



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ & ΠΡΟΝΟΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ: Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας

**ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ
ΣΤΑ ΥΨΗΛΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΔΕΡΜΙΤΖΑΚΗ ΝΙΚΟΛΑΟΥ
ΑΡ.ΜΗΤΡΩΟΥ:62716010**

**ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ
PhD ΛΑΒΔΑΣ ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΣ
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ**

ΑΘΗΝΑ 2021



UNIVERSITY OF WEST ATTICA

FACULTY OF HEALTH AND CARE SCIENCES

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES

DIVISION OF RADIOLOGY & RADIATION THERAPY

**MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF BRAIN
IN HIGH MAGNETIC FIELDS**

DISSERTATION

NIKOLAOS DERMITZAKIS

CANDIDATE NUMBER: 62716010

SUPERVISOR NAME

PhD LAVDAS ELEFThERIOS

ASSOCIATE PROFESSOR

ATHENS 2021

Η ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Λαβδάς Ελευθέριος

Γεωργία Οικονόμου

Δημήτριος Κεχαγιάς

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Δερμιτζάκης Νικόλαος του Γεωργίου, με αριθμό μητρώου 62716010 φοιτητής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοια του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/διπλωματικής εργασίας 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».

Ο Δηλών



ΕΥΧΑΡΙΣΤΗΡΙΑ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους με στήριξαν και με καθοδήγησαν κατά την εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, και συγκεκριμένα τον επιβλέποντα καθηγητή μου κύριο Ε. Λαβδά καθώς και τους γιατρούς και τους τεχνολόγους του Αξονικού/Μαγνητικού Τομογράφου του νοσοκομείου ΙΑΣΩ για τις πολύτιμες γνώσεις που μου μετέδωσαν και για τις εικόνες εξετάσεων που μου παραχώρησαν κατά τη διάρκεια της πρακτικής μου άσκησης και τις οποίες συμπεριέλαβα στην παρούσα εργασία. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για τη στήριξή της καθ' όλη τη διάρκεια αυτής της περιόδου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η Διπλωματική Εργασία που ακολουθεί αναφέρεται στην εξέταση του εγκεφάλου με την μαγνητική τομογραφία χρησιμοποιώντας συστήματα υψηλών μαγνητικών πεδίων. Αρχικά γίνεται μια εισαγωγή στην μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας όσον αφορά την ιστορική της εξέλιξη μέχρι την κλινική εφαρμογή της, τα τεχνικά μέρη των συστημάτων και τις φυσικές αρχές πάνω στις οποίες στηρίζεται. Έπειτα παρατίθενται οι παράγοντες που χρησιμοποιούνται για τον σχηματισμό της εικόνας, οι τρόποι με τους οποίους συμβάλει ο καθένας στην ποιότητα της εικόνας, καθώς και τα τεχνικά σφάλματα που την υποβαθμίζουν, με ιδιαίτερη αναφορά στην επιρροή των υψηλών μαγνητικών πεδίων, όπου γίνεται σύγκριση μεταξύ 1.5-3T συστημάτων. Αμέσως μετά, αφού γίνεται αναφορά πάνω στα βασικά ανατομικά στοιχεία του εγκεφάλου και σε μερικά θέματα ασφαλείας στους μαγνητικούς τομογράφους, εκθέτονται μερικά πρωτόκολλα για την εξέταση των διάφορων περιοχών/παθήσεων του εγκεφάλου, περιλαμβάνοντας προετοιμασία/τοποθέτηση ασθενούς, ενδείξεις, προτεινόμενες ακολουθίες, σχεδιασμό τους και μερικές παρατηρήσεις. Τέλος, αφού αναφέρονται συνοπτικά μερικά νέα στοιχεία για μαγνητικούς τομογράφους από 7T και άνω, κλείνει στο συμπέρασμα ότι η τεχνολογία θα αναπτύσσεται διαρκώς προς διευκόλυνση του γιατρού και κυρίως προς όφελος του ασθενούς.

The following diploma thesis refers to the MRI examination of brain using high magnetic field systems. Firstly, an introduction made to the method of MRI in terms of its historical development until its clinical application, the technical parts of the systems and the physical principles on which it is based. Afterwards, the factors used to form the image are listed, the ways in which everyone contributes to the image quality, as well as the technical errors that degrade it, with reference to the influence of high magnetic fields, where a comparison is made between 1.5- 3T systems. Immediately after, reference is made to the basic anatomical elements of the brain and to some safety issues in the MRI, some protocols for the examination of the various areas / diseases of the brain are set out, including patient preparation and placement, indications, suggested sequences, their design, and some remarks. Finally, after briefly mentioning some new data for MRI scanners up to 7T, the work concludes that the technology will be constantly developed for the convenience of the doctor and mainly for the benefit of the patient.

Περιεχόμενα

ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
-----------------	----------

ΜΕΡΟΣ Α.

ΚΕΦ.1 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ	4
Α.ΤΟ ΑΤΟΜΟ ΣΤΟΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ	4
Β. ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΕΠΙΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑ	5
Γ. ΦΑΙΝΟΜΕΝΑ ΚΑΤΑ ΤΟΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ	6
ΔΙΑΜΗΚΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΣΗ	6
ΕΓΚΑΡΣΙΑ ΜΑΓΝΗΤΙΣΗ- ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΣ	7
ΧΑΛΑΡΩΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΣΗΣ	8
ΣΗΜΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ	9
ΑΝΑΚΛΗΣΗ ΣΗΜΑΤΟΣ- ΧΡΟΝΟΙ TR,TE-ΑΚΟΛΟΥΘΙΑ ΠΑΛΜΩΝ	10
ΚΕΦ 2. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ	12
Α. ΛΟΓΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ (SNR)	12
ΧΡΟΝΟΣ TR,TE,ΓΩΝΙΑ ΠΡΟΣΠΤΩΣΗΣ	13
ΜΕΓΕΘΟΣ Voxel	13
ΑΡΙΘΜΟΣ ΔΙΕΡΓΕΣΕΩΝ	14
ΕΥΡΟΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ ΔΕΚΤΗ	14
ΕΙΔΟΣ-ΘΕΣΗ ΠΗΝΙΟΥ	15
ΕΝΤΑΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ	15
Β. ΛΟΓΟΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ (CNR)	16
Γ.ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ(Spatial Resolution)	17
Δ. ΧΡΟΝΟΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	18
ΚΕΦ 3. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΣΤΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ	21
Α)ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΛΟΓΩ ΚΙΝΗΣΗΣ	21
Β) ΣΦΑΛΜΑ ΑΝΑΔΙΠΛΩΣΗΣ	22
Γ) ΣΦΑΛΜΑ MOIRE	23
Δ) ΣΦΑΛΜΑ ΑΠΟΚΟΠΗΣ (TRUNCATION)	23
Ε) ΣΦΑΛΜΑ ΔΙΑΣΤΑΥΡΟΥΜΕΝΗΣ ΔΙΕΡΓΕΣΗΣ (CROSS TALK)	23
ΣΤ) ΣΦΑΛΜΑ ΔΙΚΗΝ ΦΕΡΜΟΥΑΡ (ZIPPER)	23
Ζ) ΣΦΑΛΜΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΕΠΙΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑΣ	24
Η)ΣΦΑΛΜΑ ΧΗΜΙΚΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ	25
Θ) ΔΙΗΛΕΚΤΡΙΚΟ ΦΑΙΝΟΜΕΝΟ	27

ΜΕΡΟΣ Β

ΚΕΦ 4 ΜΕΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	28
ΤΑ ΜΕΡΗ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	28
ΜΗΝΙΓΓΕΣ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ.	29
ΚΟΙΛΙΕΣ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	29
ΑΙΜΑΤΩΣΗ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	30
ΚΕΦ 5 ΘΕΜΑΤΑ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ ΣΤΟΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟ	31
ΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΩΝ ΣΤΟΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟ	31
ΠΡΟΘΕΜΑΤΑ /ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ /ΣΥΣΚΕΥΕΣ ΠΟΥ ΜΠΟΡΕΙ ΝΑ ΦΕΡΕΙ Ο ΑΣΘΕΝΗΣ	32
ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΣΤΟΝ ΑΣΘΕΝΗ	35
ΚΕΦ 6 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ- ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΞΕΤΑΣΗ	38
ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ	38
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΑΣΘΕΝΟΥΣ	40
ΚΕΦ 7 ΒΑΣΙΚΑ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	41
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ	41

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ _____	42
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	43
ΚΕΦ 8 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟΥ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟΥ _____	46
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ _____	46
ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ _____	46
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	47
ΚΕΦ 9 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΩΝ ΟΓΚΩΝ _____	49
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ _____	49
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	51
ΚΕΦ 10 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΑΙΜΟΡΡΑΓΙΑΣ _____	53
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ _____	53
ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ _____	53
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	54
ΚΕΦ 11 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΓΙΑ ΑΠΟΜΥΕΛΙΝΩΤΙΚΕΣ ΝΟΣΟΥΣ (ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ) _____	56
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ _____	56
ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ _____	56
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	58
ΚΕΦ 12 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΕΣΩ ΑΚΟΥΣΤΙΚΩΝ ΠΟΡΩΝ(ΕΑΠ) _____	60
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ _____	60
ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ _____	60
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	61
ΚΕΦ 13 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΤΟΥΡΚΙΚΟΥ ΕΦΙΠΠΙΟΥ _____	62
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ _____	62
ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ _____	62
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	63
ΚΕΦ 14 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΕΠΙΛΗΨΙΑΣ _____	65
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ _____	65
ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ _____	65
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	66
ΚΕΦ 15 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΤΡΙΔΥΜΟΥ ΝΕΥΡΟΥ _____	67
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ _____	67
ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ _____	67
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	68
ΚΕΦ 16 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΟΦΘΑΛΜΙΚΩΝ ΚΟΓΧΩΝ _____	70
ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ _____	70
ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ _____	70
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ _____	71
ΚΕΦ 17 ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ ΥΨΗΛΟΤΕΡΑ ΤΩΝ 3 Tesla _____	73
ΕΠΙΛΟΓΟΣ _____	75
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ _____	76

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Μαγνητική Τομογραφία είναι μια σύγχρονη απεικονιστική μέθοδος η οποία σε αντίθεση με τις υπόλοιπες απεικονιστικές μεθόδους, βασίζεται στο φαινόμενο του μαγνητικού συντονισμού. Με λίγα λόγια, ενώ οι περισσότερες απεικονιστικές μέθοδοι βασίζονται στα φαινόμενα των ιοντιζουσών ακτινοβολιών(αξονική τομογραφία-κλασσικές ακτινολογικές εξετάσεις=> ακτίνες Χ, Πυρηνική Ιατρική=>ακτίνες-γ, κυρίως), η μαγνητική τομογραφία βασίζεται στα φαινόμενα των μη- ιοντιζουσών ακτινοβολιών, δηλαδή των ραδιοκυμάτων του φάσματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.

Ένας μαγνητικός τομογράφος αποτελείται από:

- Τον κυρίως μαγνήτη: Παράγει το μαγνητικό πεδίο.
(3 είδη: Μόνιμος, Αντιστάσεως, Υπεραγωγίμος)
- Τα πηνία RF: Παράγουν τους παλμούς RF. Διεγείρουν και ανιχνεύουν το σήμα από την ανατομική περιοχή στην οποία εφαρμόζονται. Χωρίζονται στα πηνία πομποί(ενσωματωμένα στο κυρίως σώμα του τομογράφου), στα πηνία δέκτες και στα πηνία πομποί-δέκτες
- Τα πηνία βαθμίδας: Για τον χωρικό προσδιορισμό του σήματος της περιοχής
- Τα πηνία εξομάλυνσης: Διασφαλίζουν την ομοιογένεια του πεδίου ανάλογα με την περιοχή που διεγείρεται.
- Εξεταστική τράπεζα

Τα παραπάνω μέρη αποτελούν το κυρίως σώμα ενός μαγνητικού τομογράφου, ο οποίος έχει στο κέντρο του ένα άνοιγμα μέσα όπου εισέρχεται η εξεταστική τράπεζα με τον ασθενή και τοποθετείται σε έναν χώρο εμβαδού ανάλογο με το μαγνητικό πεδίο του κυρίως μαγνήτη. Ο χώρος αυτός θωρακίζεται κατάλληλα ώστε να μην εισέρχονται ραδιοσυχνότητες του εξωτερικού περιβάλλοντος σε αυτόν, επηρεάζοντας την ποιότητα των λαμβανόμενων εικόνων.

Στα μέρη του μαγνητικού τομογράφου συμπεριλαμβάνονται

- Η κονσόλα χειρισμού: Οθόνη, πληκτρολόγιο, ποντίκι για επιλογή παραμέτρων, ακολουθιών, επεξεργασία εικόνας κλπ.(ηλ. υπολογιστής)
- Ηλεκτρονικοί υπολογιστές: Συμπεριλαμβάνονται συστήματα μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, ταχεία ανακατασκευή της εικόνας, συλλογή δεδομένων

Η ανακάλυψη της μεθόδου, καθώς και οι τεχνικές για την βελτιστοποίηση της, είναι έργο πολλών επιστημόνων, σημαντικότεροι εξ αυτών οι Lauterbur και Mansfield. Ο Paul Lauterbur το 1973 χρησιμοποίησε πρώτος τα βαθμιδωτά πηνία για την χωρική εντόπιση

ενός σημείου και με την χρήση της τεχνικής της οπισθοπροβολής, ανασύνθεσε την πρώτη εικόνα μαγνητικής τομογραφίας. Την χρονική στιγμή, ο Peter Mansfield έπειτα από αρκετές μελέτες του 1973, 1975 και 1977, κατόρθωσε, με την χρήση των βαθμιδωτών πηνίων που εφαρμόστηκαν σε μαγνητικό πεδίο και με την δημιουργία μαθηματικών μοντέλων με τον Andrew Maudsley, την απεικόνιση ενός ανθρωπίνου δακτύλου, το 1977, και την απεικόνιση κοιλιάς το επόμενο έτος. Το έργο αυτών των επιστημόνων οδήγησε στην χρήση του φαινομένου μαγνητικού συντονισμού για την απεικόνιση περιοχών του ανθρωπίνου σώματος. Παρακάτω αναφέρονται οι κυριότεροι σταθμοί που οδήγησαν στην ανακάλυψη της μεθόδου, καθώς και στην κλινική εφαρμογή της.

- **FOURIER**: Μετασχηματισμός FOURIER
- **TESLA (1882)**: Περιστρεφόμενο μαγνητικό πεδίο
- **LARMOR**: συχνότητα LARMOR=> ρυθμός εκπομπής ενέργειας από επιταχυνόμενο ηλεκτρόνιο
- **RADI**: Μέτρηση μαγνητικής ροπής του πρωτονίου
- **BLOCH-PURCELL (1946)**: Ανακάλυψη Φαινομένου πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού
- **DAMADIAN (1972)**: Μέτρηση χρόνων χαλάρωσης T1 και T2 σε φυσιολογικούς και σε παθολογικούς ιστούς σε ποντίκια.
- **LAUTERBUR-MANSFIELD**
- **ERNST (1975)**: Χρήση μετασχηματισμού FOURIER αντι τεχνικής οπισθοπροβολής για την ανακατασκευή της εικόνας.
- Ομάδα **HUTCHISON-EDELSTEIN(1974)**: 1ος Μαγνητικός Τομογράφος(πειραματικός)
- **EDELSTEIN (1980)**: 1η πλήρης απεικόνιση όλου του σώματος(κλινική εφαρμογή)
- Αρχές δεκαετίας 80:Κυκλοφορούν στο εμπόριο οι πρώτοι Μαγνητικοί Τομογράφοι (μαγνήτες αντιστάσεως περίπου 0,5T)

Τα επόμενα χρόνια ως σήμερα η έρευνα πάνω στο αντικείμενο συνεχώς αποδίδει νέες τεχνικές και τεχνολογίες που έχουν εδραιώσει την παρουσία της μαγνητική τομογραφία στις πιο σημαντικές απεικονιστικές μεθόδους.

Ευρεία είναι η χρήση μαγνητικών τομογράφων με υπεραγώγιμο κύριο μαγνήτη, οι οποίοι σε αντίθεση με τους μαγνήτες αντιστάσεως, χρησιμοποιούν ένα κρυογενές υλικό, όπως το υγρό ήλιο, για να ψύχει το σύρμα(κράμα Νιοβίου-Τιτανίου) που διαρρέει το ηλεκτρικό ρεύμα με σκοπό τον μηδενισμό των αντιστάσεων σε θερμοκρασία κοντά στο απόλυτο μηδέν. Έτσι διατηρείτε το πεδίο σταθερό και

ομοιογενές χωρίς να απαιτείται η εφαρμογή μεγάλων τιμών ενέργειας. Αυτή η ιδιότητα οδήγησε στην κατασκευή μαγνητικών τομογράφων υψηλότερων μαγνητικών πεδίων.

