού πεδίου. Η αύξηση του μαγνητικού πεδίου είναι αρκετή για να τους μετατρέψει σε μόνιμους μαγνήτες, δηλαδή όταν οι ουσίες εξέλθουν από την επίδραση του μαγνητικού πεδίου διατηρούν μόνιμα τη μαγνήτισή τους. Όταν τα στοιχεία έχουν μικρό μέγεθος χάνουν την ιδιότητα αυτή καθώς εξέλθουν από το μαγνητικό πεδίο, και ονομάζονται **υπερπαραμαγνητικές** ουσίες (Cullity B.D. and Graham C.D.³⁷). Ο μαγνητίτης, ένα πούμοφρο του αιματίτη, η φεριτίνη και η αιμοσιδερίνη είναι παραδείγματα σιδηρομαγνητικών υλικών (Hankiewicz J.H. et al³⁸).

- **Αντισιδηρομαγνήτες:**

Κατά τη θέρμανση, είναι οι ουσίες στις οποίες μεταβάλλεται η φάση τους εμφανίζοντας ταυτόχρονα παραμαγνητικές ιδιότητες. Οι ιδιότητες αυτές της ουσίας, δε θα παρατηρηθούν εάν η θερμοκρασία πέσει κάτω από μια ορισμένη τιμή. Παραδείγματα αυτών των ουσιών είναι το μαγγάνιο και το χρώμιο.

Είδος Μαγνητικού Υλικού	Μαγνητική Δεκτικότητα (χ_m)	Παραδείγματα (σύστημα SI)
Διαμαγνητικό (<i>diamagnetic</i>)	Μικρή και αρνητική	Au ($\chi_m = -34 \times 10^{-6}$) Cu ($\chi_m = -9.63 \times 10^{-6}$)
Παραμαγνητικό (<i>paramagnetic</i>)	Μικρή και θετική	Pt ($\chi_m = +279 \times 10^{-6}$) Mg ($\chi_m = +11.7 \times 10^{-6}$)
Σιδηρομαγνητικό (<i>ferromagnetic</i>)	Πολύ μεγάλη και θετική (εξαρτάται από μαγνητικό πεδίο)	Fe ($\chi_m \approx 5000-200000$)
Αντισιδηρομαγνητικό (<i>antiferromagnetic</i>)	Μικρή και θετική	Cr ($\chi_m \approx 320 \times 10^{-6}$)
Σιδηριμαγνητικό (<i>ferrimagnetic</i>)	Σχετικά μεγάλη και θετική (εξαρτάται από μαγνητικό πεδίο)	Fe ₃ O ₄ ($\chi_m \approx 2.5-16$)

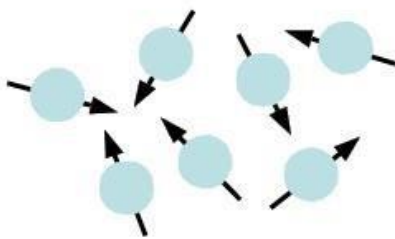
Πίνακας 3.2: Ταξινόμηση Μαγνητικών Υλικών (Γλύτσης Ν. Η.³⁶)

3.4 Φαινόμενα κατά τον Μαγνητικό Συντονισμό

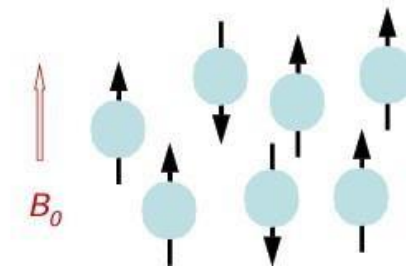
3.4.1 Διαμήκης Μαγνήτιση

Όπως προαναφέρθηκε, τα πρωτόνια στον πυρήνα του υδρογόνου όταν λειτουργούν ως μικροσκοπικοί μαγνήτες και δημιουργούν ζεύγη με άλλα άτομα υδρογόνου. Έχουν τυχαία διεύθυνση και διάταξη στο χώρο. Αντίθετα, μέσα στο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 , τα πρωτόνια του υδρογόνου προσανατοίζονται με φορά παράλληλη ή αντιπαράλληλη προς τον Z άξονα του μαγνητικού πεδίου. Η χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση περιγράφεται με τον παράλληλο προσανατολισμό. Έτσι, η πλειοψηφία των πρωτονίων θα προσανατοιστούν παράλληλα με τη φορά του Z άξονα, η οποία αντιπροσωπεύει την χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση.

Απουσία Εξωτερικού Πεδίου



Παρουσία Εξωτερικού Πεδίου



Εικόνα 3.5 Απεικόνιση θέσης πρωτονίων (Τσούγκος Ι.³⁹).

Τα πρωτόνια εναλλάσσονται από την χαμηλότερη προς την υψηλότερη ενεργειακή κατάσταση, εκτελώντας μια μεταπτωτική κίνηση. Η πλειοψηφία τους ωστόσο, βρίσκεται πάντα προς την χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση (Δερμιτζάκης Ν.⁴⁰).

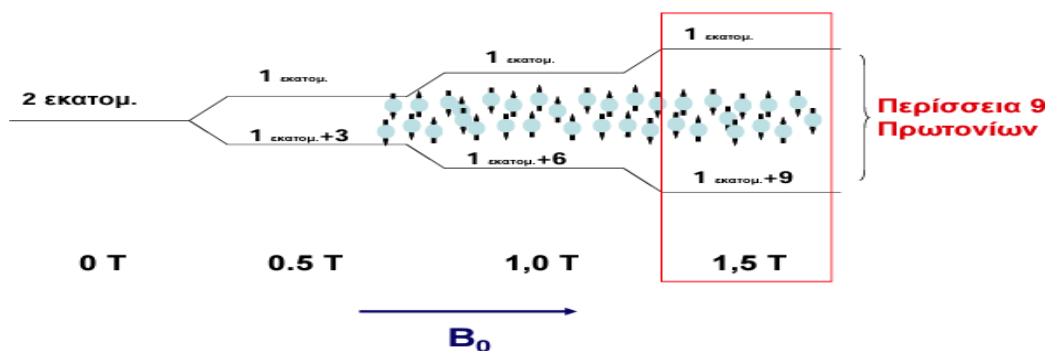
Η εξίσωση Larmor περιγράφει τη συχνότητα μετάπτωσης του πρωτονίου:

$$f = (\gamma * B_0) \text{ σε μονάδες MHz,}$$

Όπου B_0 : η Ένταση του Μαγνητικού Πεδίου, γ : ο Γυρομαγνητικός λόγος, ο οποίος είναι σταθερός για κάθε πυρήνα. Μονάδες Μέτρησης: MHz.

Επομένως, αν εντός ενός μαγνητικού πεδίου B_0 εισάγωγουμε ένα υλικό που αποτελείται από 43 πρωτόνια, τα 23 θα προσανατολιστούν παράλληλα και 20 αντιπαράλληλα. Ωστόσο, όπως αναλύθηκε προηγουμένως θα απομείνουν μόνο 3 πρωτόνια. Αυτό συμβαίνει εφόσον λόγω της κίνησης τους σε αντίθετες διευθύνσεις και λόγω της δημιουργίας ζευγών τα υπόλοιπα διανύσματα αλληλοαναιρούνται. Τα 3 πρωτόνια που θα απομείνουν θα προκαλέσουν μια μακροσκοπική μαγνήτιση M_0 , η οποία θα είναι παράλληλη με τον Z άξονα και θα εκτελεί περιστροφική κίνηση γύρω από αυτόν. Αυτή η μακροσκοπική μαγνήτιση M_0 ονομάζεται Διαμήκης Μαγνήτιση.

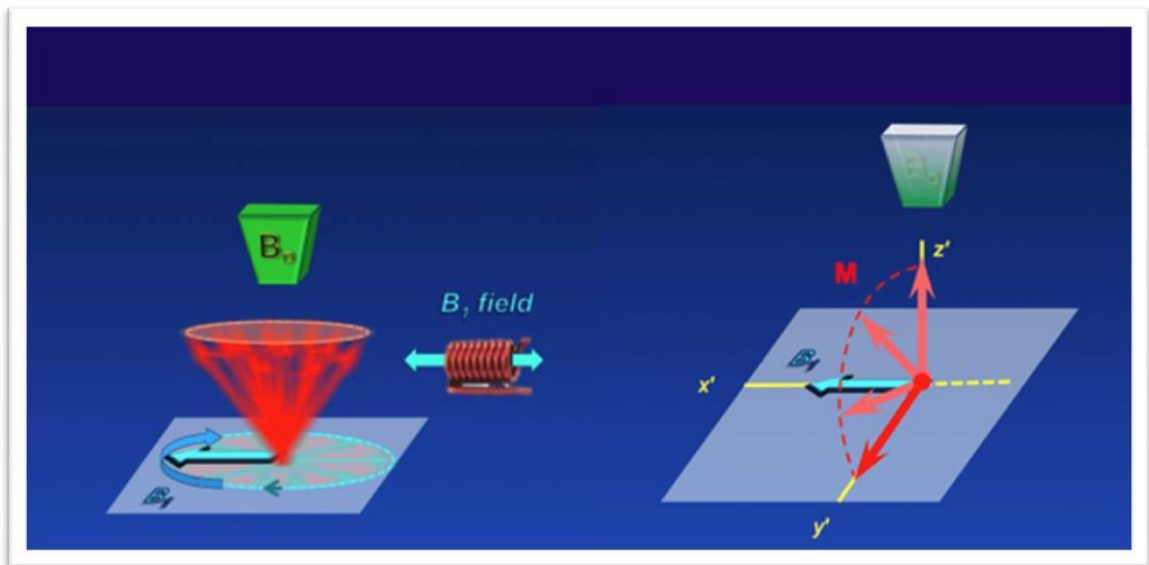
Οι αρχές λειτουργίας της Μαγνητικής Τομογραφίας βασίζονται στην Διαμήκη Μαγνήτιση και στον τρόπο που τη χρησιμοποιούμε για να απεικονίσουμε τις ανατομικές δομές. Η μέτρηση της Διαμήκης Μαγνήτισης γίνεται κατά τη μετακίνηση του διανύσματος της από τον άξονα +Z με τη χρήση κάποιου πηνίου- δέκτη το οποίο θα παράξει ρεύμα εξ επαγωγής (σήμα). Αυτό απαιτείται εφόσον είναι αδύνατον να μετρηθεί όταν είναι παράλληλη με τον άξονα Z του μαγνητικού πεδίου B_0 .



Εικόνα 3.6 Απεικόνιση της Διαμήκης Μαγνήτισης(Τσούγκος Ι.³⁹).

3.4.2 ΕΓΚΑΡΣΙΑ ΜΑΓΝΗΤΙΣΗ- ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΣ

Το μαγνητικό πεδίο B_1 που μετακινεί την διαμήκη μαγνήτιση M_0 από τον $+Z$ άξονα, περιστρέφεται γύρω από αυτόν, έχει κάθετη φορά και έχει μορφή παλμού. Κινείται στο φάσμα των ραδιοκυμάτων και ονομάζεται Παλμός Ραδιοσυχνότητας (RF). Η εφαρμογή του διαρκεί πολύ μικρό χρονικό διάστημα (μsecond). Διεγείρει και περιστρέφει τα πρωτόνια προς το xy επίπεδο όταν ο ραδιοπλαμος έχει ίδια τιμή με την συχνότητα $Larmor$ των πρωτονίων. Έτσι, όταν ο παλμός RF έχει τιμή ίση με τη συχνότητα $Larmor$ του πυρήνα του υδρογόνου θα περιστρέψει μόνο αυτούς τους πυρήνες και όχι άλλους ενεργούς πυρήνες, όπως ας πούμε του οξυγόνου. Η γωνία που θα περιστραφούν τα πρωτόνια του υδρογόνου ονομάζεται γωνία εκτροπής (flipangle) (Δερμιτζάκης Ν.⁴⁰).

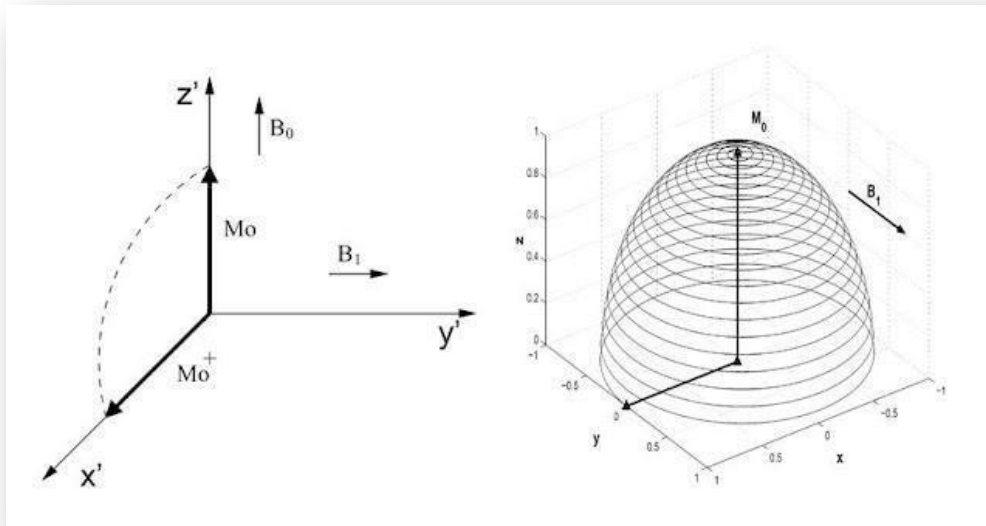


Εικόνα 3.7 Περιγραφή της Εγκάρσιας Μαγνήτισης (Σειμένης Ι.⁴¹)

Η τιμή αυτή εξαρτάται από το εύρος και τη διάρκεια εφαρμογής του παλμού RF.

Συνήθως χρησιμοποιείται παλμός 90° ή 45° . Με την εφαρμογή του παλμού RF παρατηρείται μείωση στη διαμήκη μαγνήτιση και αύξηση στην εγκάρσια. Αυτό εξηγείται εφόσον, συνεχώς αυξανόμενο πλήθος πρωτονίων διαμήκης μαγνήτισης μεταπίπτει από τη

χαμηλή στην υψηλότερη ενεργειακή στάθμη με αποτέλεσμα την ελάττωση της και ταυτόχρονα, παρατηρείται συμφασικοποίηση των πρωτονίων με αποτέλεσμα την αύξηση της εγκάρσιας μαγνήτισης.

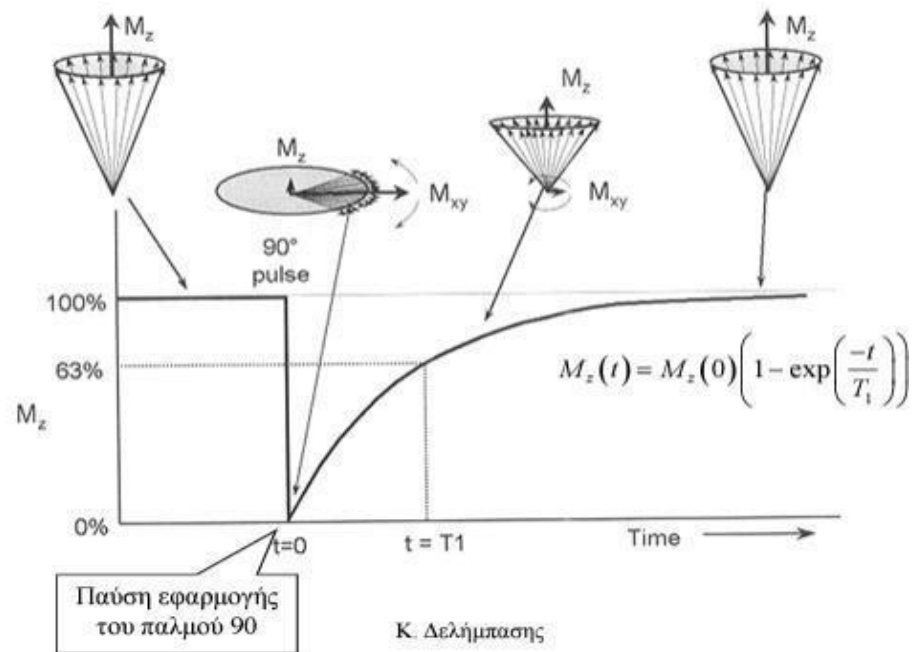


Εικόνα 3.8. Η σπειροειδής κίνηση που εκτελεί ο πυρήνας υδρογόνου κατά την διέγερση με παλμούς RF (πεδίο B_1) και την αποδιέγερση (MRI and Medical Imaging⁴²).

3.4.3 ΧΑΛΑΡΩΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΣΗΣ

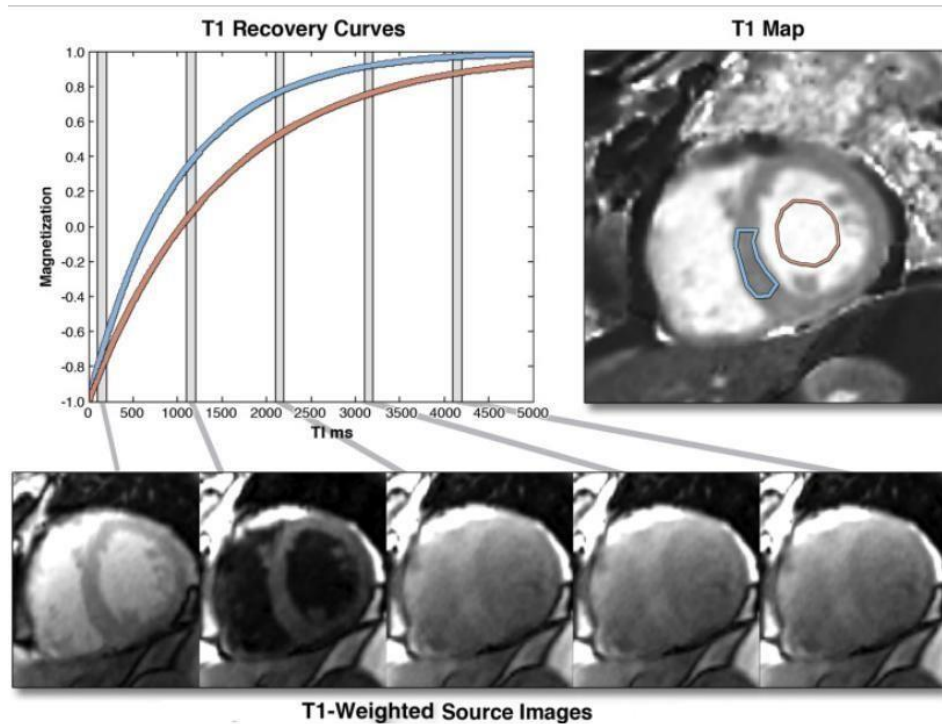
Κατά τη διακοπή του παλμού RF οι πυρήνες αποσυμφασικοποιούνται λόγω της αλληλεπίδρασης των μαγνητικών ροπών των πρωτονίων. Έτσι, τα πρωτόνια τείνουν να επιστρέψουν στο διαμήκες επίπεδο +Z, αποδίδοντας την ενέργεια που έχουν απορροφήσει στο περιβάλλον. Η ενέργεια αυτή αποδίδεται ,με μορφή θερμότητας, στο περιβάλλον ή στα γειτονικά άτομα. Η απόδοση της ενέργειας αυτής ονομάζεται χαλάρωση spin-πλέγματος

και αποτελεί μια εκθετική συνάρτηση που αναπαριστάται γραφικά με την καμπύλη T1 (Taylor J.A.⁴³).



Εικόνα 3.9 Γραφικής επεξήγηση της διαήκους χαλάρωσης ορισός του T1 (Δελήμπασης Κ⁴⁴.)

Ως συνέπεια της Γραφικής παράστασης- καμπύλη, ο χρόνος χαλάρωσης T1 είναι ο χρόνος που χρειάζεται ο ιστός για να αποκατασταθεί το 63% της διαμήκης μαγνήτισης μετά την εφαρμογή του παλμού RF

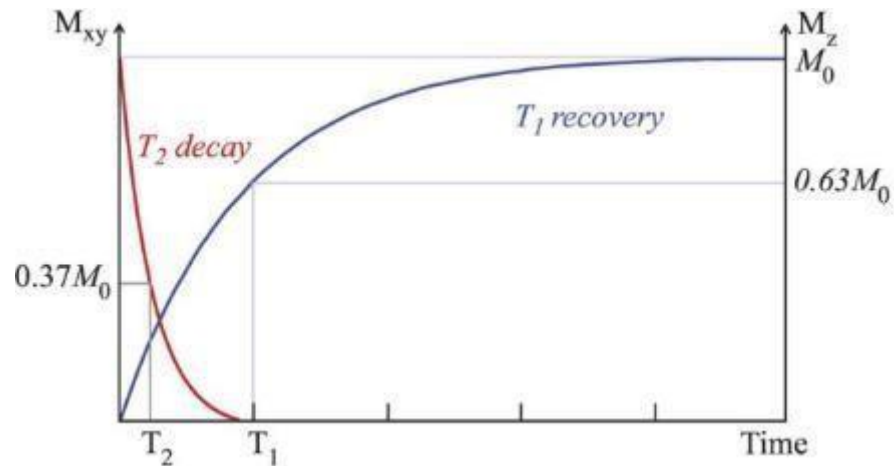


Εικόνα 3.10: Εικόνα μαγνητικής τομογραφίας καρδιάς, βάρους T1. Η γενική αρχή για τη χαρτογράφηση T1 είναι η λήψη πολλαπλών εικόνων με διαφορετικές σταθμίσεις T1 (T1 weightings) και η προσαρμογή των εντάσεων σήματος των εικόνων στην εξίσωση για χαλάρωση T1 (Taylor J.A. et al⁴³).

Η αποσυμφασικοποίηση των πυρήνων είναι απόρροια της αλληλεπίδρασης μεταξύ των μαγνητικών ροπών των γειτονικών πυρήνων και ονομάζεται χαλάρωση spin-spin (spin-spin relaxation). Αυτή αποτελεί μια εκθετική συνάρτηση που απεικονίζεται γραφικά με την καμπύλη χρόνου T2. Ο χρόνος T2 αντιπροσωπεύει τον χρόνο που απαιτείται να ελατωθεί κατά 63% η εγκάρσια μαγνήτιση.

Οι χρόνοι χαλάρωσης T1 και T2 είναι ενδογενή χαρακτηριστικά κάθε ιστού. Ο χρόνος T1 επηρεάζεται από την ένταση του μαγνητικού πεδίου και είναι πάντα αρκετά μεγαλύτερος

σε σχέση με τον T2. Αυτό προκύπτει εφόσον η αποκατάσταση T2 πραγματοποιείται εξαιρετικά σύντομα σε σχέση με την αποκατάσταση του T1 χρόνου (Bittersohl B. etal⁴⁵).



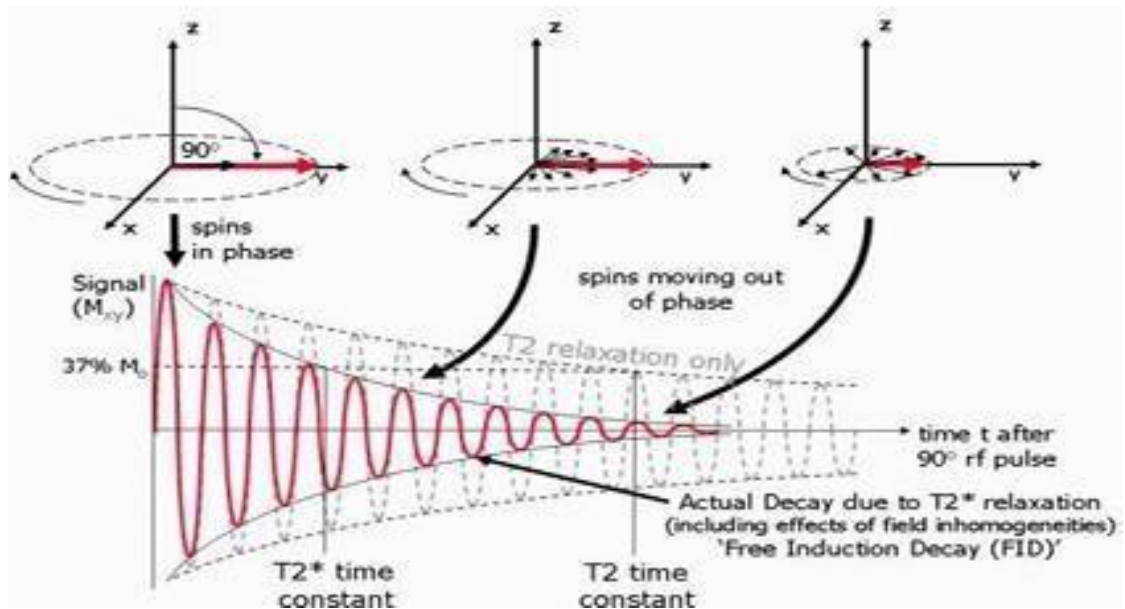
- Εικόνα 3.11. Σύγκριση T1 και T2 βάρους εικόνες (Soto Alvarez J. A⁴⁶)

3.5 Σήμα Μαγνητικού Συντονισμού

Για να απεικονιστεί μια ανατομική δομή απαιτείται το συνολικό άνυσμα των πρωτονίων της μαγνήτισης να μεταβάλλεται χρονικά. Πρέπει να εφαρμοστεί ένας παλμός RF, να μετακινηθεί η διαμήκης μαγνήτιση και υπάρξει συντονισμός. Έτσι, το συνολικό άνυσμα των πρωτονίων περιέχει μόνο συμφασικά πρωτόνια και κινείται κάθετα στο πηνίο δέκτη δημιουργώντας αυξομειώσεις του μαγνητικού πεδίου. Η διαδικασία αυτή θα δημιουργήσει διαφορά δυναμικού στους πόλους και θα παράξει σήμα στον μαγνητικό συντονισμό με ημιτονοειδή μορφή σύμφωνα με τον Νόμο του Faraday.

Η ένταση του σήματος αυτού και η εγκάρσια μαγνήτιση έχει μέγιστη τιμή κατά τη διακοπή του παλμου RF. Μετά τη διακοπή, το σήμα έχει φθίνουσα ένταση με το χρόνο και

ονομάζεται σήμα ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης (FID). Ο ρυθμός μείωσης του εξαρτάται από την ανομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου, ηένταση του σήματος εξαρτάται από την συχνότητα της εγκάρσιας μαγνήτισης και είναι ίση με την συχνότητα Larmor.



Εικόνα 3.12 Δημιουργία Σήματος (Γ.Ματσόπουλος, Σ.Μηλούλης, Κ. Γκιιάτης⁴⁷)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Ποιότητα εικόνας στην Μαγνητική Τομογραφία- Παράγοντες που την επηρεάζουν

Οι βασικότεροι παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας είναι:

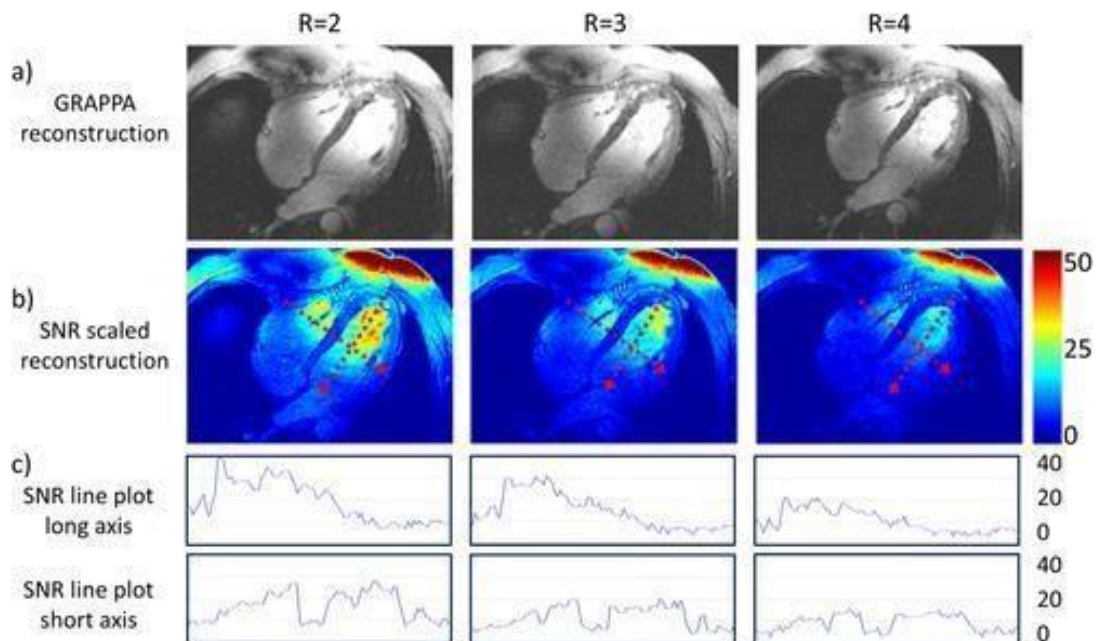
- Λόγος σήματος προς θόρυβο (signal to noise ratio- SNR)
- Λόγος αντίθεσης προς θόρυβο(contrast to noise ratio-CNR)
- Χωρική διακριτική ικανότητα
- Χρόνος συλλογής δεδομένων
- Ύπαρξη τεχνικών σφαλμάτων

4.1 ΛΟΓΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ (SNR)

SNR ορίζεται ως ο λόγος της έντασης του σήματος προς την ένταση του θορύβου στην ακτινολογική εικόνα. Πιο αναλυτικά, ως σήμα ορίζεται η ένταση του ηλεκτρικού ρεύματος που επάγεται (FID) στο πηνίο/ δέκτη κατά τη περιστροφή της Διαμήκουσ Μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο. Η φωτεινότητα της εικόνας ρυθμίζεται με βάση το σήμα μίας ανατομικής δομής. Επομένως, η αύξηση του σήματος σε μία ανατομική περιοχή συνεπάγεται και αύξηση της φωτεινότητας των pixels αυτής της περιοχής. Επιπλέον, ως θόρυβος ορίζεται οι τυχαίες διακυμάνσεις των τιμών των pixels είτε λόγω κίνησης του ασθενούς είτε λόγω ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την εμφάνιση αλλοιώσεων στην εικόνα, απεικονίζοντας την μορφή κόκκων. Ωστόσο, όταν η ένταση του σήματος αυξηθεί σε επαρκές σημείο, η ύπαρξη θορύβου δεν θα επηρεάσει στην ποιότητα της εικόνας (Lee H. and Jaeseok Park J.⁴⁸).

Οι παράγοντες που επηρεάζουν τον λόγο SNR είναι:

- Γωνία πρόσπτωσης, Χρόνοι TR, TE
- Pixel και μέγεθος Voxel
- Αύξηση του FOV
- Αριθμός Διεργέσεων
- Εύρος συχνοτήτων rBW
- Είδος και θέση πηνίου

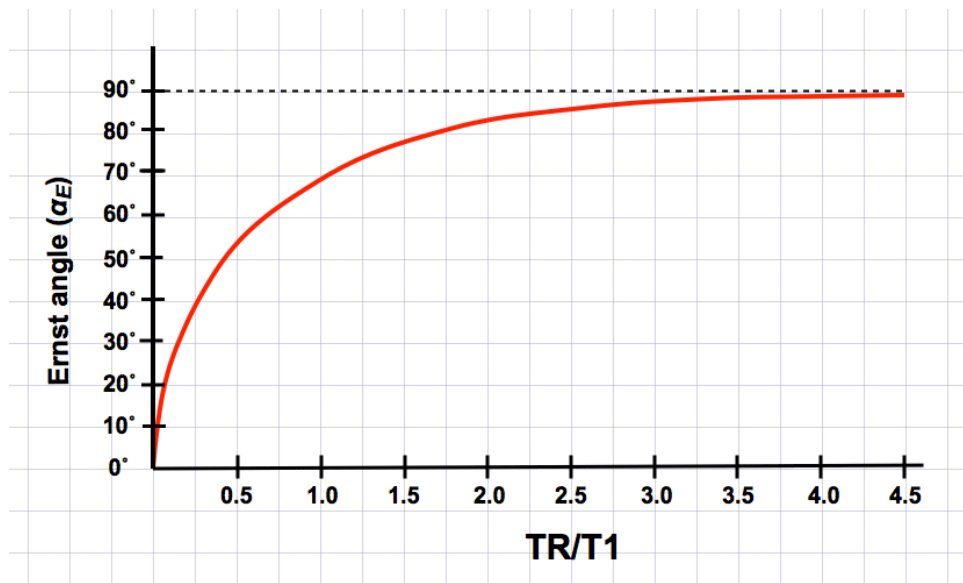


Εικόνα 4.1 Α)εικόνες ανακατασκευασμένες με GRAPPA. Β) Οι εικόνες κλιμακώνονται σε μονάδες SNR. Γ) Διαγράμματα γραμμών που εξάγονται από τους χάρτες SNR κατά μήκος των διακεκομμένων κόκκινων γραμμών(Graessl A.etal49).

4.2 ΧΡΟΝΟΣ TR, ΤΕ, ΓΩΝΙΑ ΠΡΟΣΠΤΩΣΗΣ

Ως γωνία Ernst ορίζεται η συγκεκριμένη γωνία εκτροπής με την οποία ένας ιστός, με αντίστοιχο χρόνο χαλάρωσης T1, σε δεδομένο χρόνο TR θα παράξει το μέγιστο σήμα. Όταν η γωνία εκτροπής μεταβάλλεται και πλησιάζει την γωνίας Ernst, το SNR θα αυξάνεται.

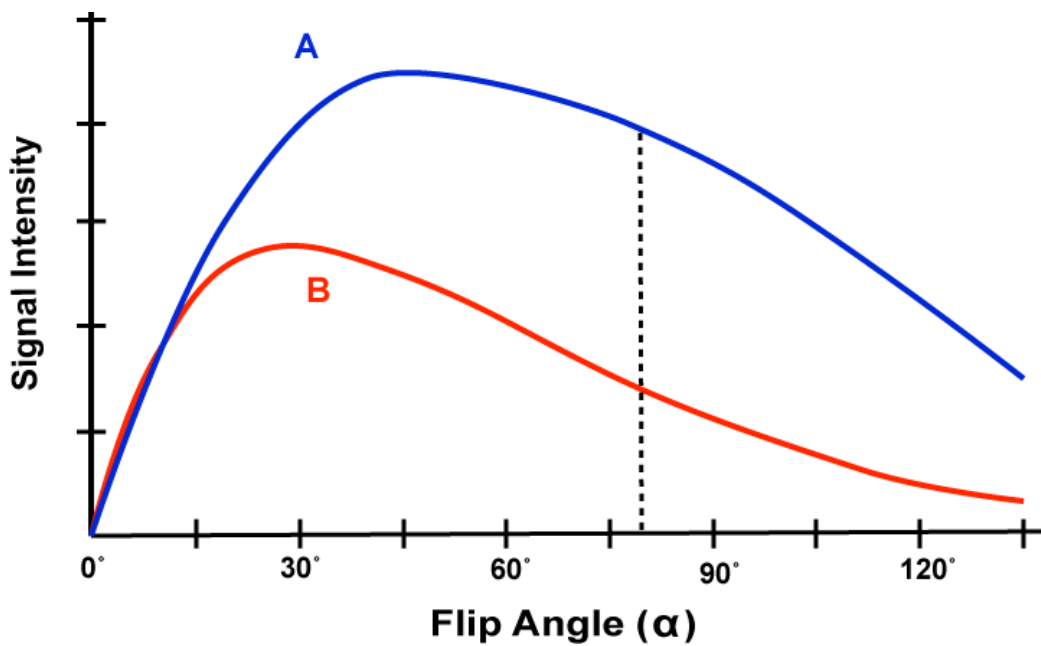
Αντίθετα, το SNR θα μειώνεται όταν θα απομακρύνεται από αυτήν.



Εικόνα 4.2: Παράδειγμα υπολογισμού της βέλτιστης γωνίας αναστροφής για μια ακολουθία όπου ο μέσος όρος $T1 = 800$ msec. Όταν $TR = 3000$, η γωνία Ernst υπολογίζεται ότι είναι 89° . Σε αυτήν την περίπτωση, ένας συμβατικός παλμός 90° είναι σχεδόν βέλτιστος (Anderson WA⁵⁰).

Η γωνία που σχηματίζουν τα πρωτόνια με το μαγνητικό πεδίο ορίζεται ως γωνία πρόσπτωσης ή εκτροπής (flip angle). Το εύρος και η διάρκεια εφαρμογής του παλμού RF καθορίζουν τη τιμή της γωνίας. Πιο αναλυτικά, η γωνία πρόσπτωσης καθορίζει το ποσοστό

της εγκάρσιας μαγνήτισης που θα στραφεί και θα παράξει σήμα.



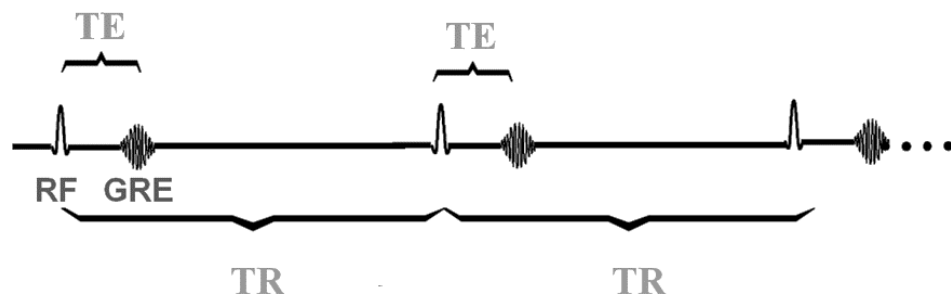
Εικόνα 4.3 Σύγκριση γωνίας πρόσπτωσης (καμπύλη B) με γωνίας Ernst (καμπυλη A)

(Anderson WA⁵⁰).

Ως χρόνος επανάληψης TR ορίζεται ως ο χρόνος που μεσολαβεί μεταξύ την εφαρμογή του πρώτου παλμού RF ως τον δεύτερο. Καθορίζει ουσιαστικά τη τιμή της Διαμήκους Μαγνήτισης και έτσι, όσο αυξάνεται ο χρόνος επανάληψης TR τόσο μεγαλύτερη θα είναι η Διαμήκης Μαγνήτιση. .