Ενώ οι μαγνητικοί τομογράφοι αντιστάσεως μπορούν να παράξουν μαγνητικό πεδίο ως και 0,5T, οι υπεραγώγιμοι μαγνητικοί τομογράφοι παράγουν πεδίο από 1 έως και 11,7T. Μέχρι αυτή τη στιγμή στην κλινική πράξη υπάρχουν υψηλού μαγνητικού πεδίου συστήματα 1,5 και 3T και πρόσφατα ξεκίνησε η χρήση συστημάτων 7T. Για ερευνητικούς σκοπούς προς το παρόν, έχουν αναπτυχθεί συστήματα 9,4T και 11,7T.

Η συνεχώς αυξανόμενη ανάπτυξη συστημάτων υψηλών μαγνητικών πεδίων έχουν καταστήσει την μαγνητική τομογραφία ως μέθοδο εκλογής για την απεικόνιση πολλών ανατομικών περιοχών, ιδιαίτερα του εγκεφάλου. Συγκεκριμένα, η μαγνητική εγκεφάλου είναι η καλύτερη μέθοδος για την μελέτη όγκων, συγγενών ανωμαλιών, φλεγμονών, παθήσεων φαιάς-λευκής ουσίας και την απεικόνιση στελέχους του εγκεφάλου. Επίσης η χρήση του γαδολινίου ως μέσο σκιαγραφικής αντίθεσης, έχει πολύ λιγότερες παρενέργειες συγκριτικά με το ιώδιο της αξονικής τομογραφίας. Τέλος, απεικονίζεται όλος ο εγκέφαλος σε διαφορετικά επίπεδα και με βελτιωμένη αντίθεση σε αντίθεση με την αξονική τομογραφία. Όσο μεγαλύτερο είναι το μαγνητικό πεδίο, αυξάνεται και η αντίθεση μεταξύ των ιστών.

Στα παρακάτω κεφάλαια, θα αναφερθούν αρχικά οι φυσικές αρχές του μαγνητικού τομογράφου, οι παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας της μαγνητικής τομογραφίας και τα τεχνικά σφάλματα που μπορούν να επηρεάσουν την εικόνα και πώς μπορούν να εξαλειφθούν. Επίσης θα αναφερθεί το πώς η αύξηση του μαγνητικού πεδίου μπορεί να επηρεάσει την ποιότητα της εικόνας και κατά πόσο αυξάνει την εμφάνιση των τεχνικών σφαλμάτων.

Έπειτα, θα αναλυθούν σε επόμενα κεφάλαια μερικά στοιχεία για την ανατομία του εγκεφάλου, την προετοιμασία του ασθενούς πριν την εξέταση για την ασφάλεια του, την τοποθέτηση του ασθενούς και τέλος μερικά από τα βασικά πρωτόκολλα για την απεικόνιση του εγκεφάλου, καθώς και ειδικά πρωτόκολλα για την μελέτη ειδικών περιοχών, όπως της υπόφυσης, τρίδυμο νεύρο, και μελέτη παθήσεων, όπως αιμορραγίας και όγκων.

ΜΕΡΟΣ Α.

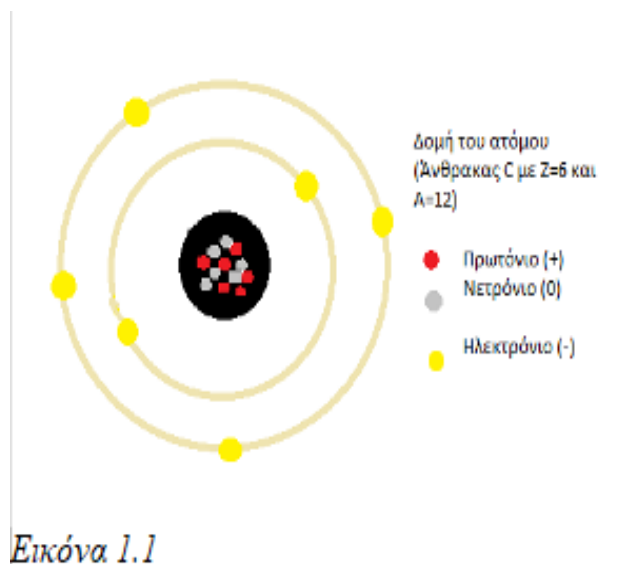
ΚΕΦ.1 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Α.ΤΟ ΑΤΟΜΟ ΣΤΟΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ

Το άτομο είναι το μικρότερο σωματίδιο οποιασδήποτε δομής υπάρχει στη φύση, άρα και στο ανθρώπινο σώμα.

Αποτελείται από έναν πυρήνα και από ηλεκτρόνια, που περιστρέφονται σε τροχιές γύρω από εκείνον και έχουν αρνητικό φορτίο. Επίσης, ο πυρήνας συνθέτεται από πρωτόνια, με θετικό φορτίο, και νετρόνια, με ουδέτερο φορτίο. Συνήθως ο αριθμός των πρωτονίων είναι ίσος με τον αριθμό των νετρονίων ή/και των ηλεκτρονίων. Έτσι, ο ίδιος αριθμός των θετικά φορτισμένων, πρωτονίων και των, αρνητικά φορτισμένων, ηλεκτρονίων καθιστούν το άτομο ηλεκτρικά σταθερό. Συχνά, όταν διατάσσονται 2 ή περισσότερα άτομα μαζί σχηματίζουν έτσι μόρια. Άτομα που έχουν έλλειμα ηλεκτρονίων παρουσιάζουν ηλεκτρική αστάθεια και ονομάζονται ιόντα.

Το κάθε άτομο αντιπροσωπεύεται από: τον Ατομικό αριθμό Z (αριθμός των πρωτονίων του πυρήνα) και τον Μαζικό αριθμό A (άθροισμα πρωτονίων και νετρονίων του πυρήνα). Ο Ατομικός αριθμός είναι μοναδικός για κάθε άτομο στοιχείου. Άτομα στοιχείων με ίδιο Ατομικό αλλά με διαφορετικό Μαζικό αριθμό (διαφορετικός αριθμός νετρονίων στον πυρήνα) ονομάζονται ισότοπα.



Εικόνα 1.1

Οι κινήσεις εντός του ατόμου είναι παρόμοιες με τις κινήσεις των πλανητών και του άστρου τους. Όπως οι πλανήτες περιστρέφονται γύρω από το άστρο τους έτσι και τα ηλεκτρόνια περιστρέφονται σε τροχιές γύρω από τον πυρήνα του ατόμου. Παράλληλα, όπως το αστρο και οι πλανήτες περιστρέφονται γύρω από τον εαυτό τους, τόσο ο πυρήνας όσο και τα ηλεκτρόνια περιστρέφονται γύρω από τον εαυτό τους. Η περιστροφή του πυρήνα (spin) οφείλεται στην περιστροφή των πρωτονίων και των νετρονίων, μέσα σε αυτόν, σε ζευγη με αντίθετη τροχιά αλλά ίδιο ρυθμό μεταξύ τους. Πυρήνες με ίσο αριθμό πρωτονίων-νετρονίων, δεν εμφανίζουν συνολικό spin. Σε πυρήνες όπου ο αριθμός νετρονίων είναι ελάχιστα μειωμένος ή αυξημένος, οι διευθύνσεις περιστροφής τους δεν είναι ίσες και αντίθετες, με αποτέλεσμα να εμφανίζουν στροφορμή. Αυτοί οι πυρήνες είναι

εξαιρετικά χρήσιμοι στην μαγνητική τομογραφία.

Οι πυρήνες με παραπάνω ή λιγότερα νετρόνια από πρωτόνια ονομάζονται ενεργοί πυρήνες στον μαγνητικό συντονισμό. Αυτοί οι πυρήνες συμπεριφέρονται ως μικροσκοπικοί μαγνήτες που δημιουργούν ζεύγη μεταξύ τους, σε κατάσταση ηρεμίας, με τυχαία διεύθυνση και διάταξη στον χώρο και έχουν την τάση να ευθυγραμμίσουν παράλληλα τον άξονα περιστροφής τους στο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Αυτή η συμπεριφορά εξηγείται από τον Νόμο επαγωγής του Faraday κατά τον οποίο, αν ανάμεσα σε 3 ανεξάρτητες δυνάμεις- κίνηση, μαγνητισμός, φορτίο- συνυπάρχουν οι 2, η τρίτη επάγεται αυτομάτως. Έτσι, ενεργοί πυρήνες με στροφορμή και μηδενικό φορτίο, αποκτούν αυτομάτως και μαγνητική ροπή (μαγνητικό πεδίο), της οποίας η διεύθυνση ευθυγράμμισης και το πλάτος του μαγνητικού πεδίου εκφράζεται με διάνυσμα. Η συνολική μαγνητική ροπή του πυρήνα αποτελεί το διανυσματικό άθροισμα των μαγνητικών ροπών όλων των πρωτονίων του. Στην Μαγνητική τομογραφία, αξιοποιείται το άτομο του υδρογόνου, καθώς υπάρχει σε αφθονία μέσα στο σώμα (κύριο συστατικό του λίπους και του νερού), ενώ το μοναδικό πρωτόνιο στον πυρήνα του, του προσδίδει μεγάλη μαγνητική ροπή, άρα μαγνητίζεται ευκολότερα.

B. ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΕΠΙΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑ

Μαγνητική επιδεκτικότητα είναι η ικανότητα των ατόμων μίας χημικής ουσίας, και συγκεκριμένα του πυρήνα τους, να μαγνητίζονται όταν εισέρχεται σε εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Εκφράζει δηλαδή το πόσο εύκολα ή δύσκολα μαγνητίζεται το άτομο και σε ποιόν βαθμό διαταράσσει την ομοιογένεια ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου όταν εισέρχεται σε αυτό. Το επίπεδο μαγνητικής επιδεκτικότητας ενός ατόμου καθορίζεται από το πως είναι διατεταγμένα τα ηλεκτρόνια του ατόμου δηλαδή αν είναι σε ζεύγη ή όχι. Άτομα που περιβάλλονται από ζεύγη ηλεκτρονίων(συζευγμένα) θεωρούνται πιο προστατευμένα από άτομα με μονό ηλεκτρόνιο (ασύζευκτο) στην τροχιά του, αφού κατά τη πρώτη περίπτωση οι μαγνητικές ροπές των ηλεκτρονίων αλληλοαναιρούνται.

Υπάρχουν 4 τύποι μαγνητικής επιδεκτικότητας

Παραμαγνητισμός: Ουσίες με άτομα που έχουν ασύζευκτα ηλεκτρόνια όταν βρίσκονται εντός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου μαγνητίζονται με φορά ίδια με εκείνη του εξωτερικού πεδίου. Οι ουσίες αυτές έχουν θετική μαγνητική επιδεκτικότητα με αποτέλεσμα να αυξάνουν τοπικά το μαγνητικό πεδίο.

Διαμαγνητισμός: Ουσίες με άτομα που έχουν συζευγμένα ηλεκτρόνια όταν βρίσκονται εντός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, μαγνητίζονται με φορά αντίθετη με εκείνη του εξωτερικού πεδίου. Οι ουσίες αυτές λέμε ότι έχουν αρνητική μαγνητική επιδεκτικότητα με

αποτέλεσμα να μειώνουν τοπικά το μαγνητικό πεδίο.

Σιδηρομαγνητισμός: Κάποιες ουσίες ονομάζονται σιδηρομαγνητικές όταν εισέλθουν εντός μαγνητικού πεδίου μαγνητίζονται έντονα με φορά ίδια με εκείνη του πεδίου. Σε αυτή τη περίπτωση, οι ουσίες έχουν ιδιαίτερα θετική μαγνητική επιδεκτικότητα με αποτέλεσμα η τοπική αύξηση του μαγνητικού πεδίου να είναι τόσο σημαντική σε βαθμό που όταν η ουσία εξέλθει από την επίδραση του μαγνητικού πεδίου να διατηρεί τη μαγνήτιση μόνιμα (μόνιμοι μαγνήτες). Η τελευταία ιδιότητα, όμως, δεν συναντάται σε σιδηρομαγνητικές ουσίες με πολύ μικρό μέγεθος. Αυτές οι ουσίες ονομάζονται υπερπαραμαγνητικές και όταν εξέρχονται από το μαγνητικό πεδίο χάνουν τη μαγνήτιση που τους εφαρμόστηκε.

Πίνακας 1. ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΕΠΙΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑ ΟΡΙΣΜΕΝΩΝ ΟΥΣΙΩΝ			
ΠΑΡΑΜΑΓΝΗΤΙΚΕΣ	ΔΙΑΜΑΓΝΗΤΙΚΕΣ	ΣΙΔΗΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΕΣ	ΥΠΕΡΠΑΡΑΜΑΓΝΗΤΙΚΕΣ
ΟΞΥΓΟΝΟ ΥΔΡΟΓΟΝΟ ΓΑΔΟΛΙΝΙΟ	ΝΕΡΟ	ΣΙΔΗΡΟΣ ΚΟΒΑΛΤΙΟ	ΟΞΕΙΔΙΑ ΣΙΔΗΡΟΥ ΑΙΜΟΣΙΔΗΡΙΝΗ

Γ. ΦΑΙΝΟΜΕΝΑ ΚΑΤΑ ΤΟΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟ

ΔΙΑΜΗΚΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΣΗ

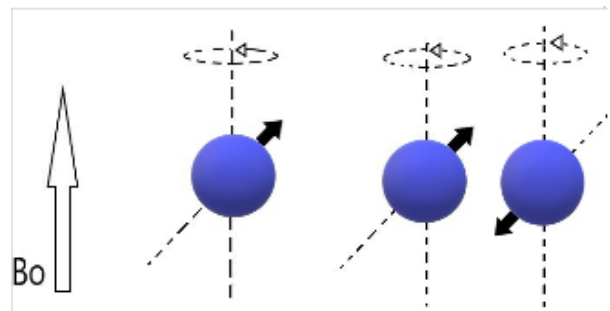
Όπως είπαμε και παραπάνω, ο πυρήνας του υδρογόνου (το πρωτόνιό του δηλαδή) όταν δεν βρίσκεται υπό την επίδραση εξωτερικού μαγνητικού πεδίου συμπεριφέρεται ως μικροσκοπικός μαγνήτης που δημιουργεί ζεύγη με άλλα άτομα(πρωτόνια) υδρογόνου, με τυχαία διεύθυνση και διάταξη στον χώρο.

Εντός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B_0 τα πρωτόνια προσανατολίζονται είτε παράλληλα είτε αντιπαράλληλα προς τον άξονα Z του μαγνητικού πεδίου. Ο παράλληλος προσανατολισμός αντιστοιχεί στην χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση ενώ ο αντιπαράλληλος στην υψηλότερη. Σε ένα πλήθος πρωτονίων, λίγα παραπάνω πρωτόνια προτιμούν την χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση, δηλαδή λίγα παραπάνω πρωτόνια είναι παράλληλα στον άξονα Z . Έτσι, για παράδειγμα, όταν έχουμε ένα πλήθος 100.009 πρωτονίων τα 50.000 πρωτόνια θα έχουν αντιπαράλληλο προσανατολισμό και τα 50.009 θα έχουν παράλληλο προσανατολισμό. Τα πρωτόνια εκτελούν μια μεταπτωτική κίνηση γύρω από τον άξονα του μαγνητικού πεδίου, δηλαδή εναλλάσσονται από την χαμηλότερη στην υψηλότερη ενεργειακή κατάσταση και αντίστροφα, αλλά κάθε στιγμή θα υπάρχουν λίγα περισσότερα πρωτόνια στην χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση.

Η συχνότητα μετάπτωσης του πρωτονίου δίνεται από την εξίσωση Larmor: $f = \gamma \cdot B_0$ όπου B_0 : η ένταση του μαγνητικού πεδίου γ : ο γυρομαγνητικός λόγος, σταθερός για κάθε πυρήνα .

$$f = (\gamma \cdot B_0) \text{ MHz}$$

Ο γυρομαγνητικός λόγος του υδρογόνου είναι 42,6 MHz/T οπότε η συχνότητα Larmor και ένταση μαγνητικού πεδίου 1,5 και 3 Tesla είναι 63,9 MHz και 127,8 MHz αντίστοιχα. Έτσι, λοιπόν, αν ,για παράδειγμα, εντός μαγνητικού πεδίου B_0 εισάγουμε βιολογικό υλικό που αποτελείται από 23 πρωτόνια, τα 13 προσανατολίζονται παράλληλα και 10 αντιπαράλληλα. Επίσης, δημιουργούνται ζεύγη μεταξύ των πρωτονίων και ,λόγω των



Εικόνα 1.2: Η μεταπτωτική κίνηση των ατόμων εντός μαγνητικού πεδίου B_0 . Στην εικόνα περιλαμβάνονται 3 πρωτόνια εκ των οποίων τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή τα 2 είναι παράλληλα με το B_0 και 1 είναι αντιπαράλληλο με το B_0 .