Ως χρόνος ηκού TE ορίζεται το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ ενός παλμού RF και της στιγμής της επαναστίασης όπου το σήμα είναι μέγιστο. Το ποσοστό της Εγκάρσιας Μαγνήτισης που θα καταγραφεί καθορίζεται από τον χρόνο ηκού TE, και έτσι, όσο μεγαλύτερο TE τόσο μεγαλύτερη απόσβεση της Εγκάρσιας Μαγνήτισης(Mayerhoefer E.M. et al⁵¹).

Ως εξωγενείς παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας, ορίζονται οι χρόνοι TR, TE και το Flip Angle. Αυτοί επηρεάζουν τη πυκνότητα των πρωτονίων, τους ενδρογενείς παράγοντες των ιστών T1, T2 και τέλος το ποσοστό, που θα συμβάλει ο κάθε παράγοντας στη δημιουργία της ακτινολογικής εικόνας (Βάρος εικόνας).



Εικόνα 4.4 <https://mriquestions.com/tr-and-te.html>⁵²

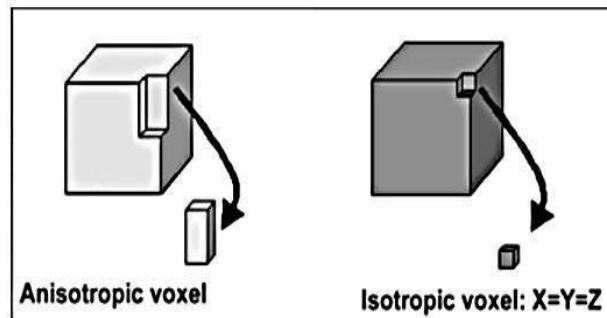
4.3 PIXEL και ΜΕΓΕΘΟΣ VOXEL

Pixel (picture element) ονομάζεται η μικρότερη διαστάσιμη διάταξη εικονοστοιχείων δηλαδή, στοιχειωδών τετραγώνων. Περιγράφει δυο διαστάσεις του ανθρώπινου σώματος στον χώρο, τον άξονα x και τον άξονα y και έχει μέγεθος από 0,5 έως 1,5 mm. Επομένως, όσο μικρότερο είναι το μέγεθος των pixels τόσο αυξάνεται η χωρική ανάλυση.

Μήτρα απεικόνισης ορίζεται το πλέγμα των σειρών και στηλών από pixels τα οποία συνθέτουν την τελική ψηφιακή εικόνα. Συνήθως το μέγεθος της μήτρας κυμαίνεται από 128x128, 256x256, 512x512.

Το voxel (volume element) αποτελείται από pixels τα οποία συνθέτουν μια εικόνα. Όταν οι τρεις διαστάσεις του είναι ίσες τότε προκύπτει ένα ιστροπικό voxel, αντίθετα όταν οι διαστάσεις διαφέρουν το voxel χαρακτηρίζεται ως ανιστροπικό (Hecke V.W.etal⁵³). Το voxel πέρα από τους δυο άλλους άξονες, εμπεριέχει και ο άξονας z με τον οποίο γίνεται αντιληπτή η έννοια του βάθους της εικόνας. Για κάθε voxel υπολογίζεται ένας αριθμός που

καθορίζει την ένταση του σήματος που προέρχεται από την απεικονιζόμενη ανατομική περιοχή και αντιστοιχεί σε συγκεκριμένο voxel. Κάθε αριθμός αντιστοιχεί σε ένα τόνο του γκρι(Drew Z. AndBellD.⁵⁵)..

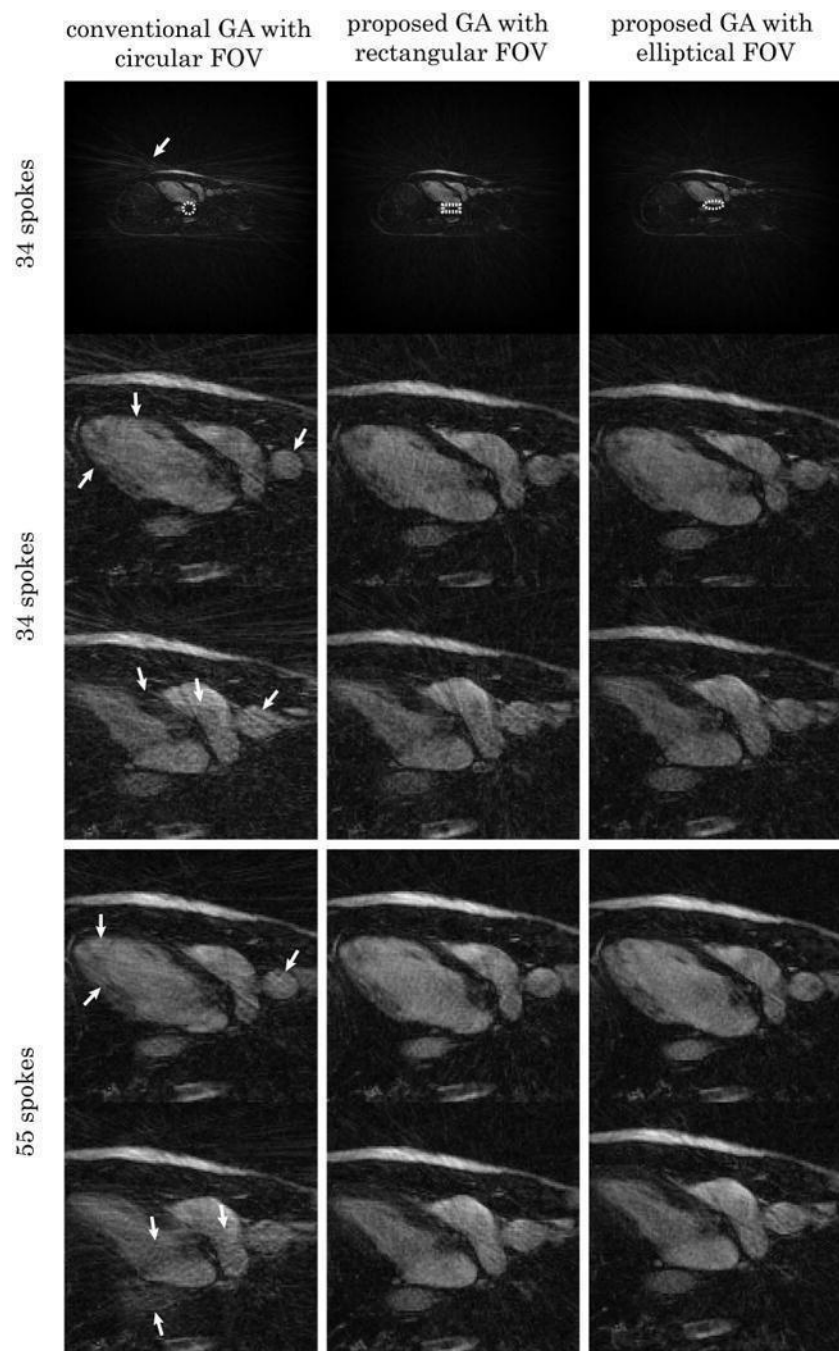


ΕΙΚΟΝΑ 4.5: Απεικόνιση Ανιστροπικού και Ισοτροπικού Voxel (Annette C. Etal⁵⁴)

Για κάθε voxel υπολογίζεται ένας αριθμός που εκφράζει την ένταση του σήματος που προέρχεται από την περιοχή του σώματος που αντιστοιχεί στο συγκεκριμένο voxel. Σε κάθε αριθμό αποδίδεται και ένας τόνος του γκρι, ώστε η εικόνα να παρουσιαστεί στην οθόνη με την μορφή των pixel που έχουν περιγραφεί προηγουμένως

4.4 Αύξηση του Πεδίου Απεικόνισης FOV(field of view):

Η αύξηση του πεδίου απεικόνισης έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του μεγέθους του voxel/pixel και τη μείωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας. Ταυτόχρονα, η μείωση της μήτρας απεικόνισης προκαλεί αύξηση του voxel (Sui Y. Etal⁵⁶).



Εικόνες4.6: Σύγκριση οριζόντιων καρδιολογικών εικόνων μακρού άξονα με διαφορετικά σχήματα FOV(Ziyue Wu etal⁵⁷)

4.5 ΑΡΙΘΜΟΣ ΔΙΕΡΓΕΣΕΩΝ

Ως αριθμό διεγέρσεων (NEX) ορίζεται το σύνολο των επαναληπτικών μετρήσεων των δεδομένων που λαμβάνονται από μια ανατομική περοχή. Πιο αναλυτικά, υποδηλώνει τον

αριθμό που συμπληρώνεται μια γραμμή του K-χώρου μετά από κάθε επανάληψη της ίδιας ακολουθίας στο ίδιο πεδίο απεικόνισης. Ο λόγος σήματος προς θόρυβο είναι ανάλογος της τετραγωνικής ρίζας του αριθμού των διεργάσεων Mazumder R. Etal⁵⁸).

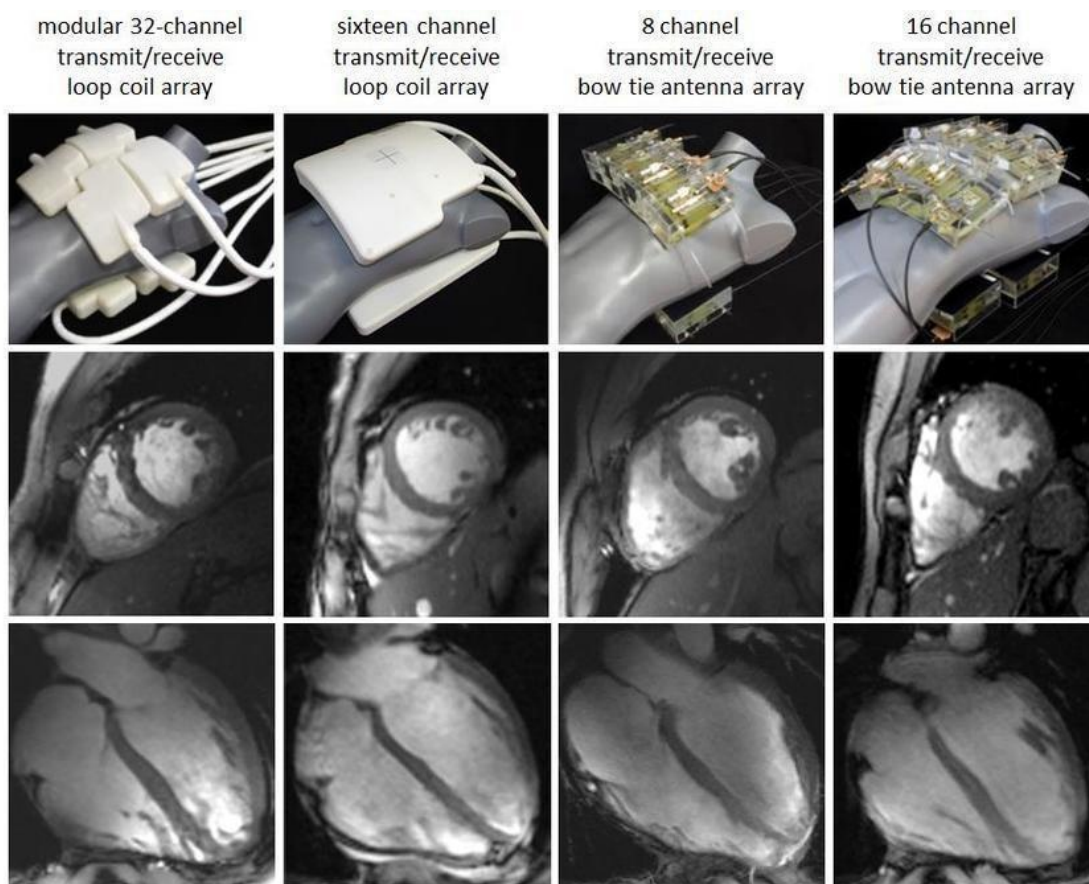
4.6 Εύρος Συχνοτήτων Δέκτη rBW (receiverBandwidth)

Το εύρος των συχνοτήτων που υφίστανται δειγματοληψία κατά τη διάρκεια ανάγνωσης του πηνίου κωδικοποίησης συχνότητας ορίζεται ως το εύρος συχνοτήτων δέκτη rBW. Η αποτύπωση της τιμής του δέκτη rBW γίνεται είτε με μία απόλυτη τιμή ολόκληρου του εύρους των συχνοτήτων πχ. 64kHz, είτε με βάση τη συχνότητα Nyquist πχ. +/- 32 kHz είτε να περιγραφεί ως εύρος συχνοτήτων ανα pixel πχ. 125 Hz/pixel.

Οι αλλαγές στο εύρος συχνοτήτων δέκτη rBW επηρεάζουν τον χρόνο TE και τα τεχνικά σφάλματα. Έτσι, η αύξηση του προκαλεί μείωση του χρόνου TE για τη λήψη δεδομένων (Jaufenthaler A.⁵⁹).

4.7 Θέση και είδος πηνίου

Μια εικόνα προερχόμενη από τον μαγνητικό συντονισμό περιέχει σήμα από την εξεταζόμενη τομή και θόρυβο από την υπόλοιπη περιοχή ευαισθησίας του πηνίου δέκτη.. Η περιοχή απεικόνισης που καλύπτει το πηνίο εξαρτάται από το είδος και τη διάμετρο του πηνίου.



Εικόνα 4.7: Απεικόνιση Μαγνητικής Τομογραφίας Καρδίας για διάφορα είδη πηνίων (Klix S. Etal⁶⁰).

Υπάρχουν διάφορα είδη πηνίων:

- Τρία βαθμίδωσης για τον προσδιορισμό της περιοχής απεικόνισης
- Πολλαπλά για την εξομάλυνση της ομοιογένειας του μαγνητικού πεδίου.
- Το πηνίο σώματος, κατά το οποίο εκπέπονται παλμοί και το σήμα ανιχνεύεται από μεγαλύτερες ογκομετρικές ανατομικές περιοχές.
- Ποικίλα πηνία ανάλογα προς απεικόνιση ανατομική δομή. Ορισμένα από αυτά λειτουργούν ως πομποί και ως δέκτες και άλλα ως πομποί μόνο. (Scharfetter H., Merwa R., Pilz K.⁶¹).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. Απεικόνιση της καρδιάς με τη Μαγνητική Τομογραφία:

5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η μαγνητική τομογραφία της καρδιάς, είναι μια μέθοδος απεικόνισης (2-d& 3-d) η οποία αποτελεί ένα χρήσιμο εργαλείο για την ιατρική. Ως διαγνωστική εξέταση παρέχει υψηλή χωρική ανάλυση, μεγάλο πεδίο προβολής της εικόνας και υψηλή αντίθεση μεταξύ των μαλακών ιστών.

5.2 Ενδείξεις μαγνητικής τομογραφίας καρδιάς

Η μαγνητική τομογραφία της καρδιάς ενδύκνεται για:

- Την εκτίμηση της καρδιακής ανεπάρκειας. Σε αυτή την περίπτωση, γίνεται εκτίμηση της λειτουργίας και του μεγέθους της δεξιάς και αριστερής κοιλίας με ακριβή ποσοτικοποίηση, προσδιορισμός της αιτιολογίας - ισχαιμική έναντι μη ισχαιμικής μυοκαρδιοπάθειας και έλεγχος για αγγειοσπασμό.
- Για την αξιολόγηση της ισχαιμικής καρδιοπάθειας. Σε αυτή την περίπτωση γίνεται εκτίμηση βιωσιμότητας πριν από τη θεραπεία (π.χ. επαναγγείωση) και εκτίμηση της θέσης και της έκτασης του εμφράγματος.
- Για την εκτίμηση των καρδιακών μαζών. Σε αυτή την περίπτωση γίνεται έλεγχος για τον χαρακτηρισμό, την έκταση και τις μάζες εισβολής, έλεγχος για την εκτίμηση της περικαρδιακής νόσου, της συσταλτικής περικαρδίτιδας και για την τυχόν ύπαρξη περικαρδιακής συλλογής
- Για την εκτίμηση των μυοκαρδιοπαθειών. Σε αυτή την περίπτωση γίνεται έλεγχος για αρρυθμογενής μυοκαρδιοπάθεια δεξιάς κοιλίας, υπερτροφικής

μυοκαρδιοπάθειας, περιοριστικές μυοκαρδιοπάθειες, διατακτικής καρδιομυοπάθειας και μυοκαρδίτιδας.

- Για την εκτίμηση της βαλβιδοπάθειας. Σε αυτή την περίπτωση γίνεται έλεγχος για ανίχνευση, ποσοτικοποίηση, σειριακή επίδραση στην κοιλιακή λειτουργία και για τυχόν ύπαρξη μαζών στις βαλβίδες.
- Για την εκτίμηση της συγγενούς καρδιοπάθειας. Σε αυτή την περίπτωση γίνεται έλεγχος για ενδοκαρδιακές παρεκκλίσεις με ποσοτικοποίηση κλάσματος παροχέτευσης, αξιολόγηση στεφανιαίας προέλευσης για ανωμαλίες, μορφολογίας της καρδιάς και των μεγάλων αγγείων, και παρακολούθηση διάγνωσης και θεραπείας (Καραμήτσος Θ. et al⁶²).
- Για την εκτίμηση παθήσεων της αορτής και των μεγάλων αγγείων. Σε αυτή την περίπτωση γίνεται έλεγχος για ενδοτοιχωματικό αιμάτωμα, αορτικό ανευρυσμα και για τυχόν ύπαρξη αορτικής ανατομής.
- Για την εκτίμηση των επιπλοκών του εμφράγματος του μυοκαρδίου. Σε αυτή την περίπτωση γίνεται έλεγχος για την εκτίμηση της κοιλιακής λειτουργίας, την εκτίμηση των κολπικών αρρυθμιών, για τυχόν ύπαρξη ανωμαλιών στις στεφανιαίες αρτηρίες, για σχηματισμό θρόμβου και ανευρυσμάτων.
- Για τη μελέτη της αριστερής και δεξιάς κοιλίας όταν δεν είναι ικανοποιητικές οι πληροφορίες από το υπερηχογράφημα (Kuchynka P. Et al⁶⁴).

5.3 Αντενδείξεις μαγνητικής τομογραφίας καρδιάς

Η μαγνητική τομογραφία της καρδιάς αντενδείκνυται για:

- Ηλεκτρικά, μαγνητικά ή μηχανικά εμφύτευμα (π.χ.βιοδιεγέρτης αντλίας ινσουλίνης, νευροδιεγέρτης, κοχλιακό εμφύτευμα και ακουστικά βαρηκοΐας)
- Ύπαρξη καρδιακού βηματοδότη ήκαι απινιδωτή με εξαίρεση τις τελευταίας γενιάς συσκευές οι οποίες είναι συμβατές και αναφέρεται ρητά από τον κατασκευαστή. Η εξέταση τότε απαιτείται να περαγατοποιηθεί παρουσία καρδιολόγου.
- Κλιπ ενδοκρανιακού ανευρύσματος (εκτός εάν είναι κατασκευασμένα από τιτάνιο)(Olivieri J.L. etal⁶⁵).
- Νεφρική δυσλειτουργία, όταν απαιτείται η χορήγηση Σκιαγραφικής ουσίας .
- Κλειστοφοβία
- Εγκυμοσύνη. Πρέπει να γίνει αναλογία κινδύνου προς όφελος και να αξιολογηθεί αν απαιτείται η λήψη μαγνητικής τομογραφίας. Ωστόσο σε περίπτωση υποβολής δεν πρέπει να χορηγείται παραμαγνητική ουσία (<https://www.mrisafety.com/>⁶⁶).

5.4 Προετοιμασία ασθενούς

Κατά την προετοιμασία του ασθενούς πρέπει να ληφθεί από τον ασθενή ένα έντυπο συγκατάθεσης και ένα έντυπο ιστορικού υγείας, πριν εισέλθει στην αίθουσα του μαγνητικού τομογράφου.

Έπειτα, είναι απαραίτητο να δοθούν αναλυτικές οδηγίες προς τον ασθενή να:

- Αφαιρέσει όλα τα μεταλλικά αντικείμενα
- Αφαιρέσει το ρουχισμό του και να φορέσει νοσοκομειακή ρόμπα

- Κρατήσει την αναπνοή του για τις σαρώσεις συγκράτησης της αναπνοής και να αναπνεύσει απαλά για τις τομογραφίες (συνιστάται η εκπαίδευση του εξεταζόμενου δύο έως τρεις φορές πριν την έναρξη της σάρωσης)
- Χρησιμοποιήσει το δωμάτιο ανάπαυσης πριν από τη διαδικασία

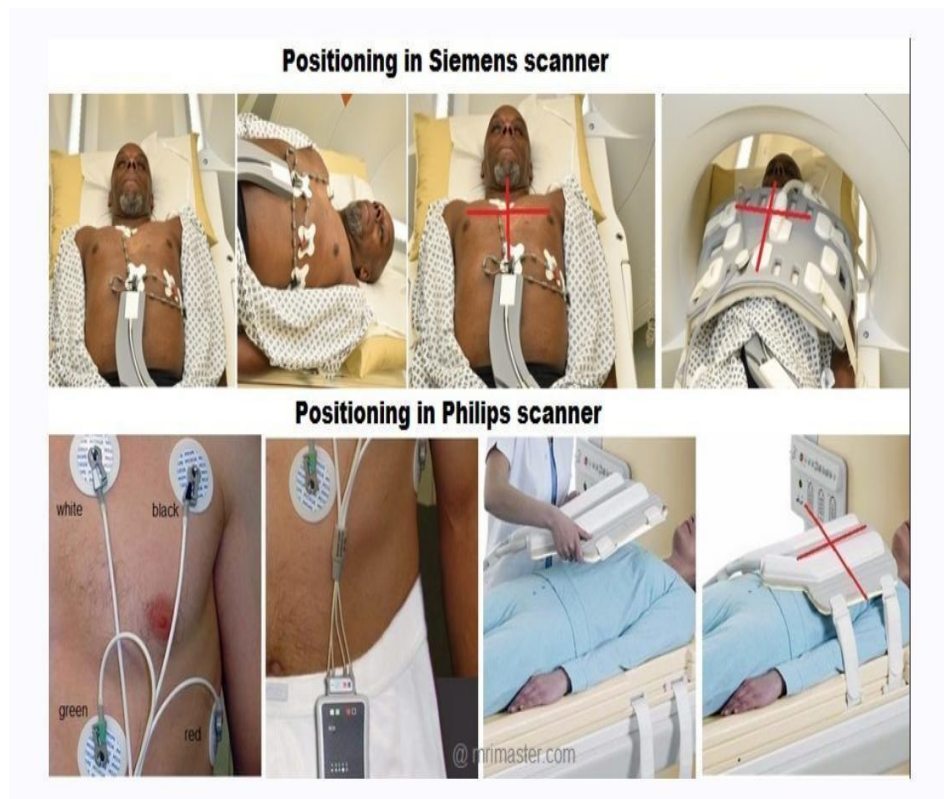
Στην συνέχεια, σύμφωνα με τις κατάλληλες οδηγίες του κατασκευαστή τοποθετούνται στον ασθενή τα ειδικά ηλεκτρόδια του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Οι κλειστοφοβικοί ασθενείς μπορούν να συνοδεύονται στην αίθουσα του σαρωτή από μέλος του προσωπικού ή συγγενή με κατάλληλο έλεγχο ασφαλείας. Τέλος, προσφέρονται ακουστικά για επικοινωνία με τον ασθενή και προστασία αυτιών, περιγράφεται αναλυτικά τη διαδικασία στον ασθενή και απαντούνται τυχόν ερωτήσεις.

Η διάρκεια της εξέτασης κυμαίνεται συνολικά περίπου 45-60 λεπτά ανάλογα με την ένδειξη και τα ευρήματα. Μετά την πέρας της εξέτασης δεν υπάρχει κάποιος περιορισμός, ο εξεταζόμενος επιστρέφει στις δραστηριότητες του χωρίς περιορισμό στη διατροφή ή στην [επαφή με τα συγγενικά του μέλη \(Nacif S.M. etal67\).](#)

5.5 Τοποθέτηση ασθενούς:

Ο εξεταζόμενος τοποθετείται σε ύπτια θέση, με το κεφάλι πλησίον της πρόσοψης του μαγνήτη και συνδέεται με την βοήθεια του εξειδικευμένου προσωπικού με τα ηλεκτρόδια ΗΚΓ όπως ορίζεται παραπάνω και σύμφωνα με τις οδηγίες του συγκεκριμένου κατασκευαστή. Τέλος, τοποθετείται και ασφαρίζεται το πηνίο με το οποίο θα ληφθούν οι απαιτούμενες εικόνες, κεντράρεται ο εντοπιστής δέσμης

λείζερ στο μέσο του θώρακα (δηλαδή πάνω από τις θηλές) και ξεκινάει η εξέταση (Nacif [S.M. etal67\).](#)



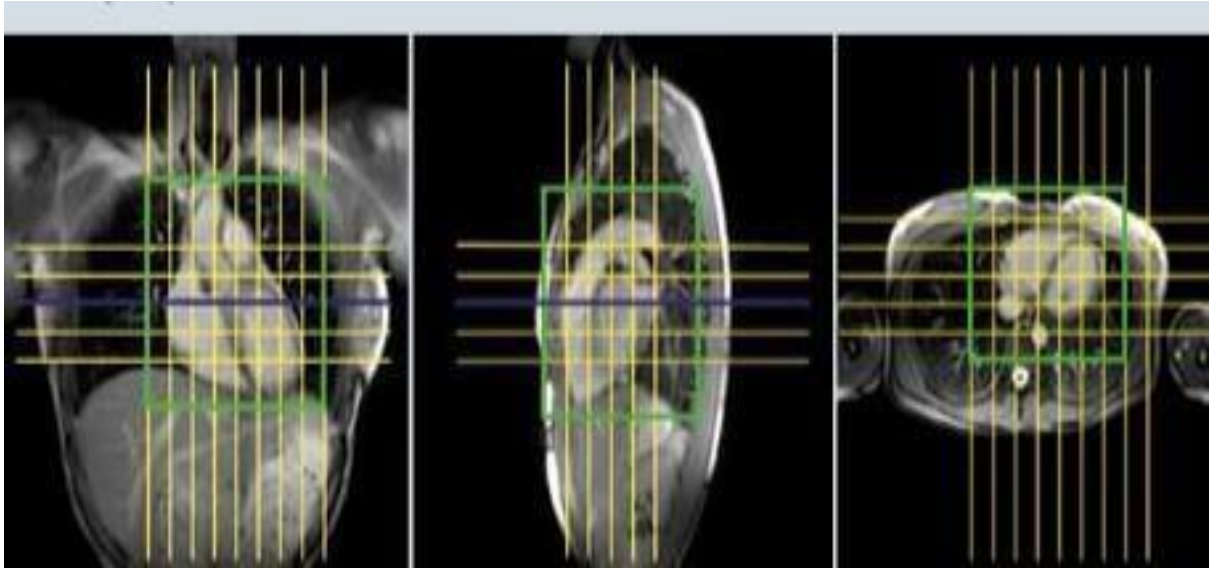
Εικόνα 5.1 Cardiac mri tomograohy (<https://mrimaster.com/plan-cardic⁶⁸>).

5.6 Απεικόνιση της καρδιάς σε διάφορα επίπεδα:

Τα κύρια επίπεδα απεικόνισης της καρδιάς είναι:

- **Εντόπιση καρδιακού σχεδιασμού**

Απαιτείται μια αρχική σάρωση εντοπισμού SSFP τριών επιπέδων (TrueFISP, B-FFE ή FIESTA) για εντοπισμό και σχεδιασμό ακολουθίας.

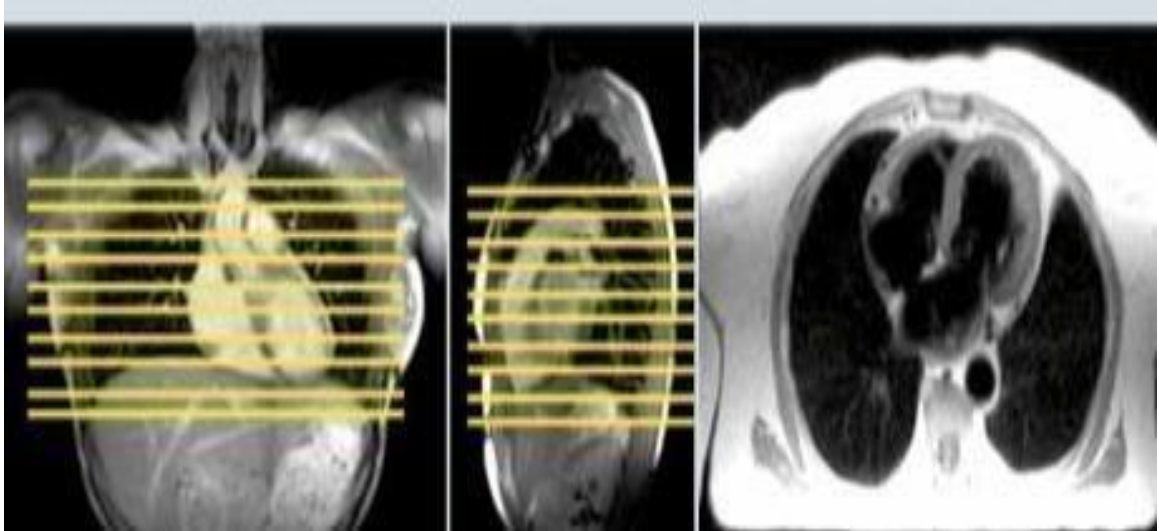


Εικόνα 5.2: Multi Plane Isocenter Localizer: ρυθμίζει την καρδιά στο ισόκεντρο της εικόνας . Σχεδιάζεται σε 3 αξονικές, με συγκράτηση της αναπνοής, trigger σε κάθε καρδιακό παλμό, και σύλληψη εικόνας κατά τη διαστολή (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/>⁶⁸, www.siemens.com/magnetom-world⁶⁹)

- **Απεικόνιση Σκούρης ή Φωτεινής Απόχρωσης αίματος .**

Σχεδιασμός εγκάρσιας σαρώσης T2. Πρέπει να δημιουργηθεί κατάλληλη γωνία, κάθετη στη θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης κατά το οβελιαίο επίπεδο. Το πεδίο απεικόνισης πρέπει να είναι επαρκές για να καλύπτει την καρδιά από το αορτικό τόξο μέχρι την

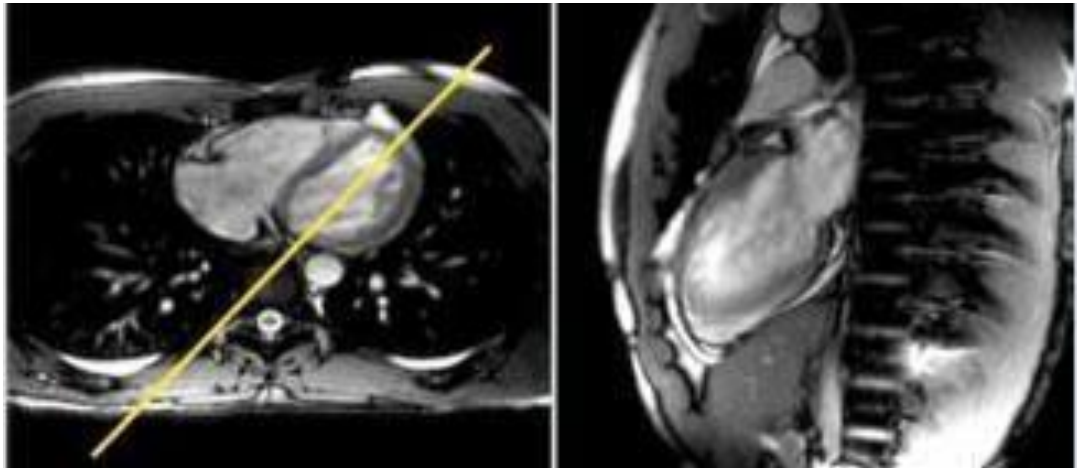
κορυφή. Αυτές οι αξονικές τομές αποκτώνται χρησιμοποιώντας έναν συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και αναπνοής. Εδώ γίνεται αξιολόγηση της καρδιακής λειτουργίας (Detsky et al⁷³).



Εικόνα 5.3: Απεικόνιση T2 εγκάρσιου επιπέδου (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/>⁶⁸, www.siemens.com/magnetom-world⁶⁹).

- **Απεικόνιση 2 θαλάμων:**

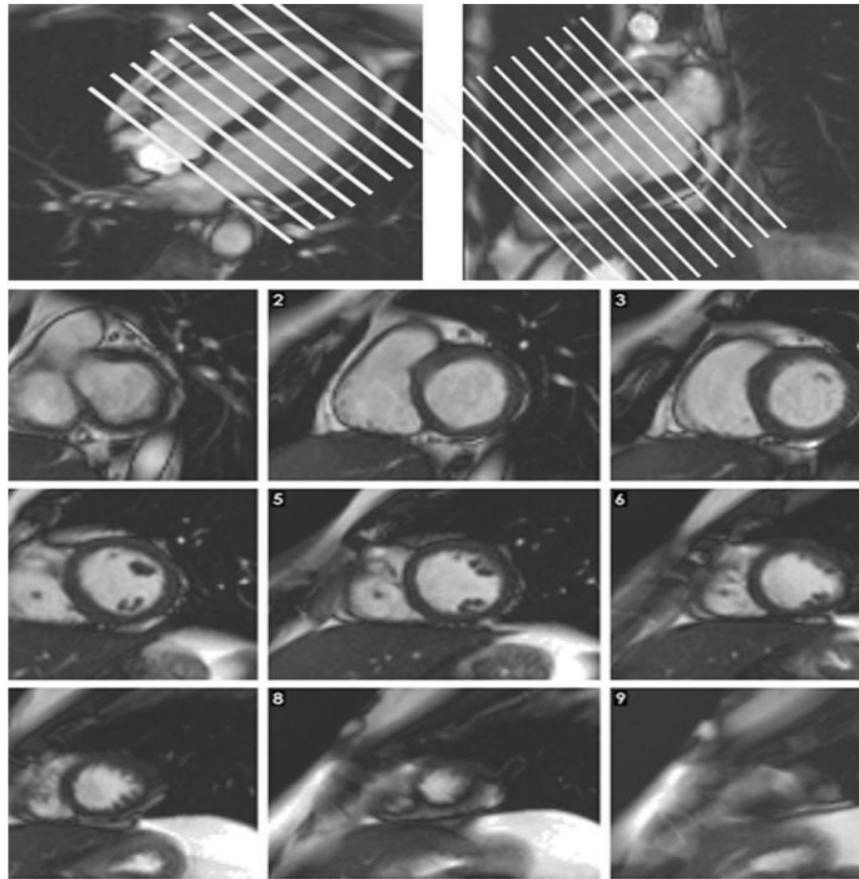
Στο εγκάρσιο επίπεδο τοποθετήστε το μπλοκ σχεδιασμού παράλληλα με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Μετακινήστε το πεδίο απεικόνισης στο κέντρο της αριστερής κοιλίας και ευθυγραμμίστε κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της κορυφής της αριστερής κοιλίας. Αυτός ο εντοπισμός είναι μη κινηματογραφικός και εκτελείται χρησιμοποιώντας έναν συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και κράτησης της αναπνοής.



Εικόνα 5.4: Εντόπιση δυο θαλάμων (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/>⁶⁸, www.siemens.com/magnetom-world⁶⁹).

- **Εντοπισμός σύντομου άξονα (Short Axis Localizer):**

Χρησιμοποιώντας την προβολή 2 θαλάμων ως αναφορά, σχεδιάστε τον εντοπισμό εγκάρσιου άξονα και προσανατολίστε το πεδίο σχεδιασμού κάθετα στη γραμμή που εκτείνεται κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της αριστερής κοιλιακής κορυφής. Πρέπει να γίνει επιβεβαίωση του επιπέδου και στα άλλα δύο επίπεδα. Το πεδίο αναφοράς πρέπει να εκτείνεται από το μέσο του αριστερού κόλπου έως την κορυφή της αριστερής κοιλίας. Αυτός ο σχεδιασμός γίνεται χωρίς κινηματογραφική χρήση και εκτελείται σάρωση κατά την εκπνοή με κράτημα της αναπνοής και ενεργοποιώντας το ΗΚΓ.

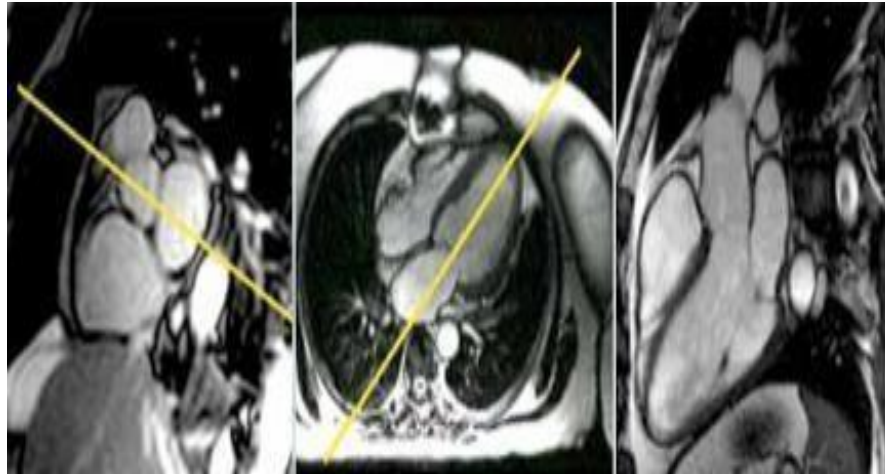


Εικόνα 5.5: Σχεδιασμός του επιπέδου εικόνας βραχέως άξονα παράλληλο με τη μιτροειδή βαλβίδα στο επίπεδο μακρού άξονα 4 θαλάμων (αριστερά) και σε επίπεδο μακρού άξονα 2 θαλάμων (δεξιά) (Kramer M. Cr. et al.⁷⁰)

• **Ο οριζόντιος μακρύς άξονας ή 4 chamber view, όπου φαίνονται οι 4 κοιλότητες της καρδιάς:**

Χρησιμοποιώντας την προβολή 2 θαλάμων ως αναφορά, σχεδιάστε τη σάρωση 4 θαλάμων. Το πεδίο σχεδιασμού απαιτείται να περιστραφεί ώστε να γίνει παράλληλο με τη γραμμή που εκτείνεται κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της κορυφής της αριστερής κοιλίας. Επαληθεύστε τη θέση στα άλλα δύο επίπεδα. Επιβεβαιώστε ότι έχει σχεδιαστεί μια γωνία παράλληλα με τη γραμμή κατά μήκος της κορυφής της δεξιάς κοιλίας και του αριστερού προσθιοπλάγιου θηλώδους μυός. Αυτός ο σχεδιασμός γίνεται χωρίς

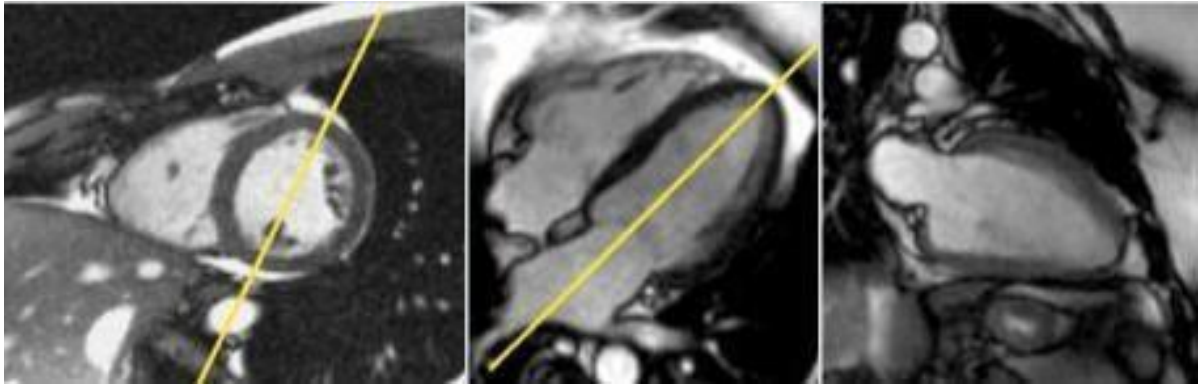
κινηματογραφική χρήση, πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας έναν συνδυασμό θυρίδας ΗΚΓ και κράτησης της αναπνοής.