αντίθετων διευθύνσεων τους, αλληλοαναιρούνται. Περισσεύουν 3 παράλληλα πρωτόνια τα οποία θα προκαλέσουν μια μακροσκοπική μαγνήτιση M_0 . Αυτή η μαγνήτιση που είναι παράλληλη με τον άξονα Z του Μαγνητικού πεδίου και περιστρέφεται γύρω από αυτόν ονομάζεται **Διαμήκης Μαγνήτιση**.

Η μαγνητική τομογραφία βασίζεται στην Διαμήκης Μαγνήτιση και στο τρόπο χρήσης της για την απεικόνιση ανατομικών δομών. Όμως λόγω ότι η διαμήκης μαγνήτιση είναι παράλληλη με τον άξονα Z του μαγνητικού πεδίου δεν είναι δυνατή η μέτρησή της. Για να καθιστεί μετρήσιμη θα πρέπει να μετακινηθεί το διάνυσμά της από τον άξονα +Z ώστε πλέον να μην είναι παράλληλο στο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 . Έτσι θα δημιουργηθεί ρεύμα εξ επαγωγής(**σήμα**), το οποίο πλέον θα είναι μετρήσιμο από κάποιο πηνίο-δέκτη.

ΕΓΚΑΡΣΙΑ ΜΑΓΝΗΤΙΣΗ- ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΣ

Για να μετακινηθεί η μαγνήτιση από τον άξονα +Z θα πρέπει να εφαρμοστεί άλλο ένα μαγνητικό πεδίο B_1 , υπό τη μορφή παλμού, το οποίο περιστρέφεται γύρω από αυτόν και έχει φορά κάθετη στο B_0 . Ο παλμός αυτός κινείται στο φάσμα των ραδιοκυμάτων και ονομάζεται **Παλμός Ραδιοσυχνότητας (RF)** και εφαρμόζεται για πολύ μικρό χρονικό διάστημα (μsecond). Ο παλμός ραδιοσυχνότητας θα διεγείρει τα πρωτόνια και θα τα στρέψει προς το επίπεδο xy μόνο άμα έχει ίδια τιμή με την συχνότητα Larmor τους. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται **Μαγνητικός Συντονισμός**. Ακόμη και ελάχιστα διαφορετική να είναι η τιμή του παλμού RF από εκείνη της συχνότητας Larmor δεν θα δυνατός ο συντονισμός. Για παράδειγμα, ο παλμός RF με τιμή ίση με την συχνότητα Larmor του πυρήνα υδρογόνου, θα διεγείρει αποκλειστικά τους πυρήνες υδρογόνου και δεν επηρεάζει καθόλου τους άλλους ενεργούς πυρήνες (πχ οξυγόνο) που έχουν ευθυγραμμιστεί με το

μαγνητικό πεδίο B_0 .

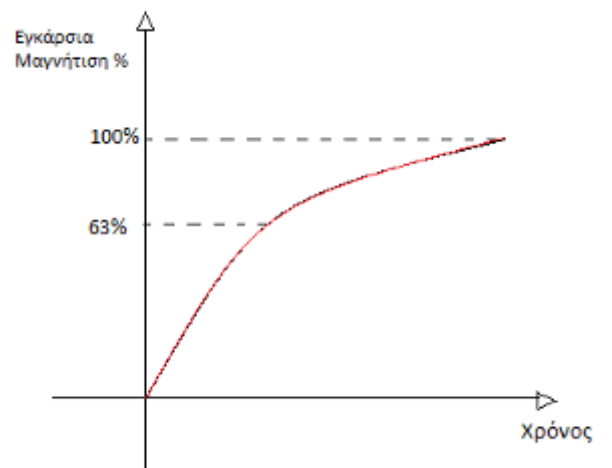
Έτσι, οι ενεργοί πυρήνες απορροφούν ενέργεια και μεταπίπτουν από την χαμηλή στην υψηλή ενεργειακή στάθμη. Παράλληλα υποχρεώνονται να σχηματίσουν γωνία με το μαγνητικό πεδίο B_0 (παύουν να έχουν φορά παράλληλη με αυτό) και να κινούνται συγχρονισμένα (αποκτούν ίδια φάση). Η γωνία που σχηματίζουν τα πρωτόνια με το μαγνητικό πεδίο ονομάζεται **γωνία εκτροπής (flip angle)** της οποίας η τιμή εξαρτάται από το εύρος και τη διάρκεια εφαρμογής του παλμού RF. Οπότε, ο παλμός του οποίου το εύρος και η διάρκειά του στρέφει την μαγνήτιση κατά 90° ονομάζεται παλμός 90° , ο παλμός που στρέφει την μαγνήτιση κατά 180° , παλμός 180° κ.ο.κ.

Συνήθως χρησιμοποιείται ο παλμός 90° και το άνυσμα μαγνήτισης των πρωτονίων κινείται στο εγκάρσιο επίπεδο xy και η διαμήκης μαγνήτιση μετατρέπεται σε **Εγκάρσια**. Με την εφαρμογή του παλμού RF μειώνεται η διαμήκης μαγνήτιση λόγω του συνεχώς αυξανόμενου πλήθους πρωτονίων που μεταπίπτει από την χαμηλή στην υψηλότερη ενεργειακή στάθμη και αυξάνεται η εγκάρσια μαγνήτιση λόγω της συμφασικοποίησης των πρωτονίων.

ΧΑΛΑΡΩΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΣΗΣ

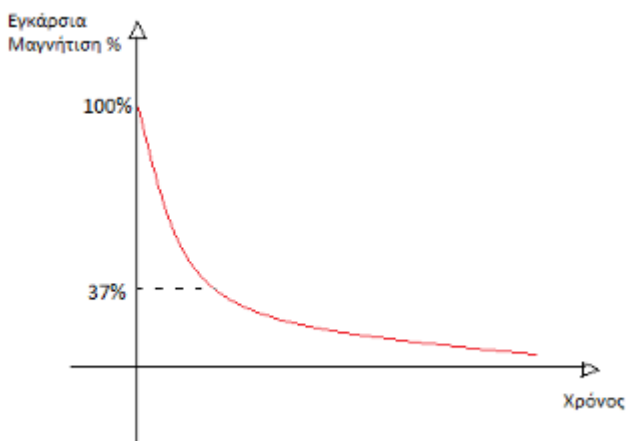
Μόλις διακοπεί ο παλμός RF τα πρωτόνια τείνουν να επανέλθουν από το εγκάρσιο επίπεδο xy στο διαμήκες επίπεδο Z , αποδίδοντας την ενέργεια που απορρόφησαν στο περιβάλλον. Την ίδια στιγμή, οι πυρήνες εξαιτίας των αλληλεπιδράσεων των μαγνητικών ροπών τους, αποσυμφασικοποιούνται.

Ειδικότερα, κατά την αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης, η απόδοση της απορροφούμενης ενέργειας των πυρήνων σε μορφή θερμότητας στο περιβάλλον ή στα γειτονικά άτομα (πλέγμα) ονομάζεται χαλάρωση spin-πλέγματος (spin-lattice relaxation) και αποτελεί μια εκθετική συνάρτηση που αναπαριστάται γραφικά με την καμπύλη T_1 . Από αυτήν την καμπύλη προκύπτει ο **χρόνος χαλάρωσης T_1** , ο οποίος είναι ο χρόνος που χρειάζεται ο ιστός για να ανακτηθεί το 63% της διαμήκους μαγνήτισης μετά την εφαρμογή του παλμού RF.



Εικόνα 1.3: T_1 χαλάρωση ενός ιστού.

Παράλληλα, η αλληλεπίδραση μεταξύ των μαγνητικών ροπών των γειτονικών πυρήνων έχει σαν αποτέλεσμα την αποσυμφασικοποίηση των πυρήνων και ονομάζεται χαλάρωση spin-spin (spin-spin relaxation). Η απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης (δηλ. χαλάρωση spin-spin) αποτελεί μια εκθετική συνάρτηση που αναπαριστάται γραφικά με την καμπύλη απόσβεσης T_2 . Από αυτή την καμπύλη προκύπτει ο **χρόνος χαλάρωσης T_2** , ο οποίος είναι ο χρόνος που χρειάζεται ώστε να χαθεί το 63% της εγκάρσιας μαγνήτισης.



Εικόνα 1.4: T_2 Απόσβεση των ιστών.

Οι χρόνοι χαλάρωσης T_1 , T_2 αποτελούν ενδογενή χαρακτηριστικά κάθε ιστού, δηλαδή αποτελούν την "ταυτότητα" κάθε τύπου ιστού, βάσει των οποίων διαχωρίζονται οι ιστοί μεταξύ τους στην απεικόνιση. Ο χρόνος T_1 είναι πάντα πολύ μεγαλύτερος από τον χρόνο T_2 καθώς η αποκατάσταση T_1 είναι περισσότερο χρονοβόρα διαδικασία από την απόσβεση T_2 , ενώ παράλληλα η απόσβεση T_2 πραγματοποιείται εξαιρετικά σύντομα,

συνεπώς ο χρόνος T_2 είναι εξαιρετικά μικρότερος από τον χρόνο T_1 . Τέλος, ο χρόνος T_1 επηρεάζεται από την ένταση του μαγνητικού πεδίου σε αντίθεση με τον χρόνο T_2 ο οποίος παραμένει ανεπηρέαστος.

ΠΙΝΑΚΑΣ 1.1

ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ ΧΡΟΝΩΝ ΧΑΛΑΡΩΣΗΣ ΙΣΤΩΝ ΣΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΠΕΔΙΟ 1.5 TESLA

	T_1	T_2
ΕΝΥ	2500 ms	1500 ms
ΦΑΙΑ ΟΥΣΙΑ	950 ms	100 ms
ΛΕΥΚΗ ΟΥΣΙΑ	600 ms	90 ms
ΛΙΠΟΣ	250 ms	60 ms

ΣΗΜΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, για να απεικονιστεί μια ανατομική περιοχή θα πρέπει το συνολικό άνυσμα μαγνήτισης των πρωτονίων να μεταβάλλεται χρονικά. Αυτό θα συμβεί όταν επέλθει συντονισμός λόγω εφαρμογής κάποιου παλμού RF και μετακινηθεί η διαμήκης μαγνήτιση στο εγκάρσιο επίπεδο XY. Τότε, το συνολικό άνυσμα μαγνήτισης των πρωτονίων (που πλέον στην εγκάρσια μαγνήτιση είναι συμφασικά) θα διαπερνά κάθετα το πηνίο-δέκτη, όπου εντός αυτού θα δημιουργηθούν αυξομειώσεις του μαγνητικού πεδίου, και (σύμφωνα με τον Νόμο του Faraday) θα επάγει διαφορά δυναμικού στα άκρα του. Έτσι λοιπόν παράγεται το **σήμα στον μαγνητικό συντονισμό**, το οποίο έχει ημιτονοειδή

μορφή και χαρακτηρίζεται από το πλάτος (ένταση σήματος), τη συχνότητα σήματος και τη φάση. Η συχνότητα του σήματος είναι ίση με την συχνότητα Larmor ενώ η ένταση του σήματος εξαρτάται από την ένταση της εγκάρσιας (σύμφωνης) μαγνήτισης.

Η ένταση του σήματος είναι η μέγιστη τη στιγμή που διακόπτεται η εφαρμογή του παλμού RF, δηλαδή τη στιγμή που είναι μέγιστη και η εγκάρσια μαγνήτιση. Μετά τη διακοπή του παλμού, λόγω της απόσβεσης της εγκάρσιας μαγνήτισης, μειώνεται και η ένταση της διαφοράς δυναμικού που επάγεται στο πηνίο-δέκτη. Το σήμα αυτό που έχει φθίνουσα ένταση ονομάζεται σήμα **ελεύθερης επαγωγικής απόσβεσης (FID)** και ο ρυθμός μείωσής του εξαρτάται από τις ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου.

ΑΝΑΚΛΗΣΗ ΣΗΜΑΤΟΣ- ΧΡΟΝΟΙ TR,TE-ΑΚΟΛΟΥΘΙΑ ΠΑΛΜΩΝ

Συνοψίζοντας τα παραπάνω, κατά την απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού θα έχουμε τα εξής φαινόμενα: την είσοδο του ασθενούς στον μαγνητικό τομογράφο όπου τα πρωτόνια των ενεργών πυρήνων (πχ των υδρογόνων) του σώματός του ευθυγραμμίζονται με το μαγνητικό πεδίο και αποκτά διαμήκη μαγνήτιση (1ο φαινόμενο). Έπειτα, εφαρμόζεται ένας παλμός RF, γίνεται συντονισμός των πρωτονίων με αυτόν και διεγείρονται και συμφασικοποιούνται στο εγκάρσιο επίπεδο οπότε και μειώνεται η διαμήκης και αυξάνεται η εγκάρσια μαγνήτιση (2ο φαινόμενο) με αποτέλεσμα την δημιουργία σήματος. Τέλος, όταν διακόπτεται ο παλμός RF, τα πρωτόνια αποβάλλουν την ενέργεια που πήραν για να διεγερθούν στο περιβάλλον, αποσυμφασικοποιούνται και το σήμα φθίνει ανάλογα με τις ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου και εν τέλει αποκτούν ξανά διαμήκη μαγνήτιση (3ο φαινόμενο).

Για να ληφθεί όμως μια διαγνωστική εικόνα στην Μαγνητική τομογραφία θα πρέπει να επαναληφθούν παραπάνω από μια φορά το 2ο και το 3ο φαινόμενο χρησιμοποιώντας είτε κάποιον άλλο παλμό RF με διαφορετική γωνία εκτροπής (πχ παλμός 180) είτε εφαρμόζοντας πηνίο βαθμίδας(x,y,z). Και στις 2 περιπτώσεις θα συμβεί **επανεστίαση** της εγκάρσιας μαγνήτισης και ανάκληση του σήματος το οποίο πλέον θα μπορεί να μετρηθεί από το πηνίο και θα περιλαμβάνει πληροφορίες για την ικανοποιητική αντίθεση μεταξύ των ιστών ώστε να δημιουργηθεί μια διαγνωστική εικόνα.

Ο χρόνος που μεσολαβεί από την εφαρμογή του 1ου παλμού RF μέχρι τον 2ο για την διέγερση της διαμήκους μαγνήτισης ονομάζεται **χρόνος επανάληψης TR**. Ο χρόνος αυτός καθορίζει την τιμή της διαμήκους μαγνήτισης που θα καταγραφεί.

Ο χρόνος που μεσολαβεί μεταξύ ενός παλμού RF και της στιγμής της επανεστίασης όπου το σήμα είναι μέγιστο ονομάζεται **χρόνος ηχούς TE**. Ο χρόνος αυτός καθορίζει το ποσό της εγκάρσιας μαγνήτισης που θα καταγραφεί. Μετά από χρόνο TE ξεκινά η καταγραφή

του σήματος μέχρι την εφαρμογή του επόμενου παλμού RF.

Μια σειρά από παλμούς RF και βαθμιδωτά πηνία που εφαρμόζονται σε συγκεκριμένο χρόνο και με συγκεκριμένη διάρκεια ονομάζεται **ακολουθία παλμών**. Ανάλογα με την επιθυμητή αντίθεση εικόνας για απεικονιστεί επαρκώς μια ανατομική περιοχή, επιλέγεται μια κατάλληλη ακολουθία παλμών.

Οι 2 μεγαλύτερες ομάδες ακολουθιών παλμών είναι οι ακολουθίες spin-echo (SE) και οι ακολουθίες Gradient Echo (GRE). Η μεγαλύτερες διαφορές τους είναι στον τρόπο επανεστίασης, όπου στις SE εφαρμόζεται συνήθως παλμός 180 ενώ στις GRE εφαρμόζεται βαθμιδωτό πηνίο, και στη διάρκειά τους, όπου οι GRE ακολουθίες είναι πιο σύντομες από τις SE.

ΚΕΦ 2. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Η ποιότητα της εικόνας που θα λάβουμε στην μαγνητική τομογραφία εξαρτάται από τους εξής παράγοντες:

- A) Λόγος Σήματος προς Θόρυβο (SNR)
- B) Λόγος Αντίθεσης προς Θόρυβο
- C) Χωρική διακριτική Ικανότητα
- D) Χρόνος Σάρωσης

Σαν παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας μπορούν να είναι και τυχόν τεχνικά σφάλματα.

Γενικώς αυτοί οι παράγοντες αλληλεξαρτιούνται και οποιαδήποτε αλλαγή των παραμέτρων της εξέτασης μπορεί να τους επηρεάσει άλλους θετικά κι άλλους αρνητικά.

A. ΛΟΓΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ (SNR)

Είναι ο λόγος της έντασης του σήματος προς την ένταση του θορύβου στην εικόνα. Σήμα στην Μαγνητική Τομογραφία εννοούμε το ηλεκτρικό ρεύμα που επάγεται(FID) στο πηνίο δέκτης λόγω της περιστροφής της διαμήκουσ μαγνήτισης προς το εγκάρσιο επίπεδο. Όσο υψηλότερο είναι το σήμα μίας ανατομικής δομής, τόσο φωτεινότερα θα είναι τα pixels της εικόνας που αντιστοιχεί για την περιοχή αυτή.

Ο θόρυβος στην Μαγνητική Τομογραφία οφείλεται στις τυχαίες διακυμάνσεις στις τιμές όμοιων pixels και εμφανίζεται υπό την μορφή κόκκων. Προκαλείται είτε λόγω κίνησης του ασθενούς(εκούσια ή ακούσια) είτε λόγω μεγάλων ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου. Παρ' όλα αυτά ο θόρυβος δεν μας επηρεάζει στην ποιότητα της εικόνας εφόσον αυξήσουμε σημαντικά την ένταση του σήματος.

Οι παράγοντες που επηρεάζουν τον λόγο SNR είναι οι εξής:

- *Η ένταση του πεδίου*
- *Χρόνος TR, TE και γωνία πρόσπτωσης*
- *Μέγεθος Voxel*
- *Αριθμός Διεγέρσεων NEX*
- *Εύρος συχνοτήτων rBW*
- *Είδος- Θέση πηνίου*

ΧΡΟΝΟΣ TR,TE,ΓΩΝΙΑ ΠΡΟΣΠΤΩΣΗΣ

Η γωνία που σχηματίζουν τα πρωτόνια με το μαγνητικό πεδίο ονομάζεται **γωνία πρόσπτωσης ή εκτροπής (flip angle)** της οποίας η τιμή εξαρτάται από το εύρος και τη διάρκεια εφαρμογής του παλμού RF. Προσδιορίζει το ποσοστό της εγκάρσιας μαγνήτισης που θα στραφεί και θα παράγει σήμα. Για συγκεκριμένο ιστό (με αντίστοιχο χρόνο χαλάρωσης T_1) θα παραχθεί μέγιστο σήμα μόνο με συγκεκριμένη γωνία εκτροπής σε δεδομένο TR και αυτή ονομάζεται *γωνία Ernst*. Το SNR θα αυξάνεται κάθε φορά που μεταβάλλουμε την γωνία εκτροπής και η τιμή της θα πλησιάζει εκείνης της γωνίας Ernst και αντίστροφα θα μειώνεται όταν θα απομακρύνεται από αυτήν.

Ο χρόνος που μεσολαβεί από την εφαρμογή του 1ου παλμού RF μέχρι τον 2ο ονομάζεται **χρόνος επανάληψης TR**. Ο χρόνος αυτός καθορίζει την τιμή της διαμήκουσ μαγνήτισης που θα καταγραφεί. Ανάλογα με τους χρόνους χαλάρωσης T_1 των ιστών, όσο μεγαλύτερος είναι ο TR τόσο μεγαλύτερη ή και πλήρης θα είναι η αποκατάσταση της διαμήκουσ μαγνήτισης, άρα θα αυξηθεί και το SNR. Αντίθετα, όσο μικρότερο είναι το TR τόσο λιγότερη θα είναι η αποκατάσταση της διαμήκουσ μαγνήτισης με συνέπεια τον κορεσμό του ιστού και την μείωση του SNR.

Ο χρόνος που μεσολαβεί μεταξύ ενός παλμού RF και της στιγμής της επανεστίασης όπου το σήμα είναι μέγιστο ονομάζεται **χρόνος ηχού TE**. Καθορίζει το μέρος της εγκάρσιας μαγνήτισης που θα καταγραφεί. Μεγάλος χρόνος TE σημαίνει μεγάλη απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης με αποτέλεσμα για την επανεστίαση της μαγνήτισης να χρησιμοποιείται μικρό ποσοστό εγκάρσιας μαγνήτισης, το οποίο δίνει χαμηλό σήμα κι έτσι μειώνεται το SNR. Μικρός χρόνος TE σημαίνει μικρή απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης και άρα μεγαλύτερο ποσοστό εγκάρσιας μαγνήτισης είναι διαθέσιμο για επανεστίαση, το οποίο θα δώσει υψηλό σήμα, άρα και αυξημένο SNR.

Οι χρόνοι TR,TE, και το Flip Angle αποτελούν τους εξωγενείς παράγοντες, οι οποίοι χειρίζονται τους ενδογενείς παράγοντες των ιστών T_1, T_2 , καθώς και της πυκνότητας πρωτονίων PD, και προσδιορίζουν το ποσοστό με το οποίο θα συμβάλουν ο κάθε παράγοντας στον σχηματισμό εικόνας (**Βάρος εικόνας**).

ΜΕΓΕΘΟΣ VOXEL

Το δομικό στοιχείο μιας ψηφιακής εικόνας είναι το **pixel**. Κάθε pixel της εικόνας αντιπροσωπεύει μέρος μιας ανατομικής περιοχής στην κλίμακα του γκρι. Αυτό ισχύει σε

κάθε δισδιάστατη ψηφιακή εικόνα. Στην περίπτωση της μαγνητικής τομογραφίας, όπου έχουμε τρισδιάστατες εικόνες(με μήκος,πλάτος,βάθος) το pixel αποτελεί την επιφάνεια ενός **voxel**, δηλαδή μιας μονάδας όγκου του ιστού που απεικονίζεται σε μια τομή μιας ανατομικής περιοχής. Το σύνολο των voxels που είναι στοιχισμένα σε σειρές και στήλες σχηματίζοντας πλέγμα και συνθέτουν την εικόνα της τομής ονομάζεται **μήτρα απεικόνισης**. Οι σειρές αντιπροσωπεύουν την διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας και οι στήλες την διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης. Το μέγεθος της ανατομικής περιοχής που θα απεικονιστεί προσδιορίζεται από το **πεδίο απεικόνισης(Field of View-FOV)**.

Το μέγεθος του voxel καθορίζεται από το εμβαδόν του pixel και το πάχος τομής, ενώ το εμβαδόν του pixel καθορίζεται από το FOV και την μήτρα απεικόνισης. Όσο μεγαλύτερα είναι τα voxels μιας τομής, τόσα περισσότερα πρωτόνια θα εμπεριέχονται μέσα σε αυτά και τα οποία θα συνεισφέρουν στο σήμα, οπότε η τομή θα έχει αυξημένο SNR συγκριτικά με τομή με μικρότερα voxels.

ΑΡΙΘΜΟΣ ΔΙΕΡΓΕΣΕΩΝ

Το σύνολο των επαναληπτικών μετρήσεων των λαμβανόμενων δεδομένων μιας ανατομικής περιοχής ονομάζεται **αριθμός διεγέρσεων (NEX)**. Δηλώνει πόσες φορές συμπληρώνεται μια γραμμή του **K-χώρου** μετά από κάθε επανάληψη της ίδιας ακολουθίας στο ίδιο πεδίο απεικόνισης. Κάθε φορά που επαναλαμβάνεται η μέτρηση των δεδομένων αυξάνεται το SNR κατά την τετραγωνική ρίζα του αριθμού διεγέρσεων.

ΕΥΡΟΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ ΔΕΚΤΗ

Το **εύρος συχνοτήτων δέκτη (Bandwidth)** είναι το εύρος των συχνοτήτων του σήματος που θα χρησιμοποιηθούν κατά την κωδικοποίηση συχνότητας για τον σχηματισμό της εικόνας. Οι μεταβολές στο εύρος συχνοτήτων μεταβάλλουν αντιστρόφως τον χρόνο δειγματοληψίας, το TE και την επίδραση σφαλμάτων χημικής μετατόπισης, επομένως και στο SNR. Έτσι, αυξάνοντας το Bandwidth μειώνεται η επίδραση του σφάλματος χημικής μετατόπισης, μειώνεται το ελάχιστο TE για δεδομένο TR, ο χρόνος δειγματοληψίας ενώ μειώνεται το SNR λόγω των αυξημένων συχνοτήτων θορύβου που καταγράφονται από την διεγερθείσα τομή συγκριτικά με τις συχνότητες σήματος.

Μειώνοντας το Bandwidth, το SNR αυξάνεται καθώς περιορίζεται η καταγραφή συχνοτήτων θορύβου χωρίς να περιορίζεται το σήμα, όμως αυξάνεται ο χρόνος δειγματοληψίας, ο ελάχιστος TE για δεδομένο TR επηρεάζοντας αρνητικά εικόνες T1W, ενώ αυξάνεται και η επίδραση του σφάλματος χημικής μετατόπισης στην εικόνα.

ΕΙΔΟΣ-ΘΕΣΗ ΠΗΝΙΟΥ

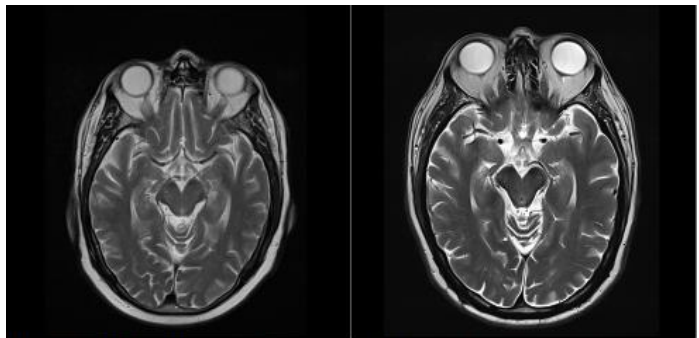
Γενικά, για να επιτευχθεί όσο το δυνατό υψηλότερο SNR θα πρέπει το πηνίο που θα χρησιμοποιηθεί να τοποθετείται κάθετα στο εγκάρσιο επίπεδο και στο μαγνητικό πεδίο B_0 . Έπειτα το μέγεθός του πρέπει να καλύπτει πλήρως την εξεταζόμενη ανατομική περιοχή και η απόσταση μεταξύ πηνίου-ανατομικής περιοχής να είναι η ελάχιστη δυνατή.

Μερικά πηνία που χρησιμοποιούνται ευρέως είναι τα πηνία επιφάνειας, τα οποία είναι εξαιρετικά ευαίσθητα και εφαρμόζονται ακριβώς πάνω από την εξεταζόμενη περιοχή και τα πολυκάναλα πηνία, όπου κάθε πηνίο συλλέγει πληροφορίες από μικρούς όγκους ιστών ξεχωριστά και συνολικά συνδυάζουν τις πληροφορίες τους για τον σχηματισμό εικόνας μεγάλου FOV και SNR .

ΕΝΤΑΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ

Όσο μεγαλύτερη είναι η ένταση του μαγνητικού πεδίου, τόσο μεγαλύτερος θα είναι και ο αριθμός των πρωτονίων που προσανατολίζονται παράλληλα σε σχέση με τα αντιπαράλληλα πρωτόνια αφού αυξάνεται η διαφορά ενέργειας μεταξύ των πρωτονίων χαμηλής και υψηλής ενέργειας. Αποτέλεσμα είναι η γραμμική αύξηση της διαμήκους μαγνήτισης με συνέπεια την λήψη σήματος μεγαλύτερης έντασης, άρα και αύξηση του SNR.

Παράλληλα, η αύξηση της διαθέσιμης διαμήκους μαγνήτισης σημαίνει και αύξηση του χρόνου που απαιτείται για την αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης(χρόνος χαλάρωσης T_1) μετά την εφαρμογή του παλμού RF και του συντονισμού, ενώ ο χρόνος που απαιτείται για την απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης (χρόνος χαλάρωσης T_2) δεν επηρεάζεται. Τέλος, λόγω αυξημένων ανομοιογενειών, μειωμένος θα είναι και ο χρόνος απόσβεσης του FID T_2^* .



Εικόνα 2.1: T2 TSE ακολουθία σε εγκάρσιο επίπεδο σε σύστημα:αριστερά 1,5T δεξιά 3T.

Έτσι, με την μεταβολή των παραπάνω παραγόντων, για την δημιουργία εικόνων συγκεκριμένου βάρους, θα πρέπει να μεταβληθούν οι χρόνοι TR,TE και το Flip Angle. Συχνά απαιτείται αύξηση του χρόνου TR και μείωση του χρόνου TE, ενώ σε εικόνες βάρους T1W μπορεί να χρησιμοποιηθεί μικρότερο Flip Angle.

B. ΛΟΓΟΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ (CNR)

Αντίθεση μίας εικόνας είναι η διαφορά πυκνότητας μεταξύ 2 γειτονικών σημείων.

Ο λόγος αντίθεσης προς θόρυβο **CNR** συνδέεται άμεσα με το SNR καθώς αντιπροσωπεύει την διαφορά SNR μεταξύ των δύο γειτονικών ανατομικών σημείων. Μεγάλες διαφορές στις τιμές του SNR δύο γειτονικών σημείων σημαίνει αύξηση του λόγου CNR άρα και καλύτερη διάκριση των στοιχείων μιας ανατομικής περιοχής και την ανάδειξη τυχόν παθολογίας στην περιοχή αυτή.

Ο λόγος CNR επηρεάζεται σχεδόν από τους ίδιους παράγοντες που επηρεάζουν και τον λόγο SNR. Παρακάτω παρατίθενται μερικοί παράγοντες οι οποίοι επηρεάζουν τον CNR:

Επιλογή εικόνων Βάρους T_2W : Για την δημιουργία εικόνων T_1W χρησιμοποιούνται σχετικά μικροί χρόνοι TR, TE και υψηλότερο σήμα έχει το λίπος λόγω του μικρού χρόνου T_1 και T_2 , ενώ για τη δημιουργία εικόνων T_2 επιλέγονται σχετικά μεγάλοι χρόνοι TR, TE, και υψηλότερο σήμα έχουν τα υγρά λόγω των μεγάλων χρόνων T_1 και T_2 . Υψηλότερο CNR θα έχουν οι εικόνες βάρους T_2 , παρότι έχουν μικρότερο SNR από τις εικόνες βάρους T_1 , καθώς όταν υπάρχει παθολογικός ιστός σε μια ανατομική περιοχή, παρατηρείται αύξηση της συγκέντρωσης του νερού, με αποτέλεσμα την αύξηση του σήματος στην περιοχή της παθολογίας συγκριτικά με το μειωμένο σήμα της υπόλοιπης φυσιολογικής ανατομικής περιοχής. Συμπερασματικά, για να έχουμε αυξημένο λόγο CNR προτιμότερες είναι οι εικόνες βάρους T_2 .

Χρήση σκιαγραφικών ουσιών: Στην μαγνητική τομογραφία χρησιμοποιούνται Μέσα Σκιαγραφικής Αντίθεσης με βάση το γαδολίνιο, οι οποίες είτε μειώνουν τον χρόνο χαλάρωσης T_1 (θετικά ΜΣΑ) είτε τον αυξάνουν (αρνητικά ΜΣΑ). Για την αύξηση του CNR χρησιμοποιούνται κυρίως θετικά ΜΣΑ, αφού με την χορήγησή τους, δημιουργείται έντονη αντίθεση μεταξύ των ιστών που τα προσλαμβάνουν (παθολογικοί ή μη) και των ιστών που δεν τα προσλαμβάνουν.

Χρήση τεχνικής χημικού προ κορεσμού και αντίθεσης μέσω μεταφοράς μαγνήτισης (MTC):

Με την χρήση *τεχνικής χημικού προ κορεσμού*, καταστέλεται το σήμα των φυσιολογικών ιστών με αποτέλεσμα να αυξάνεται η αντίθεση μεταξύ της παθολογικής περιοχής και των παρακείμενων φυσιολογικών ιστών.

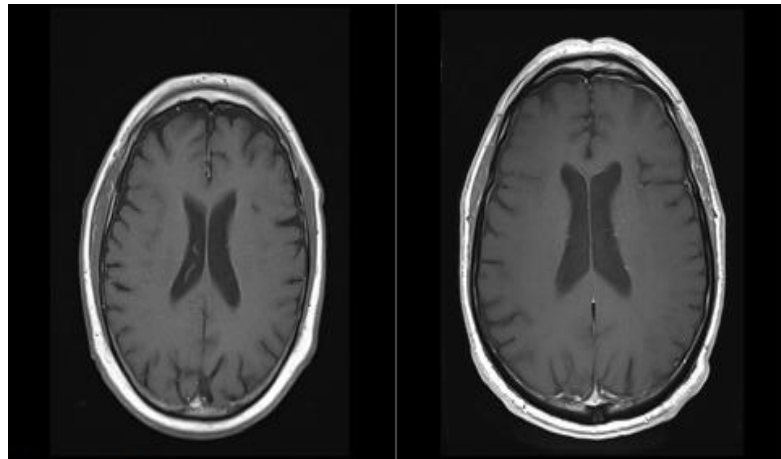
Με τη χρήση της *τεχνικής MTC* καταστέλεται το σήμα πρωτονίων που είναι συνδεδεμένα με πρωτεΐνες ή άλλα μακρομόρια με την χρήση παλμών προ κορεσμού. Αυτό γίνεται διότι αυτά τα πρωτόνια έχουν χαμηλότερους χρόνους T_2 και όταν αλληλεπιδρούν με τα ελεύθερα πρωτόνια, στα οποία βασίζεται η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού, ρίχνουν την ένταση του σήματος που παράγουν. Έτσι, με την τεχνική αυτή αυξάνεται το CNR

μεταξύ 2 γειτονικών περιοχών, ειδικά μεταξύ παθολογικού-φυσιολογικού ιστού.