Εικόνα 5.6: Four Chamber Localizer (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/>⁶⁸, www.siemens.com/magnetom-world⁶⁹).

- Ο κατακόρυφος μακρύς άξονας ή 2 chamberview cine-όπου απεικονίζεται ο αριστερός κόλπος και η αριστερή κοιλία:

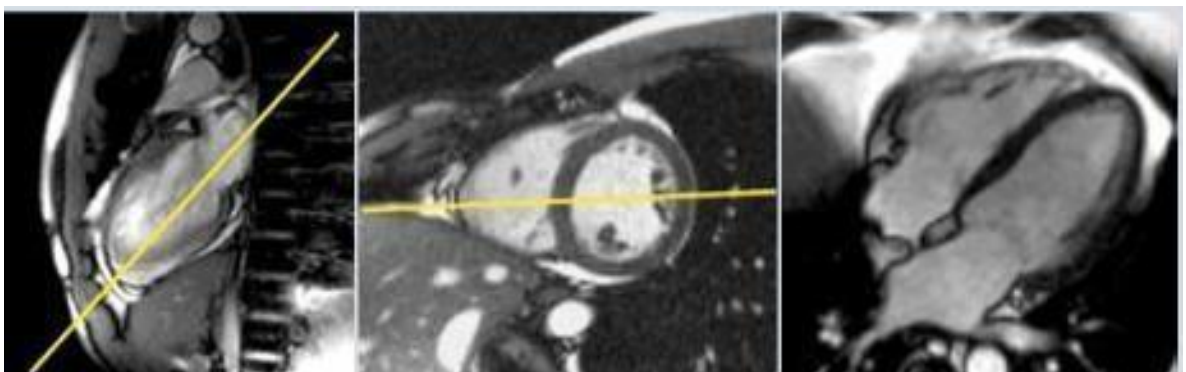
Χρησιμοποιώντας την προβολή 4 θαλάμων ως αναφορά, σχεδιάστε την κινηματογραφική ακολουθία 2 θαλάμων. Ευθυγραμμίστε το πεδίο σχεδιασμού παράλληλα με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Αυτή η αναδρομική κινηματογραφική σάρωση 2 θαλάμων πραγματοποιείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και αναπνοής. Οι σαρώσεις θα πρέπει να γίνονται υπό την εκπνοή με συγκράτηση(FranconeM. et al⁷¹).



Εικόνα 5.7: Η σχεδίαση του επιμήκους άξονα 2 θαλάμων φαίνεται από τη λευκή γραμμή (KramerM.Cr.et al.⁷⁰,<https://mrimaster.com/plan-cardic/>⁶⁸, www.siemens.com/magnetom-world⁶⁹)

- **Κινηματογραφική απεικόνιση τεσσάρων θαλάμων καρδιας:**

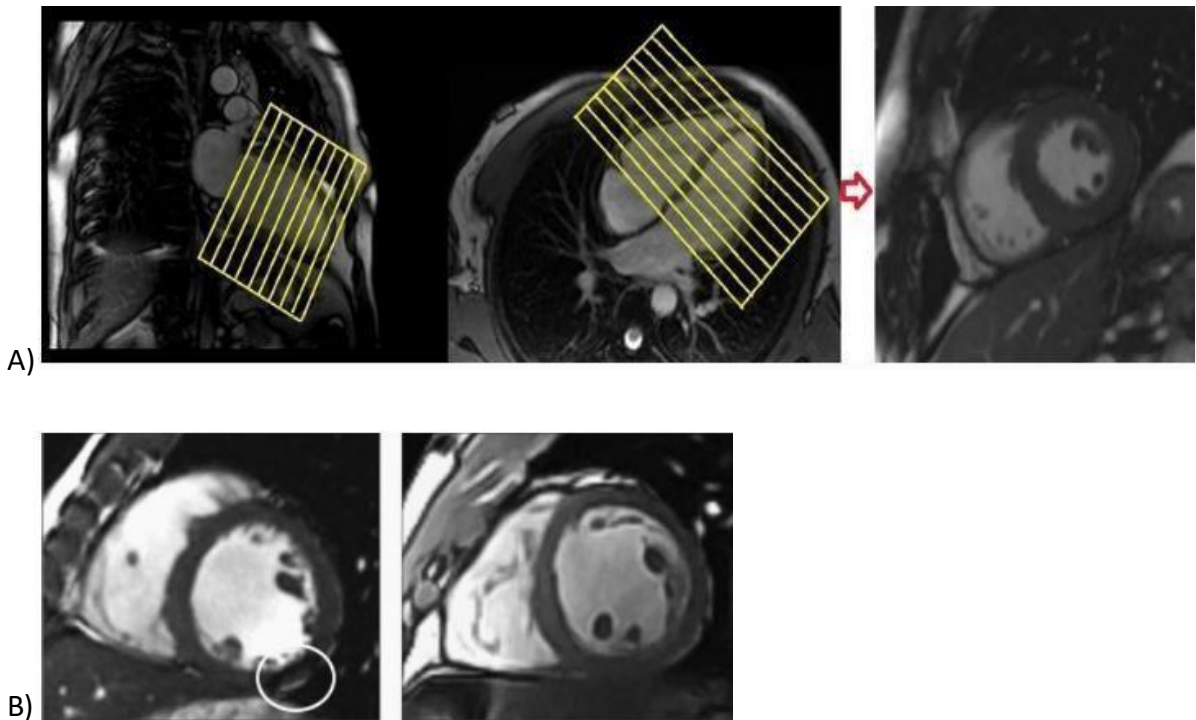
Χρησιμοποιώντας την προβολή 2 θαλάμων ως αναφορά, σχεδιάστε το πεδίο 4 θαλάμων. Το πεδίο σχεδιασμού πρέπει να έρθει παράλληλα με τη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της κορυφής της αριστερής κοιλίας. Δηλαδή, πρέπει να δοθεί κατάλληλη γωνία παράλληλη με τη γραμμή κατά μήκος της κορυφής της δεξιάς κοιλίας και του προσθιοπλάγιου θηλώδους μυός. Αυτή η αναδρομική κινηματογραφική σάρωση 4 θαλάμων πραγματοποιείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και αναπνοής. Οι σαρώσεις θα πρέπει να διεξάγονται υπό εκπνευστικές αναστολές.

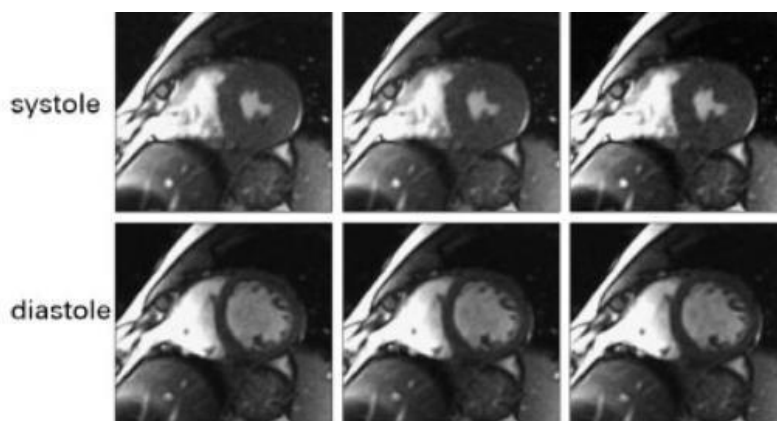


Εικόνα 5.8: Πεδίο 4 θαλάμων(<https://mrimaster.com/plan-cardic/>⁶⁸, www.siemens.com/magnetom-world⁶⁹)

- **Κινηματογραφική απεικόνιση short axis cine:**

Χρησιμοποιώντας την προβολή 2 θαλάμων ως αναφορά, σχεδιάστε τις κινηματογραφικές σαρώσεις μικρού άξονα. Τοποθετήστε το πεδίο σχεδιασμού κάθετα στη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της αριστερής κοιλιακής κορυφής και κάθετα στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Ελέγξτε τη θέση και στα άλλα δύο επίπεδα. Το πεδίο θα πρέπει να καλύπτουν την καρδιά από τη μιτροειδή βαλβίδα έως την κορυφή της αριστερής κοιλίας. Οι σαρώσεις θα πρέπει να πραγματοποιούνται κατά τη διάρκεια των κρατήσεων της αναπνοής εκπνοής και στην τομή τελικής διαστολής (μέγιστη κοιλιακή διαστολή) στον κινηματογράφο 2 θαλάμων και 4 θαλάμων.





Γ)

Εικόνες 5.9: Α) Κινηματογραφικές σαρώσεις μικρού άξονα (<https://mrimaster.com/plan-cardic/>⁶⁸, www.siemens.com/magnetom-world⁶⁹)

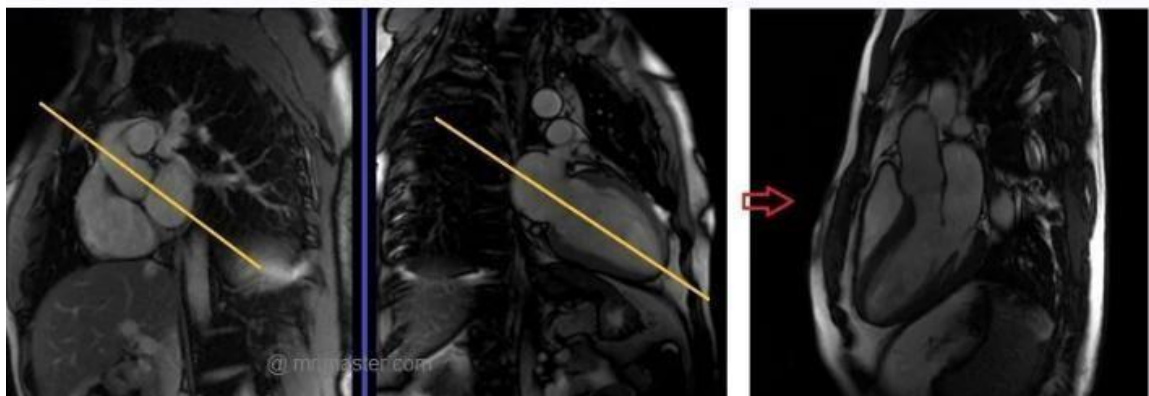
Β) Προβολή βραχέος άξονα(Short-axis) της καρδιάς που προέρχεται από 2D αποκτήσεις SSFP CINE στα 3 T. Η γωνία αναστροφής του παλμού διέγερσης ρυθμίστηκε σε $\frac{1}{4}$ 608 για να επιτρέψει την κατάλληλη αντίθεση μεταξύ της δεξαμενής αίματος και του περιβάλλοντος μυοκαρδίου. Η συμβατική μη επιταχυνόμενη προσέγγιση (αριστερά) απαιτούσε TR άνοδο από 5,2 ms. προκειμένου να μην υπερβαίνουν τα όρια SAR. Αυτό οδήγησε σε τεχνουργήματα εκτός συντονισμού οπίσθιου πλαγίου που σημειώθηκαν από τον λευκό κύκλο. Η εφαρμογή παράλληλης απεικόνισης με διπλή επιτάχυνση (δεξιά) διευκόλυνε σύντομους χρόνους επανάληψης ($TR\frac{1}{4}$ 3,2 ms) χωρίς υπέρβαση των ορίων SAR και συνεπώς βελτίωσε σημαντικά την ποιότητα της εικόνας ελαχιστοποιώντας τα εφέ εκτός συντονισμού (Niendorf T. And Sodickson K S.⁷²)

Γ) Διαδοχικές δισδιάστατες εικόνες CINE μικρού άξονα της καρδιάς (πάνω συστολή, κάτω διαστολή) που προέρχονται από μια απόκτηση χρησιμοποιώντας μια στρατηγική παράλληλης απεικόνισης που βασίζεται στην κωδικοποίηση ευαισθησίας μαζί με 2D SSFP (τεσσάρων προβολών persegment, $TR\frac{1}{4}$ 3,5 ms). Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον

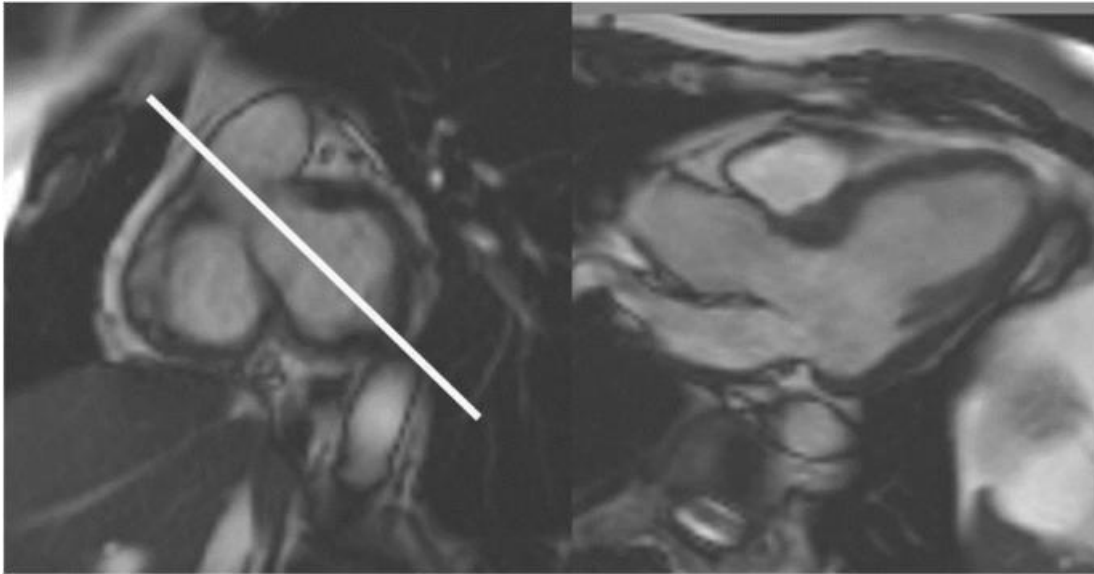
προσδιορισμό του ακριβούς χρονικού σημείου της μέγιστης συστολικής συστολής και της διαστολικής πλήρωσης(Niendorf T.and Sodickson K S.⁷²).

- **Τρειών θαλάμων cine**

Χρησιμοποιώντας την προβολή σαρώσεις μικρού άξονα ως αναφορά, σχεδιάστε τον κινηματογράφο με 3 θαλάμους. Το πεδίο πρέπει να είναι κάθετα στο οπίσθιο πλάγιο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας, δηλαδή να δοθεί κατάλληλη γωνία ,παράλληλη με τη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της αριστερής κοιλιακής κορυφής. Αυτή η αναδρομική κινηματογραφική σάρωση 3 θαλάμων πραγματοποιείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και κράτησης της αναπνοής. Οι σαρώσεις θα πρέπει να γίνονται υπό εκπνοή με κράτηση.