CNR και Ένταση μαγνητικού πεδίου

Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενη ενότητα, αύξηση της έντασης μαγνητικού πεδίου προκαλεί αύξηση του λόγου SNR άρα, θα επηρεαστεί και ο λόγος CNR εξαιτίας της εξάρτησής του από τον λόγο SNR.

Σε εικόνες T₁ W, παρατηρείται χαμηλός λόγος CNR λόγω των αυξημένων χρόνων T₁ στα



Εικόνα 2.2: T₁ SE σε εγκάρσιο επίπεδο μετά την έγχυση σκιαγραφικού σε σύστημα: Αριστερα 1,5T, Δεξια 3T.

υψηλότερα πεδία. Όμως, αυτή η αύξηση του χρόνου T₁ ενισχύει την δράση των Μέσων Σκιαγραφικής Αντίθεσης, η περιοχή που προσλαμβάνει το σκιαγραφικό εμφανίζεται με περισσότερη ένταση, με αποτέλεσμα την αύξηση του CNR μεταξύ της εμπλουτιζόμενης, με γαδολίνιο, ανατομικής περιοχής και των παρακείμενων ιστών.

Σε εικόνες βάρους T₂ W ο λόγος CNR είναι επίσης αυξημένος.

C.ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ(Spatial Resolution)

Χωρική διακριτική ικανότητα είναι η ικανότητα της διάκρισης 2 γειτονικών ανατομικών σημείων ως 2 διαφορετικές οντότητες. Εξαρτάται από το μέγεθος των **voxels** τα οποία, όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενη ενότητα, είναι μονάδες όγκου του ιστού που απεικονίζεται σε μια τομή μιας ανατομικής περιοχής με μορφή κύβου, όπου όταν οι 3 διαστάσεις του(ύψος, πλάτος, βάθος) είναι ίσες χαρακτηρίζεται ως ισοτροπικό voxel, ενώ όταν είναι άνισες, ως ανισοτροπικό voxel.

Το μέγεθος του voxel καθορίζεται από

- **το πάχος της τομής:** αύξηση του πάχους τομής αυξάνει το μέγεθος του voxel με μείωση ΧΔΙ, ενώ μείωσή του μειώνει το μέγεθος voxel και αύξηση ΧΔΙ.
- **το FOV:** αύξηση του FOV αυξάνει το μέγεθος του voxel και μειώνει ΧΔΙ ενώ μείωσή του, μειώνει αντίστοιχα το μέγεθος του voxel και αυξάνει την ΧΔΙ.
- **το μέγεθος της μήτρας:** Αύξηση του μεγέθους της μήτρας προκαλεί σε αυτή τη περίπτωση μείωση του μεγέθους του voxel, άρα αυξάνει την ΧΔΙ ενώ μείωση της μήτρας προκαλεί αύξηση του voxel και μείωση της ΧΔΙ

Για να επιτευχθεί μέγιστη χωρική διακριτική ικανότητα (ΧΔΙ) θα πρέπει το μέγεθος των

voxels να είναι το μικρότερο δυνατό. Αυτό θα συμβεί με τη ταυτόχρονη χρήση μικρού πάχους τομής, μικρού FOV και αύξηση της μήτρας απεικόνισης με αρνητικό αποτέλεσμα, όμως, το μειωμένο SNR. Σε περίπτωση μεγάλων voxels ενδέχεται να εμφανιστεί το φαινόμενο του μερικού όγκου. Όταν εμφανίζεται αυτό το φαινόμενο, το voxel είναι αρκετά μεγάλο ώστε να συμπεριλαμβάνει το σήμα από 2 διαφορετικούς ιστούς (πχ οστό, λίπος) με αποτέλεσμα να αποδίδεται στο voxel μια μέση τιμή σήματος κι έτσι είναι μη διακριτή η απεικόνιση της συγκεκριμένης περιοχής (μειωμένη ΧΔΙ).

Μεταβολή των παραπάνω παραγόντων για την αύξηση της ΧΔΙ επηρεάζει αρνητικά τον λόγο SNR. Οπότε η επιλογή των παραγόντων θα πρέπει να είναι η κατάλληλη, ώστε να εξασφαλίζεται ταυτόχρονα ικανοποιητικός λόγος SNR και η καλύτερη δυνατή ΧΔΙ.

Με τη Χρήση τεχνικής 3D λαμβάνονται δεδομένα από όλη την ανατομική περιοχή. Αυτό επιτυγχάνεται με την διέγερση ολόκληρης της εξεταζόμενης ανατομικής περιοχής. Αφού γίνει αυτό, πραγματοποιείται η κωδικοποίηση τομής και τα δεδομένα που αποκτήθηκαν διαχωρίζονται αρχικά από το βαθμιδωτό πηνίο κωδικοποίησης τομής σε τομές με βάση την φάση τους. Έτσι λαμβάνονται εξαιρετικά λεπτές τομές χωρίς μεσοδιαστήματα με συνέπεια να αυξάνεται η ΧΔΙ χωρίς να υπάρχουν μεγάλες απώλειες στο SNR, ενώ παράλληλα δίνεται η δυνατότητα της ανασύνθεσης της εικόνας σε όλα τα επίπεδα ,εφόσον το voxel είναι ιστροπικό.

Τέλος, αξίζει να αναφερθεί ότι όσο αυξάνεται το μαγνητικό πεδίο των μαγνητικών τομογράφων, παράγονται εικόνες υψηλότερης ΧΔΙ. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι στα συστήματα υψηλότερων πεδίων ο λόγος SNR είναι υψηλότερος(βλ. Προηγούμενη ενότητα) κι έτσι δίνεται η δυνατότητα επιλογής παραγόντων οι οποίοι θα αυξήσουν την ΧΔΙ, επιτυγχάνοντας παράλληλα ικανοποιητικό λόγο SNR.

D. ΧΡΟΝΟΣ ΣΑΡΩΣΗΣ

Ο χρόνος σάρωσης είναι ο χρόνος που απαιτείται για την πλήρωση του K-χώρου . Σε μεγάλους χρόνους σάρωσης, ενδέχεται ο ασθενής να κουραστεί και να κινηθεί με αποτέλεσμα την εμφάνιση σφαλμάτων κίνησης στην εικόνα, επιμηκύνοντας έτσι περισσότερο τον συνολικό χρόνο της εξέτασης. Επιδιώκεται ,λοιπόν, ο μικρότερος δυνατός χρόνος σάρωσης για την καλύτερη δυνατή ποιότητα εικόνας και τη μικρότερη διάρκεια ακινητοποίησης του ασθενή.

Ο χρόνος Σάρωσης εξαρτάται από τον

- **χρόνο επανάληψης TR:** Μείωση του χρόνου TR μειώνει τον χρόνο σάρωσης αφού ελαττώνει τον χρόνο με τον οποίο γεμίζουν οι γραμμές του K-χώρου αλλά μειώνει το SNR και αυξάνει το βάρος του $T_1 W$ στην εικόνα

- **τον αριθμό βημάτων κωδικοποίησης φάσης:** Μείωση των βημάτων κωδικοποίησης φάσης μειώνει τον χρόνο σάρωσης αφού μειώνονται οι γραμμές του K-χώρου που μπορούν να συμπληρωθούν, όμως υπάρχουν απώλειες στην ΧΔΙ.
- **τον αριθμό διεγέρσεων:** Μείωση των αριθμό διεγέρσεων μειώνει τον χρόνο σάρωσης αφού ελαττώνονται οι επαναληπτικές καταγραφές των δεδομένων μίας γραμμής του K-χώρου αλλά θα μειωθεί ο λόγος SNR.

Ο **K-χώρος** είναι ο χώρος στον οποίο αποθηκεύονται τα ψηφιοποιημένα δεδομένα μιας τομής (συχνότητες σήματος), τα οποία αποκτήθηκαν μετά από την εφαρμογή των πηνίων κωδικοποίησης φάσης και συχνότητας, πριν την επεξεργασία του και τον μετασχηματισμό τους σε εικόνα. Έχει ορθογώνιο σχήμα και αποτελείται από τον οριζόντιο άξονα συχνότητας και τον κάθετο άξονα φάσης. Επίσης αποτελείται από οριζόντιες γραμμές στη μέση των οποίων διέρχονται κάθετα οι άξονες συχνότητας και φάσης.

Το πλήθος των γραμμών καθορίζεται από τον αριθμό των βημάτων κωδικοποίησης φάσης. Κάθε φορά που γεμίζει μια γραμμή του K-χώρου σε χρόνο TR, μεταβάλλεται η κλίση του πηνίου κωδικοποίησης φάσης και συμπληρώνεται η επόμενη γραμμή. Αυτό θα έχει σαν αποτέλεσμα οι περιφερικές γραμμές, οι οποίες αντιπροσωπεύουν περιοχές όπου εφαρμόστηκε το πηνίο με μεγάλες κλίσεις, να έχουν χαμηλό σήμα, ενώ οι κεντρικές γραμμές, οι οποίες αντιπροσωπεύουν περιοχές όπου εφαρμόστηκε το πηνίο με μικρές κλίσεις, θα έχει το υψηλότερο σήμα.

Τέλος επειδή το πηνίο διαθέτει θετικό και αρνητικό πόλο, οι γραμμές από το κέντρο προς τα πάνω έχουν θετικό πρόσημο, ενώ εκείνες από το κέντρο προς τα κάτω με αρνητικό πρόσημο. Τα δεδομένα των πάνω και των κάτω γραμμών είναι και συμμετρικά, λόγω ότι η συνολική κλίση του πηνίου θα είναι η ίδια σε όλο το μήκος του K-χώρου.

Ο τρόπος με τον οποίο θα πληρωθεί ο K-χώρος επηρεάζει άμεσα τον χρόνο σάρωσης. Έτσι, έχουν βρεθεί τεχνικές ώστε να εξασφαλίζεται η ομαλή πλήρωση του K-χώρου με μείωση του χρόνου σάρωσης. Παρακάτω παρατίθενται μερικές από αυτές.

Χρήση τεχνική half Fourier: Με αυτή την τεχνική, επιλέγεται για τον σχηματισμό εικόνας να σταματά η λήψη δεδομένων αφού συμπληρωθούν τουλάχιστον οι μισές γραμμές του K-χώρου, εκμεταλλευόμενοι την συμμετρία του (ίδια δεδομένα στις θετικές και αρνητικές γραμμές). Αυτή η τεχνική όμως θα μειώσει τον λόγο SNR.

Χρήση Παράλληλης απεικόνισης: Με αυτή τη τεχνική, γίνεται την ίδια στιγμή πλήρωση περισσότερων από μία γραμμή του K-χώρου, χρησιμοποιώντας πηνία με πολλά κανάλια (πολυκάναλα πηνία) που δρουν αυτόνομα, τα οποία συνδέονται μεταξύ τους με αποτέλεσμα να συμμετέχουν ταυτόχρονα στην λήψη των δεδομένων. Η μείωση του

χρόνου σάρωσης είναι εντυπωσιακή όμως η χρήση της τεχνικής μειώνει τον λόγο SNR και παράλληλα να προκαλέσει την εμφάνιση σφαλμάτων αναδίπλωσης, τα οποία όμως μπορούν να αντισταθμιστούν με άλλες τεχνικές.

Τέλος, αξίζει να αναφερθεί ότι, σε συστήματα υψηλότερων μαγνητικών πεδίων, όπως συστήματα 3Tesla, τα πηνία εφαρμόζονται με μεγαλύτερη ταχύτητα απ' ότι στα συστήματα 1,5Tesla με αποτέλεσμα να μπορούν να επιτευχθούν μικρότεροι χρόνοι σάρωσης για την μείωση σφαλμάτων κίνησης, χωρίς να υπάρχουν απώλειες στον λόγο SNR και στην ΧΔΙ (αντιθέτως υπάρχει κέρδος).

ΚΕΦ 3. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΣΤΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Τεχνικά σφάλματα (artifacts) εμπεριέχονται σχεδόν σε κάθε εικόνα της μαγνητικής τομογραφίας. Είναι δομές που δεν αντιπροσωπεύουν κάποια ανατομική δομή και δημιουργούν διαγνωστικά προβλήματα(μιμούνται ή αποκρύπτουν παθολογία) ή μειώνουν την ποιότητα εικόνας.

Τα σφάλματα αυτά πρέπει να αναγνωρίζονται έγκαιρα ώστε να εξαλειφθούν εντελώς ενώ σε ορισμένες κατηγορίες σφαλμάτων μπορούν μόνο να μειωθούν για να μην προκληθούν τα προβλήματα που προαναφέρθηκαν.

Τεχνικά σφάλματα που εμφανίζονται στην μαγνητική τομογραφία είναι τα εξής:

- Σφάλματα λόγω κίνησης
- Σφάλμα χημικής μετατόπισης
- Σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας (susceptibility)
- Σφάλμα διασταυρούμενης διέγερσης (cross talk)
- Σφάλμα <<αποκοπής>> (truncation)
- Σφάλμα Αναδίπλωσης (aliasing)
- Σφάλμα Moire
- Σφάλμα δίκην φερμουάρ (zipper)
- Διηλεκτρικό Φαινόμενο.

Α)ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΛΟΓΩ ΚΙΝΗΣΗΣ

Σφάλματα λόγω κίνησης του ασθενούς μπορούν να συμβούν είτε λόγω εκούσιας είτε ακούσιας κίνησης του λόγω ροής των αγγείων, κίνησης της καρδιάς, αναπνευστικής κίνησης, ή κυκλοφορίας του ΕΝΥ. Στην εικόνα τα σφάλματα λόγω εκούσιας ή ακούσιας κίνησης του ασθενούς εμφανίζονται με ασαφοποίηση της εικόνας κατά την κωδικοποίηση φάσης, ενώ τα σφάλματα λόγω ροής αίματος-ΕΝΥ και κίνησης καρδιάς και της αναπνοής, προκαλούν τη δημιουργία μη πραγματικού στοιχείου (ειδώλου) πανομοιότυπο και συμμετρικό με το πραγματικό ανατομικό θέμα.

Για την αντιμετώπιση των παραπάνω σφαλμάτων θα πρέπει να εξασφαλιστεί η άνεση και η καλή ακινητοποίηση του ασθενούς καθώς και η μέγιστη δυνατή συνεργασία του με τον τεχνολόγο ακτινολόγο. Έπειτα, υπάρχουν τεχνικές που



Εικόνα 3.1: T2 TSE σε μαγνητικό τομογράφο 3T. Παρατηρείται το φαινόμενο δημιουργίας ειδώλων του οφθαλμικού βολβου τα οποία επηρεάζουν την εικόνα.

μειώνουν αρκετά τις επιδράσεις των σφαλμάτων κίνησης στην εικόνα αλλά καμία από αυτές δεν τις εκμηδενίζουν πλήρως.

Παρακάτω παρατίθενται μερικές από αυτές:

Αλλαγή αξόνων φάσης και συχνότητας: Αλλάζοντας την κατεύθυνση της κωδικοποίησης φάσης και συχνότητας, αλλάζει η θέση του σφάλματος στην εικόνα έτσι ώστε να μην επηρεάζει την απεικόνιση της ενδιαφερόμενης ανατομικής περιοχής.

Χρήση τεχνικής προ-κορεσμού: Με την τεχνική αυτή, μηδενίζεται το σήμα μιας καθορισμένης περιοχής. Έτσι, στην περιοχή που θέλουμε να απεικονίσουμε δεν περιλαμβάνονται οι κινούμενες δομές, όπως η καρδιά και τα αγγεία, κι έτσι οι κινήσεις τους δεν επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας

B) ΣΦΑΛΜΑ ΑΝΑΔΙΠΛΩΣΗΣ

Σε περιπτώσεις που η ανατομική περιοχή που διεγείρεται δεν περιλαμβάνεται μέσα στο FOV (ελλiptής δειγματοληψία), τότε οι περιοχές που βρίσκονται εκτός FOV εμφανίζονται στα όρια της εικόνας των ανατομικών δομών εντός FOV, προκαλώντας το σφάλμα Αναδίπλωσης.

Το σφάλμα συμβαίνει κατά την δειγματοληψία και η θέση του στην εικόνα εξαρτάται από την διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας και φάσης.

Για την αντιμετώπιση του σφάλματος αναδίπλωσης παραθέτονται οι παρακάτω τεχνικές:

Αύξηση του FOV: Με αύξηση του FOV περιλαμβάνεται

πλέον ολόκληρη η ανατομική περιοχή που διεγείρεται από το πηνίο κι έτσι εξαλείφεται η αναδίπλωση κατά μήκος του άξονα κωδικοποίησης συχνότητας, όμως θα μειωθεί η χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας.

Χρήση τεχνικής χωρικού προ κορεσμού: Με την χρήση αυτής της τεχνικής, καταστέλλεται το σήμα των περιοχών εκτός FOV κι έτσι αποφεύγεται η δειγματοληψία τους και κατά συνέπεια η εμφάνισή τους στην εικόνα.

Χρήση τεχνικής αντι-αναδίπλωσης(no phase wrap): Με την χρήση αυτής της τεχνικής, εξαλείφεται η αναδίπλωση κατά μήκος του άξονα κωδικοποίησης φάσης όπου μεταβάλλονται σταδιακά οι εξής παράγοντες:

- Διπλασιάζεται το FOV αλλά μειώνεται η χωρική διακριτική ικανότητα(ΧΔΙ).
- Αυξάνονται τα βήματα κωδικοποίησης φάσης για να αναιρεθεί η μείωση της ΧΔΙ αλλά αυξάνεται ο χρόνος εξέτασης.



Εικόνα 3.2: T2 TSE σε μαγνητικό τομογράφο 3T. Δεξιά στην εικόνα παρατηρείται μια μικρή εμφάνιση του φαινομένου της αναδίπλωσης η οποία δεν επηρεάζει την εικόνα

- Μειώνεται αυτόματα ο αριθμός διεγέρσεων για να αναιρεθεί η αύξηση του χρόνου εξέτασης και το πλεονάζον τμήμα του FOV απομακρύνεται από την τελική εικόνα.

Γ) ΣΦΑΛΜΑ MOIRE

Σε περιπτώσεις που το σφάλμα Αναδίπλωσης συνυπάρχει με ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου, οι οποίες δεν αντισταθμίζονται από την χρησιμοποιηθείσα ακολουθία παλμών, εμφανίζονται στα όρια του FOV ασπρόμαυρες ταινιοειδείς γραμμές (δίκην ζέβρας).

Το σφάλμα moire(ή zebra) αντιμετωπίζεται εγκαίρως όταν χρησιμοποιούνται SE ακολουθίες αντί GRE.

Δ) ΣΦΑΛΜΑ ΑΠΟΚΟΠΗΣ (TRUNCATION)

Το σφάλμα Αποκοπής εμφανίζεται εξαιτίας της ελλιπούς δειγματοληψίας των δεδομένων κατά την κωδικοποίηση φάσης, κατά την οποία τα βήματα είναι πολύ λιγότερα από τα βήματα κωδικοποίησης συχνότητας. Αυτό επιδιώκεται μερικές φορές για να μειωθεί ο χρόνος της εξέτασης και να αυξηθεί το μέγεθος των pixels. Στην εικόνα το σφάλμα εμφανίζεται στα όρια περιοχών με μεγάλη αντίθεση μεταξύ τους (π.χ. κρανίο-εγκέφαλος κλπ.), ως γραμμές χαμηλού σήματος.

Κύριο μέτρο για την εξάλειψη του σφάλματος είναι η αύξηση των βημάτων κωδικοποίησης φάσης που έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση του μεγέθους της μήτρας, όπως και του χρόνου εξέτασης.

Ε) ΣΦΑΛΜΑ ΔΙΑΣΤΑΥΡΟΥΜΕΝΗΣ ΔΙΕΡΓΕΣΗΣ (CROSS TALK)

Πρακτικά, ο παλμός RF για την διέγερση μιας τομής δεν έχει τετράγωνο σχήμα και εύρος ίσο με το πάχος τομής, αλλά πιο στρογγυλό σχήμα και το πάχος τομής ισούται με το πλάτος του παλμού στη μέση του ύψους του. Έτσι, όταν εφαρμόζονται 2 παλμοί RF χωρίς κενό ανάμεσά τους, τότε διεγείρεται διπλά το μέρος του ιστού στα σημεία που διασταυρώνονται με αποτέλεσμα τον κορεσμό του και το λανθασμένα χαμηλό σήμα στην εικόνα.

Για την εξάλειψη του σφάλματος χρησιμοποιείται το κατάλληλο μεσοδιάστημα μεταξύ των τομών ανάλογα με το επιθυμητό πάχος τομής. Τέλος, με την χρήση τεχνικής 3D λαμβάνονται εξαιρετικά λεπτές τομές χωρίς μεσοδιαστήματα με την διέγερση ολόκληρης της εξεταζόμενης ανατομικής περιοχής επιτυγχάνοντας παράλληλα υψηλό λόγο SNR και υψηλή Χωρική διακριτική ικανότητα.

ΣΤ) ΣΦΑΛΜΑ ΔΙΚΗΝ ΦΕΡΜΟΥΑΡ (ZIPPER)

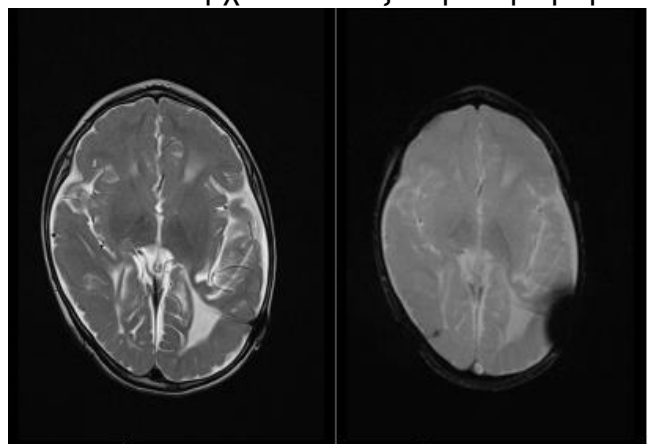
Όταν τα πηνία δέκτες ανιχνεύσουν ραδιοσυχνότητες που δεν προέρχονται από τον

μαγνητικό τομογράφο κατά τη διάρκεια της εξέτασης τότε εμφανίζεται το σφάλμα zipper. Οι ραδιοσυχνότητες αυτές προέρχονται από εξωτερική πηγή εκτός του χώρου του μαγνητικού τομογράφου είτε επειδή είναι ανοιχτή η πόρτα του χώρου είτε λόγω ελλιπούς θωράκισής του. Εμφανίζεται με την μορφή οριζόντιας γραμμής δίκην φερμουάρ που είναι παράλληλη στην διεύθυνση φάσης.

Πλήρης εξάλειψη του σφάλματος επιτυγχάνεται με το να παραμένει η πόρτα του χώρου του τομογράφου κλειστή, ιδιαίτερα κατά την διάρκεια των ακολουθιών, και καλώντας την τεχνική υπηρεσία του συστήματος.

Z) ΣΦΑΛΜΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΕΠΙΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑΣ

Μαγνητική επιδεκτικότητα είναι η ικανότητα των ατόμων μίας χημικής ουσίας, και συγκεκριμένα του πυρήνα τους, να μαγνητίζονται όταν εισέρχονται σε εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Εκφράζει δηλαδή το πόσο εύκολα ή δύσκολα μαγνητίζεται το άτομο και σε ποιόν βαθμό διαταράσσει την ομοιογένεια ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου όταν εισέρχεται σε αυτό. Το σφάλμα εμφανίζεται στα όρια υλικών ή ιστών με διαφορετική μαγνητική επιδεκτικότητα και οφείλεται στην παρουσία μεταλλικών εμφυτευμάτων εντός και εκτός του σώματος του ασθενούς (φερμουάρ, σιδεράκια, χειρουργικά clips, κ.α) εντός της εξεταζόμενης



Εικόνα 3.3: Αριστερα T2 TSE σε 1.5T μαγνητικό τομογράφο σε παιδί. Δεξια T2 FLASH GRE σε 1.5T μαγνητικό τομογράφο σε παιδί. Όπως φαίνεται στις εικόνες, η παρουσία βαλβίδας στο αριστερο ημισφαίριο στο κάτω μέρος, επηρεάζει την εικόνα στην ακολουθία GRE(δεξια).

ανατομικής περιοχής. Αυτό το γεγονός έχει σαν αποτέλεσμα την απώλεια σήματος (σκοτεινή περιοχή στην εικόνα) λόγω απώλεια φάσης, καθώς και παραμόρφωση στην εικόνα .

Επίσης, οφείλεται και σε περίπτωση αιμορραγίας στην περιοχή λόγω της παρουσίας σιδήρου του αίματος, ο οποίος έχει υψηλότερη μαγνητική επιδεκτικότητα σε σχέση με τους γειτονικούς ιστούς. Εξαιτίας αυτής της ιδιότητας η ύπαρξη του σφάλματος μπορεί να γίνει χρήσιμη, υπό προϋποθέσεις, για την ανίχνευση πρόσφατης αιμορραγίας στην εξεταζόμενη περιοχή με την χρήση ακολουθιών Gradient Echo.

Παρακάτω αναφέρονται μερικοί τρόποι αντιμετώπισης του σφάλματος:

Αφαίρεση όλων μεταλλικών αντικειμένων από τον ασθενή. Σε περιπτώσεις ύπαρξης μεταλλικών αντικειμένων εντός του σώματος και κατ'επέκταση εντός της εξεταζόμενης περιοχής η εμφάνιση του σφάλματος είναι αναπόφευκτη.

Με την μείωση του TE επιτυγχάνεται η μείωση της απώλειας φάσης εξαιτίας των

διαφορετικών μαγνητικών επιδεκτικότητων με αποτέλεσμα την μείωση τη επίδρασης του σφάλματος στην εικόνα.

Η χρήση SE ακολουθιών αντί GRE προτιμάται για τον περιορισμό της έντασης του σφάλματος στην εικόνα, αφού οι SE ακολουθίες χρησιμοποιούν παλμούς RF για την επανεστίαση, με αποτέλεσμα να περιορίζεται η επιρροή του σφάλματος στην εικόνα σε αντίθεση με τις GRE ακολουθίες, που χρησιμοποιούν για την επανεστίαση πηνία βαθμίδας με αποτέλεσμα των οποίων το σήμα επηρεάζεται σημαντικά από τις ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου.

Τέλος, αξίζει να αναφερθεί το γεγονός ότι το σφάλμα γίνεται πιο έντονο όσο αυξάνεται η ένταση του μαγνητικού πεδίου. Συγκεκριμένα, με την αύξηση του μαγνητικού πεδίου, το σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας αυξάνεται στο τετράγωνο. Αυτό θα έχει σαν αποτέλεσμα την μειωμένη ποιότητα εικόνας στις ακολουθίες GRE και EPI, η οποία μπορεί να αντισταθμιστεί με την χρήση κατάλληλων τεχνικών πλήρωσης K-χώρου. Επίσης, αυξάνεται η ευαισθησία των τεχνικών PWI και fMRI

Η)ΣΦΑΛΜΑ ΧΗΜΙΚΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

Γενικά το νερό και το λίπος περιέχουν άτομα υδρογόνου στα μόριά τους, των οποίων οι πυρήνες τους έχουν διαφορετική συχνότητα Larmor. Αυτό οφείλεται κυρίως στο γεγονός ότι στην περίπτωση του νερού, το υδρογόνο συνδέεται με οξυγόνο και την περίπτωση του λίπους με άνθρακα. Αυτή η διαφορά συχνοτήτων Larmor των πυρήνων του νερού και του λίπους ονομάζεται φαινόμενο **χημικής μετατόπισης**, η οποία ισούται με 3,5 ppm (pieces per million) της έντασης του μαγνητικού πεδίου. Ο παραπάνω αριθμός είναι ανεξάρτητος από το εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο. Έτσι, όταν εφαρμόζεται μαγνητικό πεδίο έντασης π.χ. 1,5T, η χημική μετατόπιση νερού-λίπους θα έχει τιμή 220Hz και υπολογίζεται μέσω του παρακάτω τύπου:

$$\text{Χημική μετατόπιση} = \text{συχνότητα Larmor } H_2 * 3,5\text{ppm} = 42,6\text{MHz} * 1,5\text{T} * 3,5\text{ppm} = 220\text{Hz}$$

Το αποτέλεσμα λόγω αυτού του φαινομένου είναι αισθητό και στις 2 διευθύνσεις κωδικοποίησης συχνότητας και φάσης κατα περίπτωση.

Στην περίπτωση όπου σφάλμα εντοπίζεται στην *διεύθυνση συχνότητας*, αυτή η διαφορά στις συχνότητες μετάπτωσης θα έχει σαν συνέπεια την λανθασμένη καταχώριση του σήματος νερού-λίπους σε περιοχές που γειτνιάζουν και εμφανίζεται στην εικόνα ως μηνοειδείς γραμμές χαμηλού σήματος στα όρια αυτών των περιοχών.

Το πόσο θα επηρεάζει ή όχι την εικόνα αυτό το σφάλμα εξαρτάται από το εύρος συχνοτήτων δέκτη που θα επιλεγεί κατά την κωδικοποίηση συχνότητας και από το μέγεθος της μήτρας απεικόνισης. Αυξάνοντας το εύρος συχνοτήτων δέκτη χωρίς να μεταβάλλεται το μέγεθος της μήτρας, μειώνει την επίδραση του σφάλματος αφού μειώνει την λανθασμένη

καταχώρηση του σήματος του νερού και του λίπους στην εικόνα, δηλαδή μειώνει την απόσταση σήματος μεταξύ νερού και λίπους στην εικόνα. Αντίθετα, αυξάνοντας τη μήτρα απεικόνισης χωρίς να μεταβάλλεται το εύρος συχνοτήτων δέκτη, η επίδραση του σφάλματος θα είναι μεγαλύτερη αφού θα αυξηθεί η απόσταση μεταξύ των σημάτων νερού και λίπους.

Έτσι, για να μειωθεί η επίδραση του σφάλματος στην εικόνα θα χρειαστεί να αυξηθεί το εύρος συχνοτήτων δέκτη και να μειωθεί η μήτρα (αύξηση μεγέθους pixel). Επίσης, η χρήση της τεχνικής χημικού προ-κορεσμού, επιτρέπει την χρήση μικρότερου εύρους συχνοτήτων δέκτη για να αυξηθεί το SNR της εικόνας.

Όταν το σφάλμα εμφανίζεται στην *διεύθυνση φάσης*, οφείλεται στην διαφορά φάσης μεταξύ των πυρήνων του νερού και του λίπους λόγω των διαφορετικών τιμών των συχνοτήτων μετάπτωσης. Άρα οι πυρήνες του νερού και του λίπους, θα είναι για συγκεκριμένα χρονικά διαστήματα σε φάση και εκτός φάσης. Αυτό το χρονικό διάστημα ονομάζεται περιοδικότητα. Όταν οι πυρήνες βρίσκονται εκτός φάσης, τότε δεν παράγεται συνολικό σήμα στα όρια της περιοχής νερού-λίπους η οποία περιέχεται στα ίδιο voxel και στην εικόνα η περιοχή αυτή απεικονίζεται με χαμηλού σήματος δακτυλίους.

Για την μείωση της επίδρασης του συγκεκριμένου σφάλματος στην εικόνα, θα χρειαστεί να μεταβληθεί καταλλήλως ο χρόνος TE, με την ανάλογη μεταβολή στο βάρος της εικόνας, ώστε το νερό και το λίπος να είναι σε φάση. Επίσης προτιμότερη είναι η χρήση SE αντί GRE ακολουθιών, λόγω ότι οι SE ακολουθίες αντισταθμίζουν πιο αποτελεσματικά τις απώλειες φάσης συγκριτικά με τις GRE ακολουθίες.

Η χημική μετατόπιση σε υψηλότερα μαγνητικά πεδία

Η χημική μετατόπιση επηρεάζεται σημαντικά από την ένταση του μαγνητικού πεδίου. Στα μαγνητικά πεδία έντασης μικρότερα του 1T η χημική μετατόπιση δεν προκαλεί σφάλματα στην εικόνα. Αντίθετα όσο αυξάνεται το μαγνητικό πεδίο από 1,5T και πάνω, οι διαφορές μεταξύ μεταπτωτικών συχνοτήτων των πυρήνων του νερού και του λίπους είναι μεγαλύτερες, όπως και η περιοδικότητά τους. Ενδεικτικά, η χημική μετατόπιση στα 3T είναι 440Hz, σύμφωνα με τον παραπάνω τύπο, δηλαδή διπλάσια από την χημική μετατόπιση στο 1,5T. Η αυξημένη χημική μετατόπιση των υψηλότερων πεδίων είναι αρκετά χρήσιμη για την μέθοδο της φασματοσκοπίας MR.