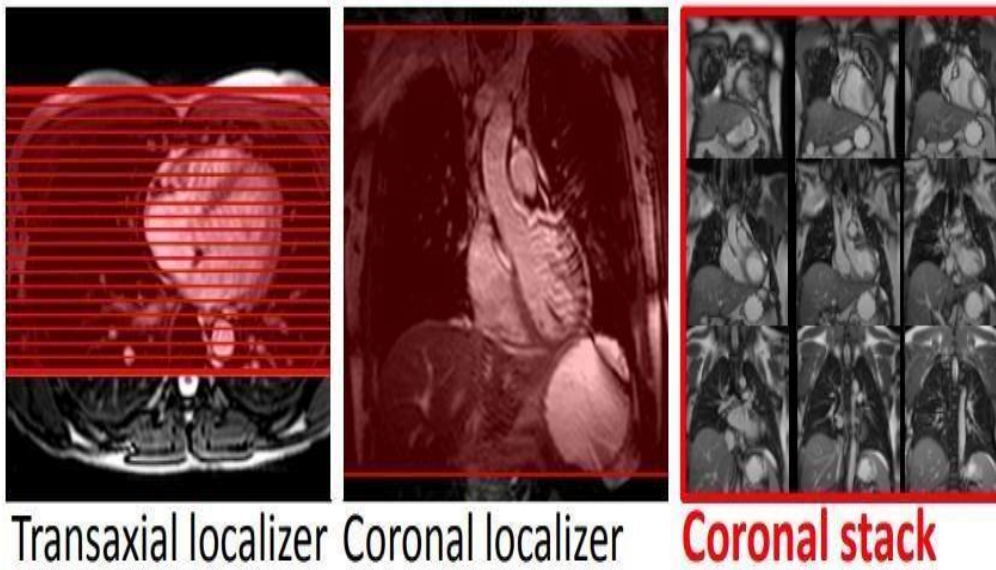
Εικόνα 5.10 : Απεικόνιση Τρειών θαλάμων cine (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/>⁶⁸)



Εικόνα 5.11: Η σχεδίαση του μήκους άξονα 3 θαλάμων φαίνεται από τη λευκή γραμμή(Kramer M. Cr. et al⁷⁰)

- **Το στεφανιαίο επίπεδο-coronal/frontal plane:**

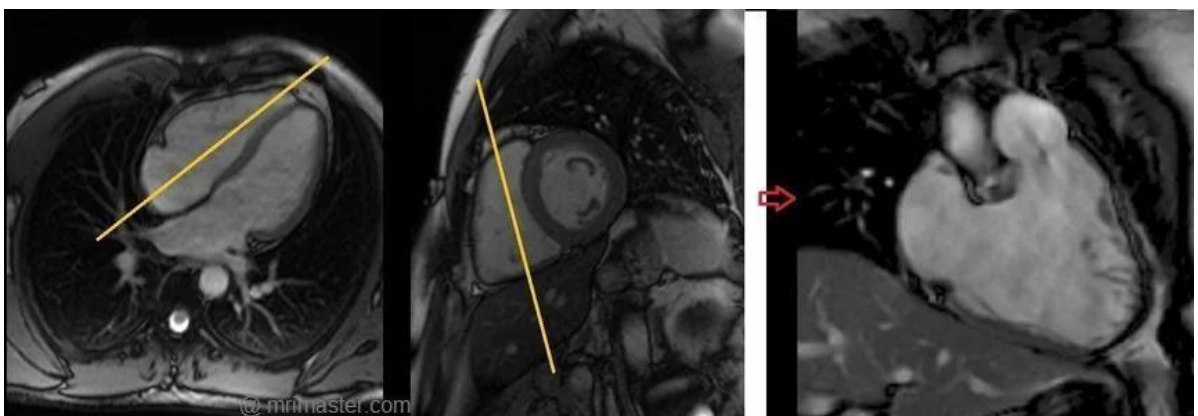
Χρησιμοποιώντας τις κινηματογραφικές εικόνες 3 θαλάμων ως αναφορά σχεδιάστε τη στεφανιαία οδό εκροής της αριστερής κοιλίας. Τοποθετήστε το πεδίο σχεδιασμού παράλληλα με τη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της αορτικής βαλβίδας και της ανιούσας αορτής. Αυτή η αναδρομική κινηματογραφική σάρωση στεφανιαίας οδού εκροής αριστερής κοιλίας πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας έναν συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και αναπνοής. Οι σαρώσεις θα πρέπει να γίνονται υπό εκπνοή με κράτηση



Εικόνα 5.12 Στεφανιαίο επίπεδο καρδιάς- (Bernhard A. Herzog⁶)

- **Εντοπισμός 2 Θαλάμωσ δεξιού προσανατολισμού:**

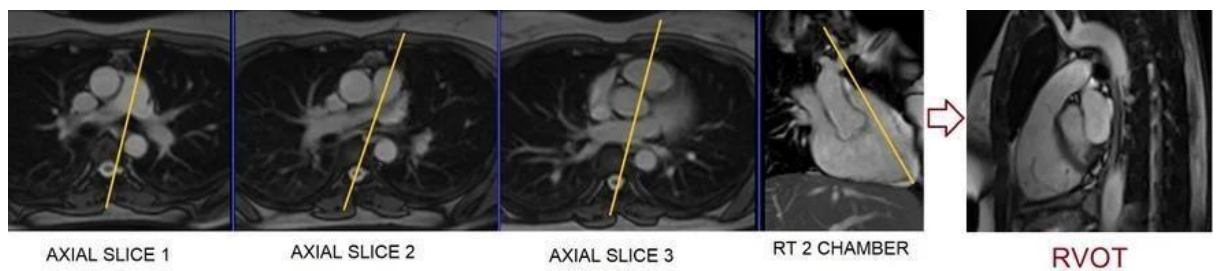
Χρησιμοποιήστε το πεδίο 4^{ων} θαλάμων ως αναφορά και μετακινήστε το πεδίο σχεδιασμού στο κέντρο της δεξιάς κοιλίας, παράλληλα με τη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της τριγλώχινας βαλβίδας, του δεξιού κόλπου και της δεξιάς κοιλίας. Η γωνία πρέπει να είναι παράλληλη με τη γραμμή που διχοτομεί την πνευμονική βαλβίδα και τον δεξιό κόλπο. Αυτή η σάρωση εντοπισμού 2 θαλάμων πραγματοποιείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και αναπνοής. Οι σαρώσεις πρέπει να εκτελούνται υπό εκπνευστική κράτηση.



Εικόνα 5.13: Απεικόνιση <https://mrimaster.com/plan-cardic/68>,)

- **Κινηματογράφηση δεξιάς κοιλίας (rvot)**

Χρησιμοποιώντας τις εγκάρσιες τομές φωτεινού/σκοτεινού αίματος, περιστρέψτε το πεδίο απεικόνισης παράλληλα με τη γραμμή που διχοτομεί τον πνευμονικό παρέγχυμα, τις πνευμονικές βαλβίδες και τον δεξιό κόλπο. Η γωνία πρέπει να είναι παράλληλη με τη γραμμή που διχοτομεί την πνευμονική οδό εκροής και τις πνευμονικές βαλβίδες. Αυτή η σάρωση πραγματοποιείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και κράτησης της αναπνοής.

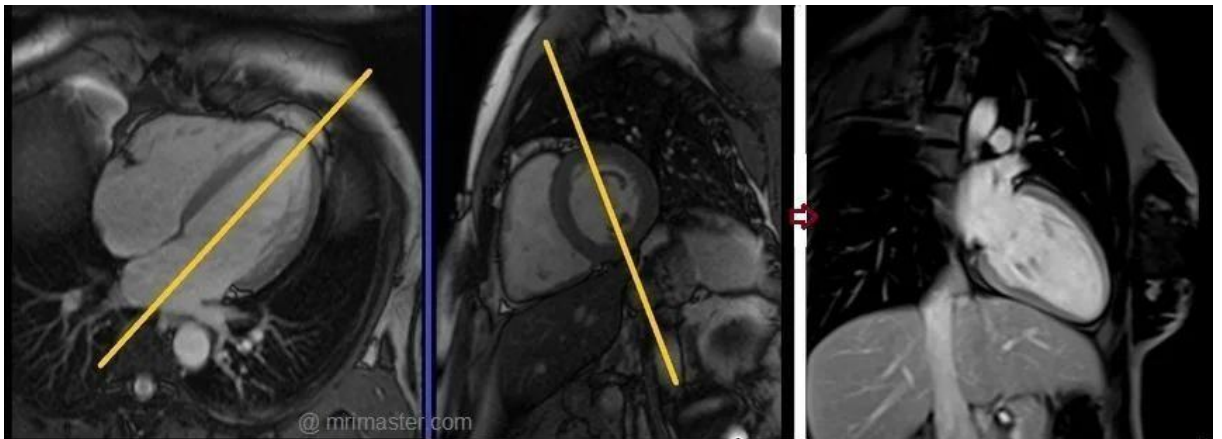


Εικόνα 5.14: Απεικόνιση RVOT (<https://mrimaster.com/plan-cardic/68>)

- **Post Contrast Psir(Ti 450) Σχεδιασμος 2 Θαλάμων :**

Χρησιμοποιώντας την απεικόνιση 4 θαλάμων και γυρίστε το πεδίο σχεδιασμού παράλληλα με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Μετακινήστε το μπλοκ θέσης στο κέντρο της αριστερής κοιλίας, παράλληλα με τη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της αριστερής κοιλιακής κορυφή. Η γωνία σχεδιασμού πρέπει να είναι παράλληλη με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Αυτή η σάρωση πραγματοποιείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και

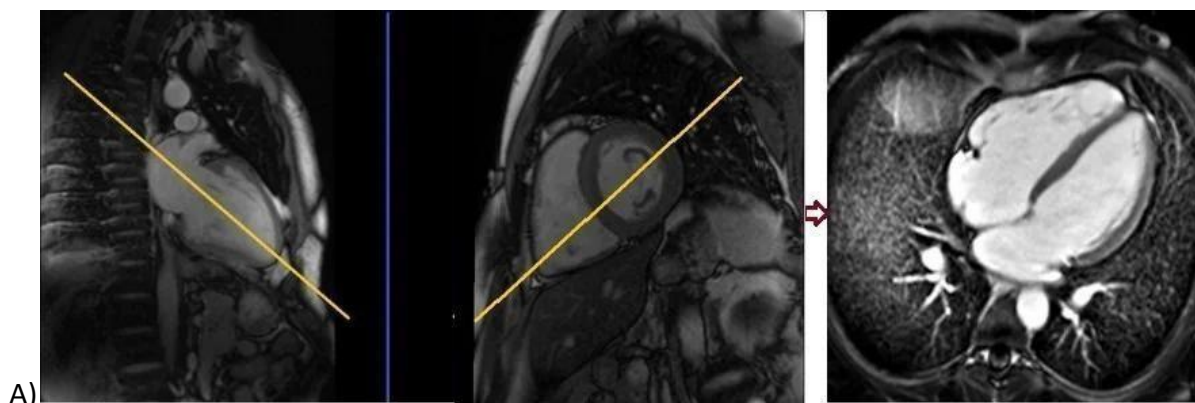
αναπνοής.



Εικόνα 5.15 Απεικόνιση POST CONTRAST PSIR(Ti 450)(<https://mrimaster.com/plan-cardiac/68>)

- **Contrast Psir(Ti 450) Σχεδιασμος 4^{ων} Θαλάμων :**

Χρησιμοποιώντας ως αναφορά την απεικόνιση 2 θαλάμων, μετά την αντίθεση Phase-Sensitive Inversion Recovery (PSIR), σχεδιάστε τις σαρώσεις 4-θαλάμων. Απαιτείται να δοθεί κλίση στο πεδίο σχεδιασμού παράλληλα με τη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της κορυφής της αριστερής κοιλίας. Παράλληλη δηλαδή, με τη γραμμή κατά μήκος της κορυφής της δεξιάς κοιλίας και του προσθιοπλάγιου θηλώδους μυός. Με τη χρήση του γαδολινίου ως ένα μέσο αντίθεσης λαμβάνονται εικόνες κατάλληλες για την διαφοροδιάγνωση και την εκτίμηση του ισχαιμικού επεισοδίου του μυοκαρδίου (Detsky et al⁷³).



B)

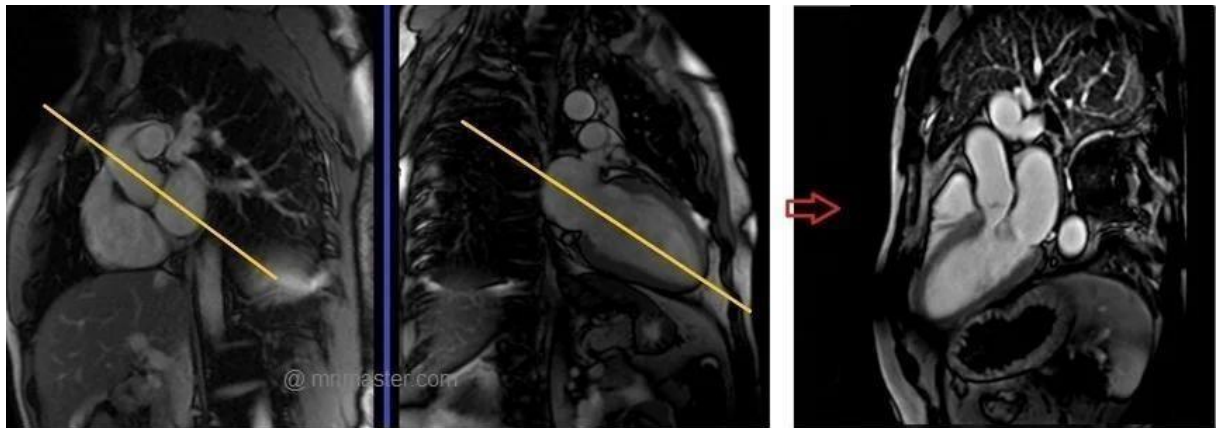


Εικόνα 5.16 Α) Απεικόνιση 4ων θαλάμων μετά την αντίθεση Phase-Sensitive Inversion Recovery (PSIR) (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/68>)

Β) Οξεία μυοκαρδίτιδα σε άνδρα 28 ετών που παρουσιάζει οξύ πόνο στο στήθος, πυρετό και ιογενές σύνδρομο. Προβολές μεγάλου άξονα που δείχνουν μια στενή αντιστοιχία μεταξύ τις ανωμαλίες στην Cine MRI πριν από την χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας (Α), μετά την χορήγηση της (Β) και στην όψιμη αλληλουχία ενίσχυσης του γαδολίνιου σε καθυστερημένη φάση (Γ). Η ενίσχυση είναι αποκλειστικά υποεπικαρδιακή, γραμμική και αποσπασματική και κυριαρχεί στο πλάγιο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας(Ihsen Zairi⁷⁴).

- **Contrast Psir(Ti 450) Σχεδιασμος Short Axis:**

Σχεδιάστε το μετά την αντίθεση Phase-Sensitive Inversion Recovery (PSIR) . Το πεδίο σχεδιασμού πρέπει να είναι παράλληλο με τη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της αορτικής βαλβίδας και της αριστερής κοιλίας. Κάθετο δηλαδή, στην οπίσθια πλάγια αριστερή κοιλία τείχος και παράλληλο με τη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της αριστερής κοιλιακής κορυφής. Αυτή η αναδρομική κινηματογραφική σάρωση πραγματοποιείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και κράτησης της αναπνοής. Οι σαρώσεις θα πρέπει να γίνονται υπό εκπνοή με κράτηση.



Εικόνα 5.17 Απεικόνιση θαλάμων μετά την αντίθεση Phase-Sensitive Inversion Recovery (PSIR) (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/68>)

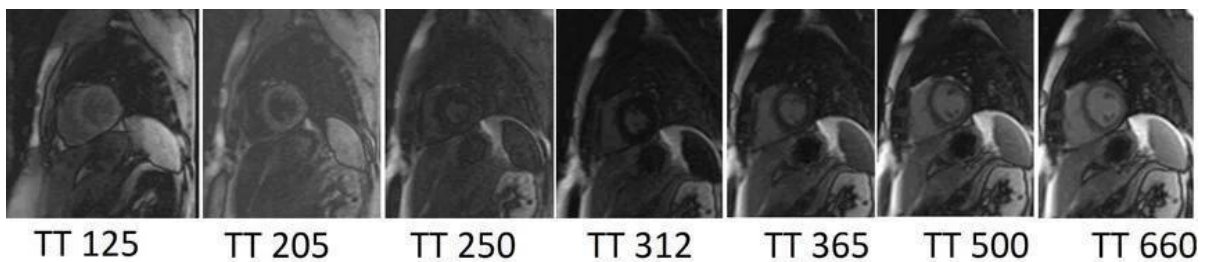
- **Καθυστερημένες σαρώσεις (8-10 ΛΕΠΤΑ ΜΕΤΑ ΤΟ GADOLINIUM):**

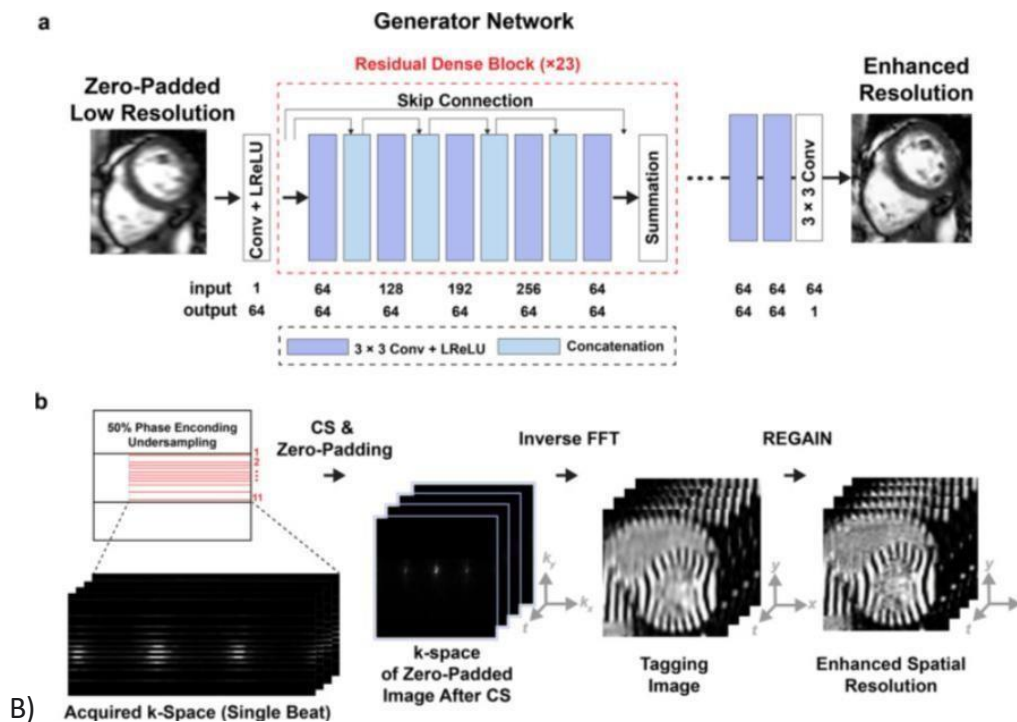
Η tagged CMRI χρησιμοποιεί το σήμα που εκπέμπεται από τα πρωτόνια του μυοκαρδίου και δημιουργεί μία εικόνα-μοτίβο. Στο τέλος της διαστολής, με τη χρήση ραδιοκυμάτων(για τη

διέγερση πρωτονίων) και ραδιοπαλμών (για τη λήψη εικόνας), οι περιοχές που μένουν σταθερές στον ιστό του μυοκαρδίου (οι σκούρες περιοχές) προστίθενται στο μοτίβο. Τα σκούρα μοτίβα και οι ιστοί που είναι μαρκαρισμένοι θα μετακινηθούν κατά τη συστολή. Έτσι, η συγκεκριμένη μέθοδος, μέσω της ανίχνευσης της αντικατάστασης και της παραμόρφωσης των μοτίβων αυτών, χρησιμοποιείται για να εκτιμηθεί ο ακριβής υπολογισμός των παραμορφώσεων του μυοκαρδίου, η κίνηση των τοιχωμάτων και της κίνησης της καρδιάς χώρα (Detsky JS et al⁷³).

Αυτός ο ανιχνευτής TI αποτελείται από μια τμηματοποιημένη ακολουθία παλμών ανάκτησης κλίσης αναστροφής χώρου K. Λαμβάνεται σε 2-3 καρδιακούς παλμούς και κάθε τμήμα αντιστοιχεί σε διαφορετική τιμή TI. Στόχος της είναι να προσδιοριστεί η βέλτιστη τιμή TI με καταστολή του σήματος του φυσιολογικού μυοκαρδίου. Συνηθέστερα, οι εικόνες λαμβάνονται με τιμές TI που κυμαίνονται από 185 έως 515 ms. Αυτές οι βέλτιστες τιμές TI χρησιμοποιούνται ως αναφορά για τις επόμενες καθυστερημένες σαρώσεις.

A)





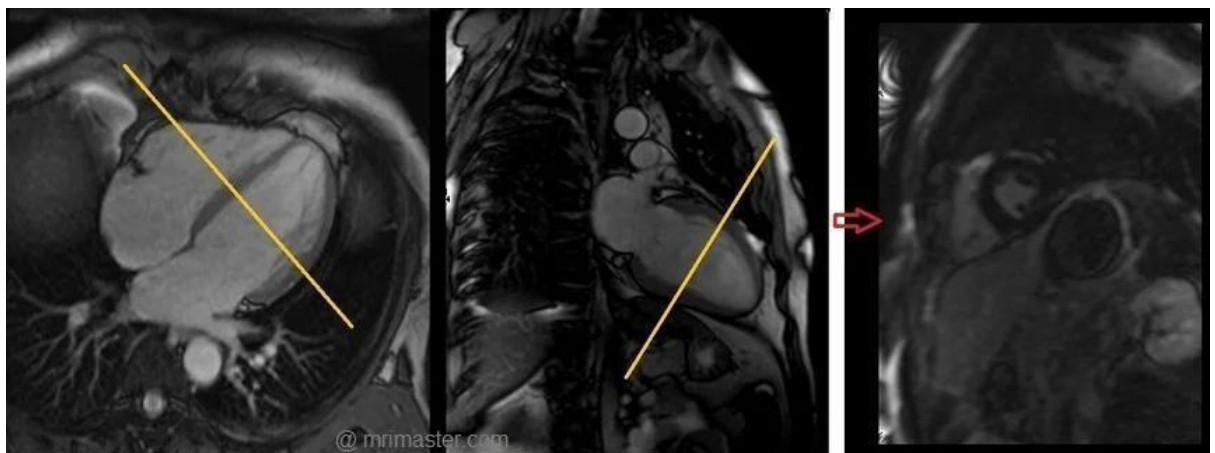
Εικόνα 5.18: Εικόνα 5.17 A) Απεικόνιση Καθυστερημένων σαρώσεων (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/>⁶⁸)

B) Ροή εργασιών ανασυγκρότησης ετικετών (Tagging imaging reconstruction workflow). Μια αρχιτεκτονική ενσωματωμένου αντιπάλου (REGAIN) που δημιουργεί την ενίσχυση της ανάλυσης είχε εκπαιδευτεί προηγουμένως για την αποθάμπωση κινηματογραφικών εικόνων. Το REGAIN αναπτύχθηκε με χρήση τμηματικού κινηματογράφου με ηλεκτροκαρδιογράφημα αναπνοής για προπόνηση. β Η ανακατασκευή συνίστατο σε ανακατασκευή συμπιεσμένης ανίχνευσης (CS) ανά ρυθμό που παρέχεται από τον προμηθευτή για τη δημιουργία εικόνων από εξαπλάσια δεδομένα k-space υποδειγματοληψίας. Οι θολές εικόνες που προέκυψαν (με διπλάσια μειωμένη χωρική ανάλυση κωδικοποίησης φάσης) χρησιμοποιήθηκαν ως είσοδος στο REGAIN για να ξεθολώσουν εικόνες χαμηλής ανάλυσης που ανακατασκευάστηκαν με CS. Το REGAIN recon χρησιμοποιήθηκε για την ανακατασκευή των δεδομένων επισήμανσης χωρίς καμία τροποποίηση. 12 φορές επιταχυνόμενα δεδομένα k-space ανακατασκευάστηκαν σε

σάρωτή σε πραγματικό χρόνο και οι εικόνες ήταν διαθέσιμες μετά την ολοκλήρωση της σάρωσης (Morales A M. et al⁷⁵).

- **Σχεδιασμός αξονικής ακολουθίας Look-Locker :**

Χρησιμοποιώντας ως αναφορά την ακολουθία 4 θαλάμων , γυρίστε το πεδίο σχεδιασμού κάθετα στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα και μετακινήστε το στο μέσο των κοιλιών. Η γωνία πρέπει να είναι κάθετη στον μακρύ άξονα της αριστερής κοιλίας. Αυτή η επίπεδη απεικόνιση ηχούς πεδίου turbo (EPI) εκτελείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και συγκράτησης της αναπνοής.

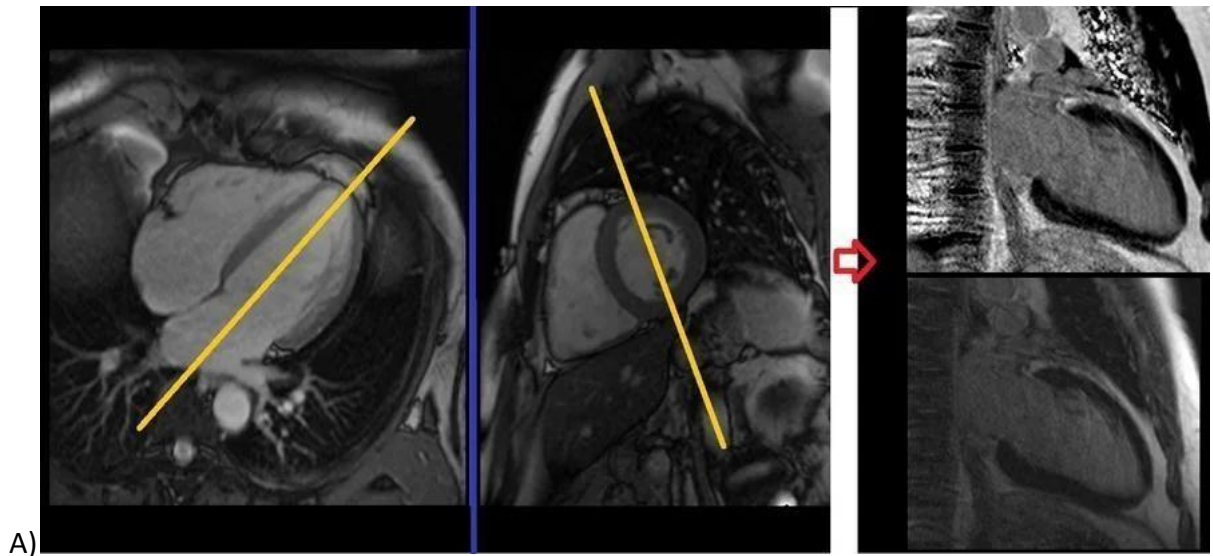


Εικόνα 5.19 Απεικόνιση σάρωσης (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/68>)

- **Καθυστέρηση PSIR σχεδιασμός 2 θαλάμων :**

Χρησιμοποιώντας ως αναφορά την ακολουθία 4 θαλάμων ,τοποθετήστε το πεδίο σχεδιασμού παράλληλα με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Η γωνία πρέπει να είναι παράλληλα με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Αυτή η σάρωση PSIR 2 θαλάμων μονής τομής πραγματοποιείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και κράτησης της αναπνοής.

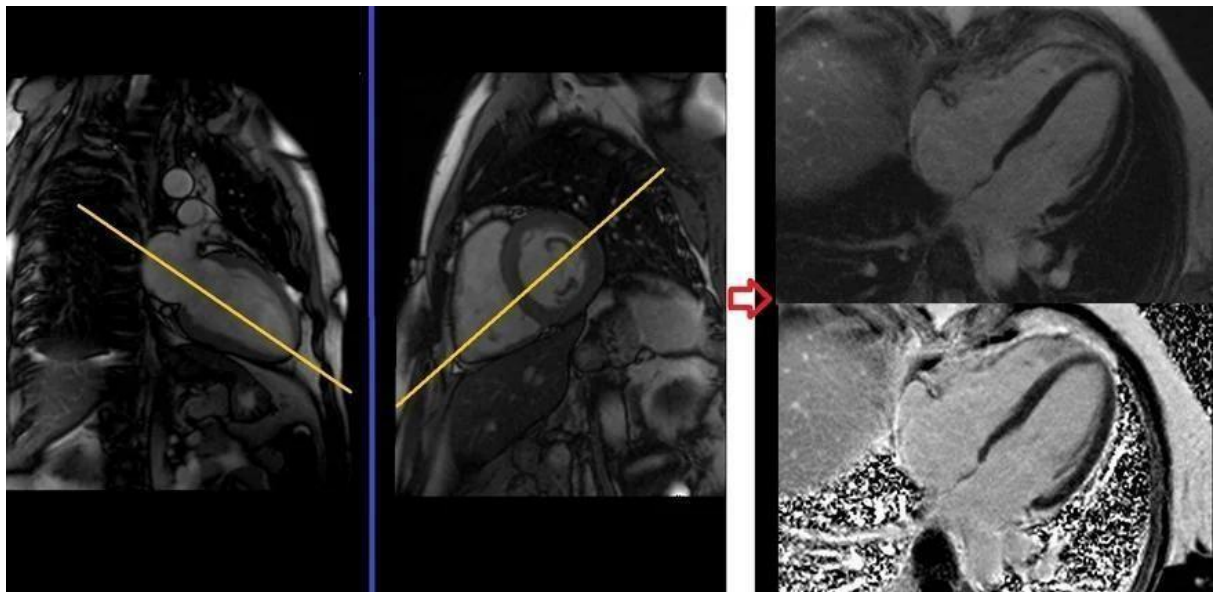
Οι σαρώσεις θα πρέπει να εκτελούνται υπό εκπνοή, με αναπνοή με ένα έναυσμα ΗΚΓ σε κάθε δεύτερο καρδιακό παλμό.



Εικόνα 5.20: Α) Απεικόνιση Καθυστέρηση PSIR σχεδιασμός 2 θαλάμων (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/>), Β) Η όψη καθυστερημένης ενίσχυσης δύο θαλάμων σε ασθενή με διατοιχωματικό έμφραγμα δείχνει το πρόσθιο τοίχωμα, τη κορυφή και τη κάτω κορυφή στην κατανομή της αριστερής πρόσθιας κατιούσας αρτηρίας (Ginat T.D. et al⁷⁶).

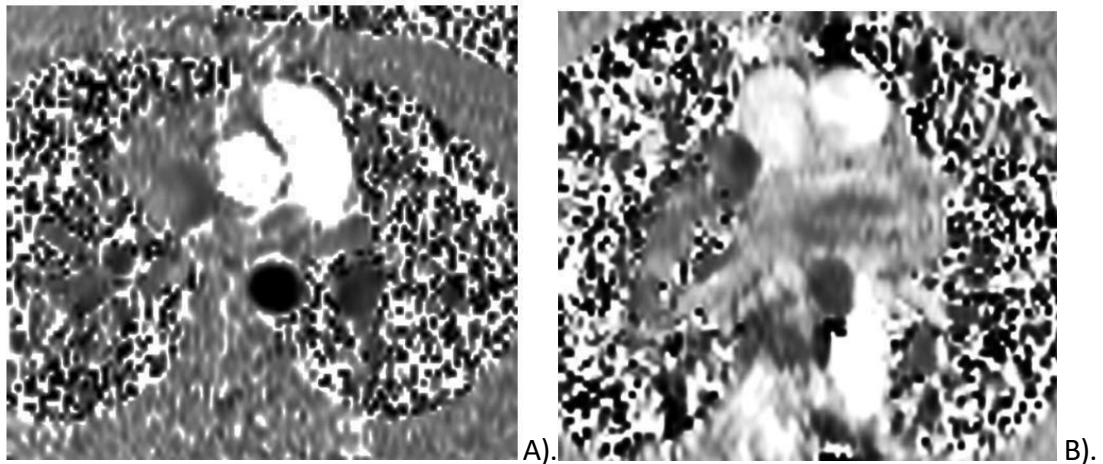
- **Καθυστέρηση Psir Προγραμματισμός Τεσσέρας Θαλάμων**

Χρησιμοποιώντας ως αναφορά την ακολουθία 2 θαλάμων ,τοποθετήστε το πεδίο σχεδιασμού παράλληλα με τη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της κορυφής της αριστερής κοιλίας. Πιο αναλυτικά,παράλληλη με τη γραμμή κατά μήκος της κορυφής της δεξιάς κοιλίας και του προσθιοπλάγιου θηλώδους μυό. Αυτή η σάρωση PSIR 4 θαλάμων μονής τομής εκτελείται με συνδυασμό πύλης ΗΚΓ και κράτησης της αναπνοής. Οι σαρώσεις θα πρέπει να διεξάγονται υπό εκπνοή, με κράτημα της αναπνοής με μια σκανδάλη ΗΚΓ σε κάθε δεύτερο καρδιακό παλμό.



Εικόνα 5.21 Απεικόνιση Καθυστέρηση PSIR σχεδιασμός 4ων Θαλάμων

(<https://mrimaster.com/plan-cardiac/68>)

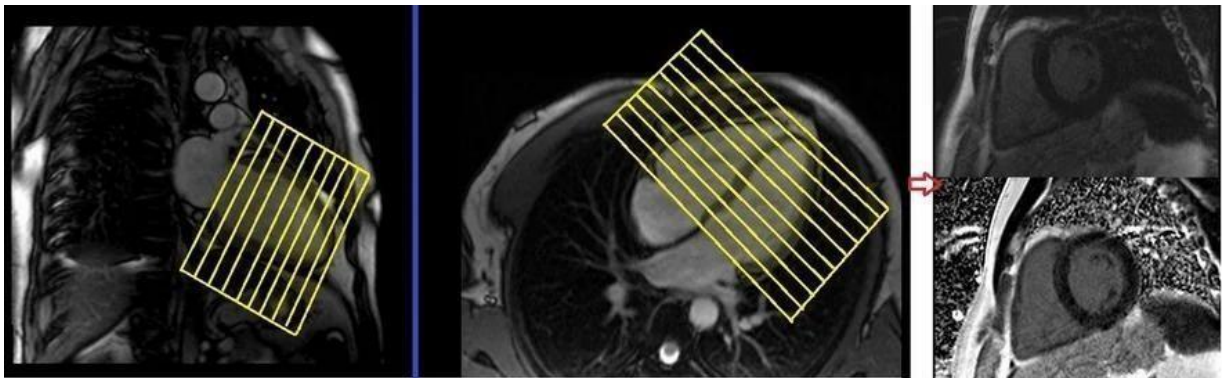


Εικόνα 5.22 Απεικόνιση Καθυστέρηση αντίθεσης φάσης ενός φυσιολογικού ανατομικού θέματος. A,B) Εικόνες αντίθεσης φάσης εγκάρσιας αορτής και πνευμονικής αρτηρίας (Ginat T.D. et al⁵⁷)

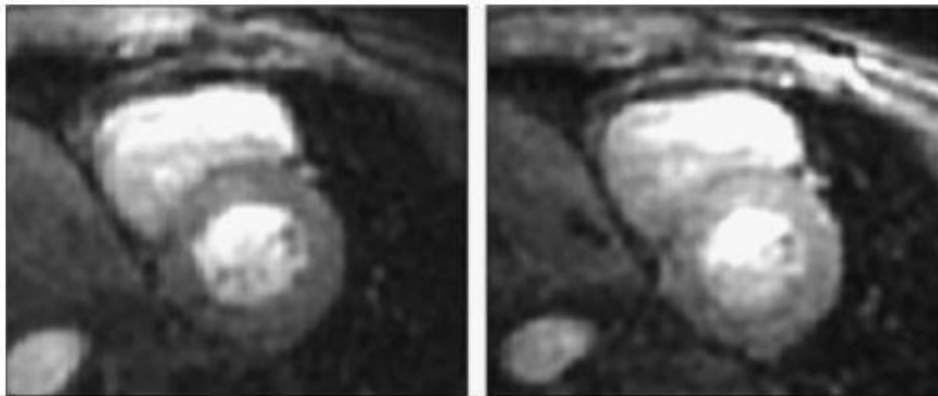
- **Καθυστέρηση Psir Σχεδιασμος Συντομου Αξονα:**

Χρησιμοποιώντας ως αναφορά την ακολουθία 2 θαλάμων ,τοποθετήστε το πεδίο σχεδιασμού κάθετα στη γραμμή κατά μήκος του κέντρου της μιτροειδούς βαλβίδας και της αριστερής κοιλίας κορυφής (δηλ. κάθετα στον μακρύ άξονα του αριστερή κοιλία). Το πεδίο απεικόνισης πρέπει να καλύπτει από την καρδιά , τη μιτροειδική βαλβίδα μέχρι την κορυφή της αριστερής κοιλίας. Οι σαρώσεις θα πρέπει να διεξάγονται υπό κράτηση της αναπνοής εκπνοής και να λαμβάνονται υπό ΗΚΓ στην τομή τελικής διαστολής (μέγιστη κοιλιακή διαστολή) στον κινηματογράφο 2 και 4 θαλάμων.

A)



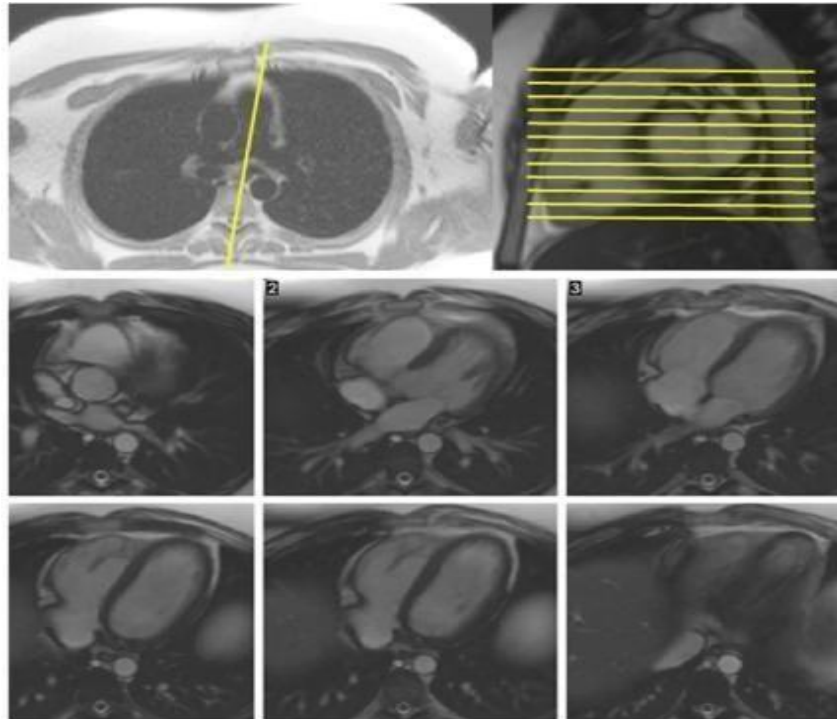
B)



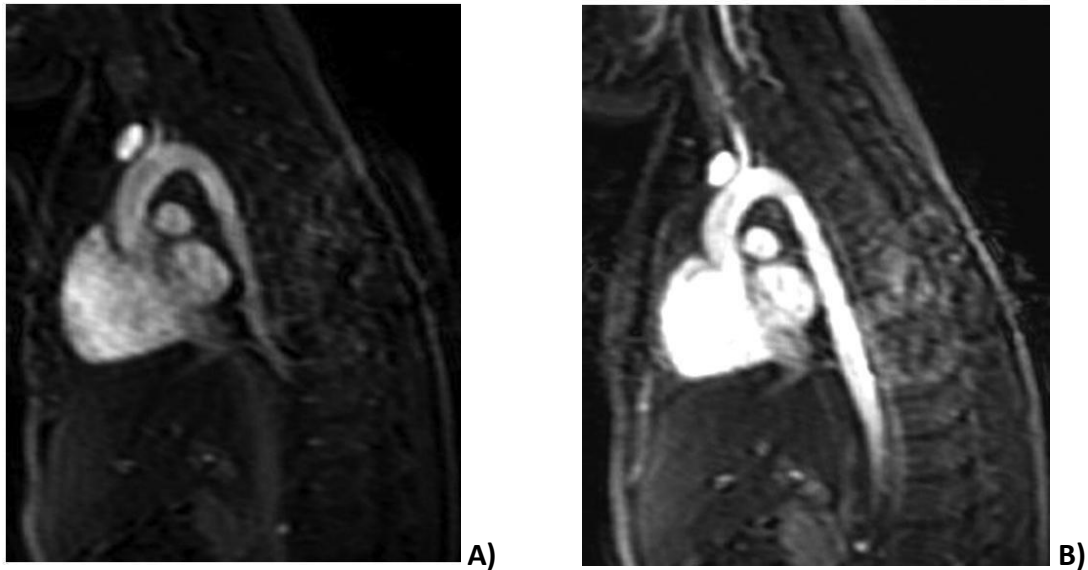
Εικόνα 5.23: A)Απεικόνιση Καθυστέρηση PSIR σχεδιασμός short axis (<https://mrimaster.com/plan-cardiac/68>),B) Αντιπροσωπευτικές εικόνες αιμάτωσης πρώτης διέλευσης(pass perfusion images) μικρού άξονα που αποκτήθηκαν με παρεμβαλλόμενο EPI. Η εφαρμογή έγινε με απόκτηση μίας φέτας ανά κορεσμό χρησιμοποιώντας χρόνο προετοιμασίας $T1/4120$ ms είχε ως αποτέλεσμα κάλυψη τεσσάρων φετών ανά καρδιακό παλμό (αριστερά). Η απόκτηση πολλαπλών φετών ανά παλμό κορεσμού μαζί με παλμό κορεσμού παρέχεται ($R/4$ ENTS με παράλληλη απεικόνιση) την κάλυψη (οκτώ φέτες ανά καρδιακό παλμό, $T1/4120$ ms) διατηρώντας ταυτόχρονα την ποιότητα και την αντίθεση της εικόνας (δεξιά)(Peter Kellman ⁷⁷).