Έτσι, απαιτούνται μεγαλύτερες μεταβολές στο εύρος συχνοτήτων δέκτη και στο μέγεθος της μήτρας ώστε να αντισταθμιστεί η αυξημένη επίδραση του σφάλματος στην εικόνα λόγω του μεγαλύτερου μαγνητικού πεδίου. Τέλος προτιμάται η διενέργεια της εξέτασης σε σύστημα μικρότερης έντασης μαγνητικού πεδίου για την μείωση ή την εξάλειψη του σφάλματος.

Θ) ΔΙΗΛΕΚΤΡΙΚΟ ΦΑΙΝΟΜΕΝΟ

Το διηλεκτρικό φαινόμενο είναι σφάλμα που εμφανίζεται στα υψηλά μαγνητικά πεδία.

Οφείλεται στο γεγονός ότι όσο αυξάνεται η ένταση του μαγνητικού πεδίου, οι ανομοιογένειες του θα είναι περισσότερο έντονες, ειδικά όταν υπάρχουν περιοχές με υψηλή διηλεκτρική σταθερά στο ανατομικό θέμα που εξετάζεται. Αποτέλεσμα θα είναι να αναιρείται η εφαρμογή των παλμών RF στο εξεταζόμενο θέμα, το οποίο θα απεικονίζεται με χαμηλό σήμα κεντρικά.

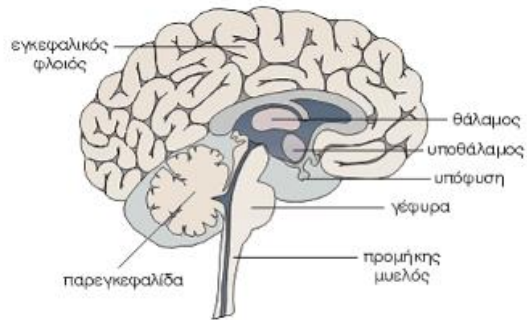
Διόρθωση του σφάλματος γίνεται με τροποποιήσεις στον σχεδιασμό των RF και στα πηνία.

ΜΕΡΟΣ Β

ΚΕΦ 4 ΜΕΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

ΤΑ ΜΕΡΗ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

Ο Εγκέφαλος συντονίζει όλες τις λειτουργίες του σώματος και επεξεργάζεται τα εξωτερικά ερεθίσματα που δέχεται ο οργανισμός. Βρίσκεται εντός του κρανίου και απαρτίζεται από νευρικά κύτταρα. Είναι το πολυπλοκότερο όργανο του ανθρωπίνου σώματος. Συνοπτικά αποτελείται από:



Εικόνα 4.1: Ο εγκέφαλος σε οβελιαίο επίπεδο. Από: Flash Care/ Φίλιππος Παπασιδέρης

➤ Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια.

Υπάρχουν 2 εγκεφαλικά ημισφαίρια (δεξιός, αριστερός), τα οποία διαχωρίζονται από την επιμήκη σχισμή. Η εξωτερική επιφάνεια των ημισφαιρίων καλύπτεται από φαιά ουσία (πυρήνες νευρώνων) και παρουσιάζει έλικες (προεξοχές φαιάς ουσίας) και αύλακες ή σχισμές. Το εσωτερικό των ημισφαιρίων αποτελείται από λευκή ουσία (νευράξονες).

Κάθε ημισφαίριο διαιρείται σε 4 κύριους λοβούς: τον πρόσθιο μετωπιαίο, τον κεντρικό βρεγματικό (μετωπιαίος-βρεγματικός διαχωρίζονται από την κεντρική αύλακα), τον οπίσθιο ινιακό λοβό (βρεγματικός-ινιακός διαχωρίζονται από την βρεγματο-ινιακή σχισμή) και στα πλάγια κάτω από τον μετωπιαίο και βρεγματικό λοβό, ο κροταφικός λοβός (οι 3 λοβοί αυτοί διαχωρίζονται από την πλάγια σχισμή). Ένας 5ος λοβός βρίσκεται πίσω από τον κροταφικό λοβό στον πυθμένα της πλάγιας σχισμής και ονομάζεται νήσος του REIL. Περιοχές των εγκεφαλικών λοβών αποτελούν κέντρα που ελέγχουν βασικές λειτουργίες του σώματος. Οι μετωπιαίοι λοβοί έχουν κέντρα υπεύθυνα για την κίνηση του σώματος, οι βρεγματικοί λοβοί κέντρα γενικών αισθήσεων, οι ινιακοί κέντρα όρασης και οι κροταφικοί λοβοί κέντρα ακοής. Τέλος, μέσα στη λευκή ουσία υπάρχουν νησίδες φαιάς ουσίας που αποτελούν τα βασικά γάγγλια-πυρήνες.

➤ Το Στέλεχος.

Το στέλεχος του εγκεφάλου αποτελείται από: τον Θάλαμο, ο οποίος αποτελείται από γάγγλια, βρίσκεται στο κέντρο του εγκεφάλου και αφού υποδεχτεί ερεθίσματα από τα περιφερικά νεύρα του σώματος, τα κατευθύνει στα ανάλογα κέντρα των ημισφαιρίων, τον υποθάλαμο, ο οποίος καθορίζει την δράση των ενδοκρινών αδένων, βρίσκεται πάνω από την υπόφυση (η οποία βρίσκεται μέσα στο τουρκικό

εφίππιο στη βάση του κρανίου), την γέφυρα, η οποία περιέχει πυρήνες βασικών νεύρων και βρίσκεται ανάμεσα στην παρεγκεφαλίδα και τον προμήκη μυελό, ο οποίος επίσης περιέχει πυρήνες νεύρων που είναι ζωτικής σημασίας, και μεταπίπτει σε νωτιαίο μυελό.

➤ *Την Παρεγκεφαλίδα.*

Η παρεγκεφαλίδα αποτελεί το κέντρο της ισορροπίας. Βρίσκεται κάτω από τους ινιακούς λοβούς και μπροστά από την γέφυρα με την οποία συνδέεται κι έτσι επικοινωνεί με τον υπόλοιπο εγκέφαλο. Αποτελείται από 2 λοβούς, οι οποίοι ενώνονται με τον σκώληκα.

ΜΗΝΙΓΓΕΣ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ.

Ο εγκέφαλος καλύπτεται από τις μήνιγγες, μεμβράνες που προστατεύουν και στηρίζουν τον εγκέφαλο. Την εσωτερική επιφάνεια των οστών του κρανίου καλύπτει η σκληρά μήνιγγα, ενώ την εξωτερική επιφάνεια του εγκεφάλου καλύπτει η χοριοειδής μήνιγγα. Προσεκβολές της σκληράς μήνιγγος καλύπτουν τον χώρο της επιμήκους σχισμής μεταξύ των εγκεφαλικών ημισφαιρίων (δρέπανο), τον χώρο μεταξύ των ημισφαιρίων και της παρεγκεφαλίδας (σκηνίδιο), και την υπόφυση (διάφραγμα τουρκικού εφιππίου). Ανάμεσα στην σκληρά και την χοριοειδή μήνιγγα παρεμβάλλεται η αραχνοειδής μήνιγγα.

Κάθε μήνιγγα διαθέτει δική της αιμάτωση. Ο χώρος μεταξύ της σκληράς μήνιγγας και του περιόστεου του κρανίου ονομάζεται επισκληρίδιος, ενώ ο χώρος μεταξύ της σκληράς μήνιγγας και της αραχνοειδούς ονομάζεται υποσκληρίδιος. Οι παραπάνω 2 χώροι υφίστανται μόνο σε περίπτωση αιμορραγίας. Ο χώρος μεταξύ αραχνοειδούς και χοριοειδούς μήνιγγας ονομάζεται υπαραχνοειδής, ενώ μέσα σε αυτόν κυκλοφορεί το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (ENY) και υπάρχουν αρτηρίες και φλέβες. Το ENY παράγεται στα χοριοειδή πλέγματα των πλάγιων κοιλιών κυρίως, και παρέχει θρεπτικά συστατικά στον εγκέφαλο και απορροφά τους κραδασμούς σε περιπτώσεις τραυματισμού.

ΚΟΙΛΙΕΣ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

Οι κοιλίες του εγκεφάλου παράγουν και συλλέγουν το εγκεφαλονωτιαίο υγρό, το οποίο κυκλοφορεί στον υπαραχνοειδή χώρο είτε του εγκεφάλου είτε του νωτιαίου μυελού. Υπάρχουν 2 πλάγιες κοιλίες, οι οποίες βρίσκονται εντός κάθε ημισφαιρίου και συνδέονται μέσω του τρήματος Μονγο, με την 3η κοιλία, η οποία βρίσκεται ανάμεσα από τους θαλάμους και μέσω του υδραγωγού του Silivius συνδέεται με την 4η κοιλία, η οποία βρίσκεται πίσω από τη γέφυρα και παροχετεύει με ENY τον νωτιαίο μυελό και τις

δεξαμενές του υπαραχνοειδή χώρου μέσω των τρημάτων του Luschka και Magendie. Κάθε κοιλία, ειδικά οι πλάγιες κοιλίες, διαθέτει χοριοειδή πλέγματα τα οποία παράγουν το ΕΝΥ.

ΑΙΜΑΤΩΣΗ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

Ο εγκέφαλος αιματώνεται από τις σπονδυλικές και τις έσω καρωτίδες αρτηρίες.

Οι έσω καρωτίδες αρτηρίες προέρχονται από τις κοινές καρωτίδες αρτηρίες και εισέρχονται στο κρανίο μέσω τρημάτων του λιθοειδούς οστού. Εκεί θα διχαστούν σε πρόσθιες και μέσες εγκεφαλικές αρτηρίες.

Οι σπονδυλικές αρτηρίες προέρχονται από τις υποκλείδιες αρτηρίες και μέσω τρημάτων των αυχενικών σπονδύλων, εισέρχονται στον εγκέφαλο από το ινιακό τρήμα, και ενώνονται σχηματίζοντας τη βασική αρτηρία. Ύστερα διαιρείται στις οπίσθιες εγκεφαλικές αρτηρίες.

Στη βάση του κρανίου, οι εγκεφαλικές αρτηρίες σχηματίζουν το εξάγωνο του Willis, όπου οι πρόσθιες εγκεφαλικές αρτηρίες συνδέονται μέσω της πρόσθιας αναστομωτικής αρτηρίας και οι έσω καρωτίδες με τις οπίσθιες εγκεφαλικές μέσω των οπίσθιων αναστομωτικών αρτηριών.

Εφόσον αιματώσουν τον εγκέφαλο, το αίμα παροχετεύεται μέσω των επιπολής εγκεφαλικών φλεβών στους φλεβώδεις κόλπους της σκληράς μήνιγγος και από εκεί στις έσω σφαγίτιδες φλέβες και εξέρχεται από τον εγκέφαλο από το σφαγιτιδικό τρήμα μεταξύ ινιακού και κροταφικού οστού.

ΚΕΦ 5 ΘΕΜΑΤΑ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ ΣΤΟΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟ

Οι μαγνητικοί τομογράφοι, όπως αναφέρθηκε, παράγουν μεγάλης εντάσεως μαγνητικά πεδία. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα, ορισμένα μεταλλικά αντικείμενα και συσκευές να έλκονται με μεγάλη ταχύτητα από τον μαγνητικό τομογράφο με τον κίνδυνο τραυματισμού των ατόμων που βρίσκονται εντός του χώρου να είναι υπαρκτός. Επίσης, η παρουσία του ανθρωπίνου σώματος με τα υψηλά μαγνητικά πεδία ενδέχεται να έχει κάποιες επιδράσεις στους ιστούς. Γι' αυτό το λόγο θα πρέπει να παρθούν κάποιες προφυλάξεις πριν την είσοδο στον ειδικά διαμορφωμένο χώρο του μαγνητικού τομογράφου, κατά τη διάρκεια της εξέτασης και μετά την πραγματοποίησή της.

ΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΩΝ ΣΤΟΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟ

Για τα μεγάλα μαγνητικά πεδία, τα κύρια μέτρα που λαμβάνονται κατά την είσοδο του προσωπικού και του ασθενή στον χώρο του μαγνητικού τομογράφου είναι η αφαίρεση όλων των μεταλλικών αντικειμένων και όλων των συσκευών πριν την είσοδο στον χώρο. Όμως, σε αρκετές περιπτώσεις ο ασθενής φέρει μεταλλικά αντικείμενα (εμφυτεύματα και συσκευές) εντός του σώματος τα οποία δεν αφαιρούνται. Σε αυτές τις περιπτώσεις θα πρέπει να αποφασίζεται αν ο ασθενής θα πραγματοποιήσει την εξέταση ή όχι ανάλογα με το αντικείμενο που φέρει. Αυτό εξαρτάται από την συμβατότητα του αντικειμένου με τον εκάστοτε μαγνητικό τομογράφο συγκεκριμένης έντασης πεδίου και με την χρήση συγκεκριμένων τιμών παραγόντων.

Παρακάτω, αναφέρεται η ορολογία που χρησιμοποιείται για την ασφαλή ή μη παρουσία ενός εμφυτεύματος-συσκευής εντός του μαγνητικού τομογράφου, όπως θεσπίστηκε από την Αμερικανική Εταιρία για τον Έλεγχο και τα Υλικά (ASTM) μετά από δοκιμαστικούς ελέγχους εμφυτευμάτων και συσκευών.

- Ασφαλές (MR Safe) αντικείμενο σε οποιοδήποτε Μαγνητικό Τομογράφο.
- Μη Ασφαλές (MR Unsafe) αντικείμενο σε οποιοδήποτε Μαγνητικό Τομογράφο.

SMRT A WORLD OF KNOWLEDGE FOR QUALITY RESEARCH PROFESSIONALS

Visit the SMRT MR Safety Website for real-time resources & information!
www.ismrm.org/mr-safety-links/

SMRT MRI Safety

Active Implanted Biomedical Devices

Does your patient have an implanted device that is electronic, programmable, or provides active therapy?
Need to obtain the following information:

- Manufacturer name
- Model name and/or number
- Serial number

Does the active implanted device have MRI safety information?

- 'MR Conditional'
- 'MR Unsafe'
- Not tested or labeled for MRI
- FDA warning

Risk versus Benefit decision is conducted by the MR Physician

- Does the device require special programming or monitoring?
- Any scanning limitations?
- Are there exclusion zones?
- Do you have the personnel and necessary equipment to meet the 'MR conditional' labeling requirements of the device?

Device labeling 'MR conditions' necessary to fulfill can include:

- Field strength (B₀)
- Maximum spatial gradient level (B₁)
- RF coil (transmit-receive coil or whole body transmit coil)
- SAR and/or B₁ rms levels
- Time varying gradient magnetic fields (dB/dt or slew rate)
- Length of each MRI acquisition/scan

Is your MRI suite equipped and ready to handle adverse events?

- Overriding safety warnings can result in injuries and potentially life-threatening events

Εικόνα 5.1: Ποστερ για τα εμφυτεύματα. Χρήσιμο υλικό για κάθε εργαστήριο για την υπενθύμιση των συμβόλων και των κανόνων.
Απο: <https://www.ismrm.org/mr-safety-links/>

Μπορεί να αποτελέσει μεγάλο κίνδυνο για την υγεία του ασθενούς ή για το σύστημα MR όταν βρεθεί εντός μαγνητικού πεδίου λόγω τυχόν μετακίνησή του ή λόγω άλλης αιτίας (Unsafe 1 αντικείμενο), ενώ ενδέχεται να προκαλεί μόνο μικρές αλληλεπιδράσεις με το μαγνητικό πεδίο και δεν μπορεί να προκαλέσει βλάβη με μετακίνησή του (Unsafe 2 αντικείμενο).

→ Υπό προϋποθέσεις Ασφαλές (MR Conditional) αντικείμενο σε συστήματα Μαγνητικής Τομογραφίας με συγκεκριμένη ένταση μαγνητικού πεδίου, χωρικό βαθμιδωτό πεδίο, παλμούς RF και SAR. Παρατίθεται πίνακας με τις κατηγορίες των MR Conditional αντικειμένων ανάλογα με το πως συμπεριφέρονται μέσα σε περιβάλλον Μαγνητικού Τομογράφου.