- Το οβελιαίο επίπεδο-sagittal/longitudinal plane:

Κατά το οποίο απεικονίζονται οι σχέσεις των κοιλιών με τα μεγάλα αγγεία .



Εικόνα 5.24: Επάνω αριστερά – Αξονική μαύρη εικόνα ανίχνευσης αίματος μέσω της πνευμονικής αρτηρίας. Ο σχεδιασμός της όψης της οδού εκροής RV (RVOT) εμφανίζεται με την κίτρινη γραμμή(Kramer M. Cr. et al.⁷⁰)



Εικόνα 5.25: Μαγνητική τομογραφία καρδιάς με σκιαγραφικό: Επάνω αριστερά – Αξονική μαύρη εικόνα ανίχνευσης αίματος μέσω της:Α)λοξή οβελιαία όψη με ενισχυμένη αντίθεση και Β) αντίστοιχη προβολή μέγιστης έντασης (Ginat T.D. et al⁷⁶).

- Η Spoiled Gradient Echo κατά την οποία: δεν απαιτείται μεγάλο χρονικό διάστημα για τη λήψη δεδομένων, γίνεται λήψη εικόνων αυξημένης αντίθεσης αίματος και ενδοκαρδίου. Έτσι, γίνεται εκτίμηση της λειτουργικότητας των κοιλιών και ανάλυση της ροής του αίματος (Ginat et al⁷⁶).
- Οι PC-Phase Control ακολουθιών χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση της ροής του αίματος στο καρδιακό σύστημα.
- Η ακολουθία IR-Inversion Recovery με την οποία, εκτός από τον RF παλμό, χρησιμοποιείται και παλμός 180°. Έτσι, απεικονίζονται όγκοι και στεφανιαία αγγεία (Ginat T.D. et al⁷⁶).

5.7. Οδηγίες για τη λήψη ακολουθιών σε ασθενείς με Αρρυθμίες και δυσκολία

Συγκράτησης της Αναπνοής:

Για Ασθενείς με Αρρυθμίες :

- Βεβαιωθείτε ότι η θέση του ηλεκτροδίου είναι σωστή
- Έλεγχος καρδιακών παλμών και/ή ρυθμού πριν από τη σάρωση
- Χρησιμοποιήστε βήτα-αναστολείς ή άλλους αντιαρρυθμική φαρμακευτική αγωγή
- Χρησιμοποιήστε την απόρριψη αρρυθμίας
- Αύξηση του χρόνο κράτησης της αναπνοής
- Αύξηση της NSA(Μειώνει τη χρονική και χωρική ανάλυση καθώς και SNR)
- Χρησιμοποιήστε απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο
- Χρησιμοποιήστε εναλλακτική ακολουθία
- Π.χ. turbo πεδίο ηχώ μάλλο από SSFP, απεικόνιση λευκού αίματος παρά μαύρο αίμα (Bernhard A. Herzog et al⁶)

Για Ασθενείς με Πρόβλημα Συγκράτησης Αναπνοής:

- Μειώστε τον αριθμό των φετών που αποκτάται ανά αναπνοή (αυτό έχει ως συνέπεια την αύξηση του συνολικού χρόνου σάρωσης)
- Μειώστε τον αριθμό των φάσεων για κάθε αναπνοή(ποσοστό σάρωσης ή φάσης)- με τη μείωση του FOV μειώνει το SNR και αυξάνει τη χωρική ανάλυση
- Αύξηση μεγέθους voxel
- Χρήση αναπνευστικού πλοηγού - Αυξάνει τον συνολικό χρόνο σάρωσης
- Μεταβλητή θέση τομής με κάθε αναπνοή
- Χρήση απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο

- Διασφαλίστε τη σωστή κατανόηση του ασθενούς, της τεχνική συγκράτησης της αναπνοή(Bernhard A. Herzog et al⁶)

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η Μαγνητική Τομογραφία καρδιάς αποτελεί μια ασφαλής, μη επεμβατική απεικονιστική εξέταση. Προσφέρει υψηλής ανάλυσης διαγνωστικές εικόνες της καρδιάς σε πολλαπλά επίπεδα. Εφαρμόζεται σε όλες τις ηλικίες και δίνει τη δυνατότητα επαναληψιμότητας της εξέτασης εφόσον παρέχει διαγνωστικές εικόνες χωρίς τη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Αποτελεί ιδανική μέθοδος για την μελέτη της ανατομίας και της λειτουργικότητας της καρδιάς καθώς περιγράφει με λεπτομέρεια παθολογίες μεγάλων αγγείων και του μυοκαρδίου. Εντοπίζει επίσης με ακρίβεια περιπτώσεις ίνωσης, φλεγμονής, οιδήματος ή και λίπους στη περιοχή του μυοκαρδίου. Αποτελεί επιπλέον, ιδανική εξέταση σε ασθενείς με μυοκαρδίτιδα ή μυοκαρδιοπάθειες όπως υπερτροφική και διατατική μυοκαρδιοπάθεια. Ταυτόχρονα παρέχει χρήσιμες πληροφορίες σε ασθενείς με διηθητικές νόσους του μυοκαρδίου όπως η σαρκοείδωση, η αμυλοείδωση και η υπερφόρτωση σιδήρου. Για τη λήψη εικόνων υψηλής ποιότητας είναι σημαντική η συνεργασία του ασθενούς. Η συγκράτηση της αναπνοής, η ελαχιστοποίηση της κινητικότητας του θώρακος και η έλλειψη αρρυθμιών κατά την διάρκεια της εξέτασης είναι βασικά κριτήρια διεξαγωγής της. Τέλος απαιτείται η χρήση εξειδικευμένου εξοπλισμού και εξειδικευμένου προσωπικού.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Rinck, P. A., (2018), *Magnetic Resonance in Medicine An Excursion into the History of Magnetic Resonance Imaging An Offprint from Magnetic Resonance in Medicine.*
1. Φράγκος φ.,(2015), «Οξύ Έμφραγμα του Μυοκαρδίου – Αντιμετώπιση από SOS Ιατρούς», Διπλωματική εργασία, Εθνικό Και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, σλ15-33, Αθήνα.
2. Κούρτα Χ.,(2016),«Στεφανιαία Παράκαμψη Της Καρδιάς και Νοσηλευτικές Παρεμβάσεις», Διπλωματική εργασία, ΤΕΙ Ηπείρου, σλ 5-15, 23-25, Ηπειρος.
3. Robert H A et al, (2004), “Cardiac anatomy revisited”, *Journal of Anatomy*
4. Bernhard A. Herzog ,Ananth Kidambi George Ballard, (2014),“CardiovascularMagnetic Resonance, Congenital Heart Disease Pocket Guide”
5. Taber C.W., Venes D., (2009).” Taber’s cyclopedic medical dictionary”. F a Davis Co. pp. 1018–23
6. Allan L, Dangel J, Fesslova V, Marek J, MellanderM, Oberhänsli I, et al.(2004)“Recommendations for the practice of fetal cardiology in Europe.” *Cardiology, in the Young.* 14:109-114.
7. Robert H A. and BrownN.,(1996) “*The natomy of the heart revisited*”,*Journal of Anatomy, London, United Kingdom* pp 4-7.
8. ΔαμανάκηΜ.(2020), «ΤμηματοποίησηΕικόνωνΜαγνητικήςΤομογραφίαςΚαρδιάς» ΔιπλωματικήΕργασία,ΠανεπιστήμιοΠατρώνΤμήμα Φυσικής Εργαστήριο Ηλεκτρονικής, Πάτρα.
9. Κατρίτση Ε.Δ. και Ηλία Δ., «ΣτοιχειαΦυσιολογιας», ΠειραματικηςΦυσιολογιας, ΙατρικηςΣχοληςΠανεπιστημιουΑθηνων, Αθήνα.
10. pericardium.gr/magnitiki-axoniki-tomografia-kardias
11. AJ Weinhaus, (2004), *Anatomy of the Human Heart.*
12. Χατζημπούγιας, «2009,Ανατομικής του ανθρώπου», Αθήνα.
13. Kato R, Lickfett L, Meiningner G, et al.(2003) “*Pulmonary vein anatomy in patients undergoing catheter ablation of atrial fibrillation. Lessons learned by use of magnetic resonance imaging*”. *Circulation*107, 2004–2010
14. Γεωργούλιας Αν. (2017), «ΠΥΡΗΝΙΚΗ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ»,Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Θεσσαλίας Λάρισα
15. FusterV.and AlexanderRW (2001)” *Hurst’s The Heart (10th έκδοση)*”, McGraw-Hill. σελ. 53.
16. Costanzo, Linda S. (2018). *Physiology (6th έκδοση)*. Philadelphia,
17. Paolo Angelini P., 2007. Coronary artery anomalies: an entity in search of an identity
18. Wang C. et al ,(2011), Recommendation for Cardiac Magnetic Resonance Imaging-
Based Phenotypic Study: Imaging Part
19. Cavero I. and Holzgrefe H. (2022),” Remembering the canonical discoverers of the core components of the mammalian cardiac conduction system: Keith and Flack,

- Aschoff and Tawara, His, and Purkinje”, Adv Physiol Educ,doi: 10.1152/advan.00072.202
20. Godfrey Sm. (2007),” Matters of the heart: the physiology of cardiac function and failure”,Expo Physiology
 21. Μπιλιαρά, Κ. Στριγγάρης, Θ. Βραχλιώτης,(2013), Βασική ανατομία καρδιάς με μαγνητικής τομογραφίας,Ελληνική Ακτινολογία Συνεχιζόμενη Εκπαίδευσης Τόμος 44, (1):13-25
 22. Marieke F.J. et al., (2020),” Development of the human heart” Am J Med Genet C Semin Med Genet.doi: 10.1002/ajmg.c.31778
 23. Malik M. et al. ,(2019),”Neural influence of cardiac electrophysiology”, J Cardiovasc Electrophysiol
 24. Dilsizian V. and Chandrashekhar Y.(2022), “123I-mIBG MyocardialImaging. Is There a Revival in its Clinical Role?”, Cardiovascular Imaging, pp 1-3.
 25. DeWitS.C. etal, (2009)., «Παθολογική χειρουργική νοσηλευτική: έννοιες και πρακτική», Ιατρικές εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης, Dallas, Texas
 26. http://incardiology.gr/kar_erehismatagogo.html
 27. Hwang M. etal,2011, Non-invasive visualization of the complete cardiac conduction system using magnetic resonance microscopy
 28. Nakashima J. et al, (2023), ”Radiation Physics”, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing
 29. <https://chem.noesis.edu.gr/node/383>
 30. KohashiT.,(2018),”Magnetization Analysis by Spin-Polarized Scanning Electron Microscopy”, Willey
 31. Charles T. Seben, How electrons spin,(2019) Studies in History and Philosophy of Science Part B: Studies in History and Philosophy of Modern Physics
 32. Catherine Westbrook C. , Kautroth C.,(2019),Η ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΣΤΗΝ ΠΡΑΞΗ (4Η ΕΚΔ.)
 33. Μπαζίνη Μ.,(2020),«Συσχέτιση συγκέντρωσης μηχανικών τάσεων με το παραμένον μαγνητικό πεδίο στην επιφάνεια μαγνητικών δοκιμίων», Μεταπτυχιακή Διπλωματική, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα.
 34. Ε. Χριστοφόρου,(2007), Μαγνητικά και υπεραγώγιμα υλικά,Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, σελ 27 : Σχηματική αναπαράσταση της ευθυγράμμισης των ατομικών μαγνητικών ροπών στα διάφορα είδη μαγνητικής διάταξης.
 35. Γλύτσης Ν. Η,(2023).Μαγνητικά Υλικά ,Ηλεκτρομαγνητικά Πεδία
 36. Cullity B.D. and Graham C. D., (2009), “Introduction to Magnetic Materials” second Edition, John Wiley and Sons Inc
 37. Hankiewicz J H. et al (2016), “Ferromagnetic particles as magnetic resonance imaging temperature sensors”, Nat Commun, doi: 10.1038/ncomms12415

38. Τσούγκος Ι.,2019, Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός και Βιολογική Ασφάλεια.
39. Ν.,(2021), Μαγνητική Τομογραφία Εγκεφάλου Στα Υψηλά Μαγνητικά Πεδιά, Διπλωματική Εργασία, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, Αθήνα.
40. Σεϊμένης Ι,(2022), Βασικές Αρχές Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού (Μαγνητικής Τομογραφίας
41. MRI and Medical Imaging
42. Taylor J A. et al., (2016),” T1 Mapping: Basic Techniques and Clinical Applications”, JACC: Cardiovascular Imaging, pp 67-81
43. Δελήμπασης Κ.,(2017), Απεικόνιση Πυρηνικού μαγνητικού Συντονισμού
44. Bittersohl B. et al, (2015), “Advanced Imaging in Femoroacetabular Impingement: Current State and Future Prospects”, Front Surgeon
45. Soto Alvarez J. A.,2017 Quantum-mechanical aspects of magnetic resonance imaging, Universidad de Guanajuato:pp.48-55
46. Γ.Ματσόπουλος ,Σ.Μηλούλης, Κ. Γκιάτης ,(2020), ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ & ΑΝΑΛΥΣΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ
47. Lee H., Park J. (2022), “SNR-Enhanced, Rapid Electrical Conductivity Mapping Using Echo-Shifted MRI”
48. Graessl A.etal,(2013), Modular 32-channel transceiver coil array for cardiac MRI at 7.0T, Magnetic Resonance in Medicine
49. Anderson WA,(1966),Application of Fourier transform spectroscopy to magnetic resonance. Rev Sci Instrum 1966; 37:93-102
50. Mayerhoefer E M. et al,(2009), “Effects of MRI acquisition parameter variations and protocol heterogeneity on the results of texture analysis and pattern discrimination: an application-oriented study”, Med physics
51. <https://mriquestions.com/tr-and-te.html>
52. Hecke V W. et al, (2010), Comparing isotropic and anisotropic smoothing for voxel-based DTI analyses: A simulation study)
53. Annette C. et al ,2006,Multichannel CT: Evaluating the Spine in Postoperative Patients with Orthopedic Hardware

54. Drew Z and Bell D, (2023), "Voxel size", Radiopaedia.org
55. Sui Y. et al, (2018), "Cardiac MR elastography using reduced-FOV, single-shot, spin-echo EPI", Magnetic Resonance Medical
56. Ziyue Wu et al,(2015), Anisotropic Field-of-View support for Golden Angle Radial Imaging
57. Mazumder R. et al, (2016), "Adaptive anisotropic gaussian filtering to reduce acquisition time in cardiac diffusion tensor imaging", The International Journal of Cardiovasc Imaging
58. Jaufenthaler A. et al, (2021), "Pulsed Optically Pumped Magnetometers: Addressing Dead Time and Bandwidth for the Unshielded Magnetorelaxometry of Magnetic Nanoparticles ", Pubmed.
59. Klix S. Et al,2014, On the Subjective Acceptance during Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging at 7.0 Tesla.
60. Hermann Scharfetter, Robert Merwa, Karl Pilz,(2005), "A new type of gradiometer for the receiving circuit of magnetic induction tomography (MIT)", Physiological Measurement,pp307-18. doi: 10.1088/0967-3334/26/2/028.
61. Καραμήτσος Θ.,ΝικολαΐδουΧ.,ΜπαζμπάνηΜ., et al,(2021),Μαγνητική τομογραφία καρδιάς,Ελληνική Καρδιολογική Εταιρία
62. Kuchynka P., (2015), "The Role of Magnetic Resonance Imaging and Cardiac Computed Tomography in the Assessment of Left Atrial Anatomy, Size, and Function", Biomed Research International,
63. Olivieri J L. et al, (2015), "Optimized protocols for cardiac magnetic resonance imaging in patients with thoracic metallic implants", Pediatric Radiology
64. <https://www.mrisafety.com/>
65. Nacif S M. et al, (2012), "Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): tips and tricks", Int J Cardiovasc Imaging, doi: 10.1007/s10554-011-9957-4.
66. <https://mrmaster.com/plan-cardic>
67. www.siemens.com/magnetom-world
68. Kramer M. Cr. et al.,(2020) "Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols".
69. Francone M.et al,(2019), "CT and MR imaging prior to transcatheter aortic valve implantation: standardisation of scanning protocols, measurements and reporting—a consensus document by the European Society of Cardiovascular Radiology (ESCR)", European Radiology,pp. 2627–2650.
70. [Niendorf](#) T. And [Sodickson](#) K S.(2006), "Parallel imaging in cardiovascular MRI: methods and applications", NMR Biomed 325-41. doi: 10.1002/nbm.1051.

71. Detsky et al, (2008) "Free-breathing, 73 nongated real-time delayed enhancement MRI of myocardial infarcts: A comparison with conventional delayed enhancement.", *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, pp. 621-625
72. Ihsen Zair (2016) ,“Value of Cine-MRI sequences before and after injection in the diagnosis of acute myocarditis”, Article.
73. Morales A M. et al (2023),”Highly accelerated free-breathing real-time myocardial tagging for exercise cardiovascular magnetic resonance”, *J Cardiovasc Magn Reson*, doi: 10.1186/s12968-023-00961-wDetsky JS et al.(2008),”Free-breathing, nongated real-time delayed enhancement MRI of myocardial infarcts: a comparison with conventional delayed enhancement”. *J Magn Reson Imaging*; 28:621–625.
74. Ginat et al., (2011), "Cardiac imaging: Part 1, MR pulse sequences, imaging planes, and basic anatomy." *American Journal of Roentgenology*, pp. 808-815
75. Peter Kellman, PhD, Laboratory of Cardiac Energetics, National Heart, Lung and Blood Institute, National Institutes of Health, DHHS, Bethesda, Maryland, USA, Copyright#2006 John Wiley & Sons, Ltd. *NMR Biomed*.2006;19: 325–341PA.
76. Αρετούλης Ε. και Μελιανός Χρ.,: Η Μαγνητική Τομογραφία για την Απεικόνιση του Χόνδρου των Αρθρώσεων. Συμβατικές Και Εξειδικευμένες Ακολουθίες Παλμών, Πτυχιακή εργασία, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, Αθήνα.