ΠΙΝΑΚΑΣ 5.1	
MR Conditional	Συμπεριφορά στο Μαγνητικό Πεδίο
<i>MR Conditional 1</i>	"Ασθενώς" Σιδηρομαγνητικό αντικείμενο. Ασφαλές αντικείμενο μέσα στο μαγνητικό πεδίο παρ' ότι αλληλεπιδρά ελαφρώς με αυτό.
<i>MR Conditional 2</i>	"Ασθενώς" Σιδηρομαγνητικό αντικείμενο, όπως stent, βαλβίδες κλπ., το οποίο είναι ασφαλές 6 εβδομάδες μετά την τοποθέτησή τους (ενσωματώνονται στον ιστό) για το μαγνητικό πεδίο στο οποίο είναι δοκιμασμένο. Αντικείμενα με Μη μαγνητικά υλικά είναι ασφαλή ακόμη και σε λιγότερο χρονικό διάστημα, μερικά εξ αυτών και σε υψηλότερα μαγνητικά πεδία.
<i>MR Conditional 3</i>	Διαδερμικά ελάσματα υπερθερμαίνονται εντός μαγνητικού πεδίου, με ενδεχόμενο πρόκλησης εγκαύματος στον ασθενή.
<i>MR Conditional 4</i>	Συσκευή έλξης αυχένα, συσκευή στερέωσης τραχήλου μήτρας, όπου δεν έχει διευκρινιστεί η συμπεριφορά τους εντός μαγνητικού πεδίου στο οποίο ελέγχθηκαν. Ακολουθούνται οι οδηγίες χρήσης.
<i>MR Conditional 5</i>	Ακολουθούνται πιστά οι οδηγίες χρήσης και συστάσεις του κατασκευαστή για την ασφαλή χρήση τους.
<i>MR Conditional 6</i>	Αντικείμενο ασφαλές υπό προϋποθέσεις της Παγκόσμιας ASTM: Μαγνητικό Πεδίο 3T ή λιγότερο, Max χωρικό βαθμιδωτό πεδίο 720 Gauss/cm, μέσο SAR για όλο το σώμα 2W/kg για 15min ανά ακολουθία παλμών.
<i>MR Conditional 7</i>	Το αντικείμενο δεν πρέπει να βρίσκεται εντός του χώρου μαγνητικού τομογράφου που είναι σε λειτουργία.
<i>MR Conditional 8</i>	Εμφύτευμα- Συσκευή συμβατή επιβεβαιωμένα για μαγνητικό πεδίο 1,5T αλλά μη συμβατή στα 3T και αντίστροφα

ΠΡΟΘΕΜΑΤΑ /ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ /ΣΥΣΚΕΥΕΣ ΠΟΥ ΜΠΟΡΕΙ ΝΑ ΦΕΡΕΙ Ο ΑΣΘΕΝΗΣ

Παρακάτω αναφέρονται ενδεικτικά παραδείγματα προθεμάτων, εμφυτευμάτων και συσκευών που μπορεί να φέρει ο ασθενής μέσα στο σώμα του καθώς και πώς συμπεριφέρονται εντός μαγνητικού πεδίου.

- Αρθροπλαστική: Γενικά η παρουσία προθεμάτων αρθροπλαστικής δεν προκαλεί

προβλήματα στο άτομο. Σε όσα προθέματα δοκιμάστηκαν δεν παρατηρείται καμία μετατόπιση, όμως σε μεγάλου μεγέθους προθέματα ενδέχεται να παρατηρηθεί τοπική αύξηση της θερμοκρασίας, η οποία συνήθως είναι μικρή.

- Stents-Χειρουργικά Clips-Εξωκρανιακά αγγειακά clips Η παρουσία stent και χειρουργικών clips στο σώμα του ασθενούς και μερικών αγγειακών clips εκτός του κρανίου (εξωκρανιακά) είναι ασφαλής για τον ασθενή εντός μαγνητικού πεδίου υπό την προϋπόθεση να έχει περάσει διάστημα τουλάχιστον 6 εβδομάδων από την εμφύτευσή τους ή και πολύ νωρίτερα (αυτό εξαρτάται από το υλικό κατασκευής) ώστε να ενσωματωθούν με τον ιστό. Έπειτα από αυτό το διάστημα η εξέταση θα είναι ασφαλής για τον ασθενή, όμως πάντα θα πρέπει να παρακολουθείται η συμπεριφορά του κατά την εξέταση και να εξετάζεται η κάθε συσκευή κατά περίπτωση. Μερικά clips εξωκρανιακών αγγείων ενδέχεται να εμφανίσουν μικρή μετατόπιση, η οποία μερικές φορές αντισταθμίζεται ελάχιστα από το είδος του αγγείου και την ροή του αίματος (π.χ. Clip για καρωτίδες). Σε ορισμένες περιπτώσεις όπου στην εξεταζόμενη περιοχή υπάρχουν χειρουργικά clips στο δέρμα ενδέχεται η τοπική αύξηση της θερμοκρασίας, η οποία αντιμετωπίζεται με κρύα επιθέματα.
- Μεταλλικά θραύσματα, Πυρομαχικά: Η παρουσία μεταλλικών θραυσμάτων και διαφόρων ειδών πυρομαχικών εντός του σώματος ενδέχεται να αποτελεί απειλή για τον ασθενή εντός του χώρου του μαγνητικού τομογράφου, καθώς ανάλογα με το υλικό των θραυσμάτων και των πυρομαχικών προκαλείται και η ανάλογη μετατόπισή τους από το μαγνητικό πεδίο. Σημαντικό είναι να υπάρχει γνώση για την ακριβή θέση τους. Όταν υπάρχουν μεταλλικά θραύσματα εντός του οφθαλμού ή γύρω από αυτόν (η παρουσία τους επιβεβαιώνεται με απλή ακτινογραφία), εντός μαγνητικού πεδίου ενδέχεται να τραυματίσουν τον οφθαλμό. Σε άλλη περίπτωση, ενσφήνωση σφαίρας, για παράδειγμα, πολύ κοντά σε κάποιο ζωτικό όργανο, υπάρχει περίπτωση να προκαλέσει μεγάλες βλάβες, ακόμη και με την παραμικρή μετακίνησή της.
- Οφθαλμικά εμφυτεύματα: Στην πλειοψηφία τους, δεν παρατηρείται μετακίνηση του εμφυτεύματος, εκτός 2 καταγεγραμμένων περιπτώσεων μετακίνησης εμφυτευμάτων σε σύστημα 1.5T.
- Ενδοκράνια ενδαγγειακά clips: Η παρουσία τους χρήζει ιδιαίτερης προσοχής. Μερικά είδη ενδαγγειακών clips εντός του κρανίου μπορούν να προκαλέσουν μεγάλες βλάβες λόγω μετακίνησή τους, γι' αυτό αντενδεικνύεται αυστηρά η διενέργεια της εξέτασης. Σύγχρονα υλικά επιτρέπουν στον ασθενή την διενέργεια

του στον μαγνητικό τομογράφο υπό προϋποθέσεις. Όμως ακόμη και σε αυτή τη περίπτωση θα πρέπει να ελέγχονται αυστηρά.

- Οδοντικά προθέματα και συσκευές/τεχνητές οδοντοστοιχίες: Όταν είναι δυνατό, καλό θα ήταν να αφαιρούνται οι τεχνητές οδοντοστοιχίες. Στις περισσότερες περιπτώσεις, παρατηρείται μια πολύ μικρή μετακίνηση, χωρίς η παρουσία οδοντικών προθεμάτων/συσκευών να είναι επικίνδυνη για τον ασθενή στον χώρο του μαγνητικού τομογράφου. Όμως ένας αριθμός προθεμάτων αλληλεπιδρούν πιο έντονα με το πεδίο με αποτέλεσμα είτε την καταστροφή της συσκευής είτε να προκαλούν προβλήματα στον ασθενή. Πάντα θα πρέπει να γίνεται ενδελεχής έλεγχος και να ακολουθούνται οι οδηγίες κατασκευαστή, όποτε υπάρχουν.
- Κοχλιακά Εμφυτεύματα/Ακουστικές συσκευές: Γενικά, η παρουσία κοχλιακού εμφυτεύματος εντός μαγνητικού πεδίου ενδέχεται να μαγνητιστούν έντονα και να καταστραφούν, προκαλώντας προβλήματα και στον ασθενή, γι' αυτό αποτελεί αυστηρή αντένδειξη για την διενέργεια μαγνητικής τομογραφίας. Όμως, υπάρχουν πλέον εμφυτεύματα των οποίων η παρουσία τους, υπό προϋποθέσεις που δίνονται από τον κατασκευαστή, εντός μαγνητικού πεδίου δεν προκαλεί προβλήματα. Παρόλα αυτά θα πρέπει να προτιμάται άλλη απεικονιστική μέθοδος, ιδίως όταν δεν είναι γνωστή η συμπεριφορά του εμφυτεύματος στο μαγνητικό πεδίο.
- Καρδιακές βαλβίδες: Παρατηρείται πολύ μικρή μετατόπιση εντός μαγνητικού πεδίου, όμως συγκριτικά με τις συσπάσεις της καρδιάς, η παρουσία τους εντός μαγνητικού πεδίου δεν προκαλεί προβλήματα στο άτομο, εφόσον τηρούνται ορισμένες προϋποθέσεις-οδηγίες του κατασκευαστή. Διενεργείται εκτενής έλεγχος για τον ακριβή προσδιορισμό του τύπου της βαλβίδας.
- Βηματοδότης: Η ύπαρξη ενός βηματοδότη εντός του σώματος του ασθενούς αποτελεί αυστηρή αντένδειξη για την διενέργεια μαγνητικής τομογραφίας και πρέπει να αναζητηθούν άλλες μέθοδοι απεικόνισης, αφού τα υψηλά μαγνητικά πεδία τον απορρυθμίζουν θέτοντας σε κίνδυνο την υγεία του ασθενούς. Όταν είναι μονόδρομος η χρήση αυτής της μεθόδου, με παρουσία γιατρών, καρδιολόγου και ακτινολόγου, αφαιρείται ο βηματοδότης και αν παραμένουν τα καλώδια κοντά στο δέρμα δεν πρέπει να σχηματίζουν βρόγχο. Για να πραγματοποιηθεί αυτό απαιτείται βέβαια η καλή κατάσταση του ασθενούς και την μη-εξάρτησή του από τον βηματοδότη. Την σημερινή εποχή υπάρχουν βηματοδότες που είναι συμβατοί υπό κάποιες προϋποθέσεις του κατασκευαστή για συγκεκριμένο μαγνητικό τομογράφο. Αυτές οι προϋποθέσεις θα πρέπει να τηρούνται αυστηρώς σε κάθε περίπτωση.

Γενικά, όμως προτιμάται σε όλες τις περιπτώσεις να μην εξετάζεται με μαγνητική

τομογραφία κανέναν ασθενή με βηματοδότη.

Στις περισσότερες περιπτώσεις, η παρουσία εμφυτευμάτων, προθεμάτων και συσκευών εντός του σώματος του ασθενή που είναι ασφαλή για τον εκάστοτε μαγνητικό τομογράφο, μπορούν να καταστρέψουν την ποιότητα της εικόνας, λόγω της διαφορετικής μαγνητικής επιδεκτικότητάς τους, προκαλώντας το τεχνικό σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας(π.χ. οδοντικές συσκευές, τεχνητές οδοντοστοιχίες, stent, clips, ορθοπεδικά προθέματα). Γι' αυτό θα πρέπει να λαμβάνονται μέτρα για την μείωση των επιδράσεων του σφάλματος στην εικόνα (αναλύθηκαν σε προηγούμενο κεφάλαιο).

ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΣΤΟΝ ΑΣΘΕΝΗ

Το μαγνητικό πεδίο που παράγει ένας μαγνητικός τομογράφος, οι παλμοί RF που εκπέμπει, και τα χρονικά μεταβαλλόμενα πεδία που δημιουργεί, επιφέρουν μερικές βιολογικές επιδράσεις στο σώμα του ασθενούς. Ανάλογα με το μαγνητικό πεδίο που παράγεται, θα πρέπει να υπάρχει και η ανάλογη παρακολούθηση του ασθενή, για όσο διάστημα παραμένει στον χώρο του μαγνητικού τομογράφου.

Μαγνητικά πεδία και ασθενείς

Έχουν παρατηρηθεί σε ασθενείς, παρενέργειες από την παραμονή τους εντός του μαγνητικού πεδίου, όπως ίλιγγος, ναυτία, μεταλλική γεύση, πονοκέφαλος κ.α.. Όμως αυτές είναι μεμονωμένες περιπτώσεις και στην πλειοψηφία των εξετάσεων δεν παρατηρείται καμία παρενέργεια από τα υψηλά μαγνητικά πεδία. Παρόλα αυτά ειδικά σε πεδία έντασης μεγαλύτερων των 4T απαιτείται ιδιαίτερη παρακολούθηση των ασθενών και από γιατρούς κυρίως λόγω της έλλειψης στοιχείων για αυτά τα συστήματα.

Εναπόθεση της ενέργειας των ραδιοσυχνοτήτων στους ιστούς(SAR): Ο Μαγνητικός τομογράφος εκπέμπει παλμούς RF, οι οποίοι διεγείρουν τα πρωτόνια για την παραγωγή ανιχνεύσιμου σήματος. Η ενέργεια αυτών των παλμών απορροφάται από τους ιστούς με αποτέλεσμα την αύξηση της θερμοκρασίας τους. Ο ρυθμός απορρόφησης της ενέργειας των ραδιοσυχνοτήτων από τους ιστούς ονομάζεται Δείκτης Ειδικής Απορρόφησης- **SAR**(Specific Absorption Rate) και εκφράζει το ποσό της ενέργειας που εναποτίθεται ανά μονάδα βάρους(Watt/kg). Εξαρτάται από την διάρκεια και τον αριθμό των παλμών RF που εφαρμόζονται στον ασθενή, από τον αριθμό των τομών που απαιτούνται για τον σχηματισμό εικόνας και το βάρος του ασθενή. Επίσης, όταν χρησιμοποιείται σύστημα υψηλότερης έντασης μαγνητικού πεδίου, το SAR αυξάνεται με το τετράγωνο της τιμής της έντασης, λόγω των αυξημένων συχνοτήτων μετάπτωσης των πρωτονίων και της έντασης του παλμού RF για την διέγερσή τους. Υψηλό SAR ενδέχεται να ενεργοποιήσει τους

μηχανισμούς ομοίωσης του σώματος, προκαλώντας έντονη εφίδρωση στο άτομο. Για την μείωση του SAR χρειάζεται να γίνουν αντισταθμίσεις ορισμένων παραγόντων με τίμημα την ποιότητα εικόνας. Συγκεκριμένα η αύξηση του TR, η μείωση των αριθμών τομών, της γωνίας πρόσπτωσης και των βημάτων κωδικοποίησης φάσης, καθώς και η μείωση του αριθμού των ETL στις TurboSE ακολουθίες μειώνουν αρκετά το SAR. Επίσης η χρήση τεχνικής παράλληλης απεικόνισης και των GRE ακολουθιών αντί των SE, βοηθούν στην μείωση της τιμής του SAR. Παρατίθεται πίνακας με τα όρια SAR από την IEC(International Electrotechnical Commition-Παγκόσμια Ηλεκτροτεχνική Επιτροπή) για ολόσωμη έκθεση και για την έκθεση του εγκεφάλου στα 3 επίπεδα ασφαλείας για τους μαγνητικούς τομογράφους και τα όρια αύξησης της θερμοκρασίας που επιτρέπονται.

Πίνακας 5.2- ΕΠΙΤΡΕΠΟΜΕΝΑ ΟΡΙΑ SAR				
Επίπεδο ασφαλείας	Ολόσωμη		Έκθεση Εγκεφάλου	
	Έκθεση(έκθεση10min) SAR	θερμοκρασία	Έκθεση(έκθεση15min) SAR	θερμοκρασία
Κανονικό (τυπική παρακολούθηση)	2 W/kg	0,7°C	3,2W/kg	38°C
Επίπεδο 1 (ιατρική παρακολούθηση)	4W/kg	1°C	3,2W/kg	38°C
Επίπεδο 2 (ερευνητικά πρωτόκολλα)	>4W/kg	>1°C	>3,2W/kg	>38°C

Επιδράσεις χρονικών μεταβαλλόμενων πεδίων: Τα χρονικά μεταβαλλόμενα μαγνητικά πεδία παράγονται κατά την μετακίνηση των βαθμιδωτών πηνίων, τα οποία παράγουν ρεύματα εξ επαγωγής στους ιστούς. Αυτά τα ρεύματα είναι πιθανόν να προκαλέσουν την διέγερση των περιφερικών νεύρων και εμφάνιση οπτικών λάμπσεων, οι οποίες επιδράσεις δεν είναι επιζήμιες για τον ασθενή. Επίσης, λόγω του ρεύματος που διαρρέει τα βαθμιδωτά πηνία για να παράξουν τα βαθμιδωτά πεδία κατά την διάρκεια της εξέτασης(δυνάμεις Lorentz), παράγεται υψηλός ακουστικός θόρυβος. Όσο αυξάνεται η ένταση του μαγνητικού πεδίου, τόσο περισσότερο αυξάνεται το ρεύμα που διαρρέει τα πηνία, άρα ο θόρυβος θα είναι αυξημένος, ιδιαίτερα σε ακολουθίες και τεχνικές όπου γίνεται ταχύτερα η εναλλαγή των βαθμιδωτών πηνίων. Για την άνεση του ασθενούς και για την προφύλαξη της ακοής του χρησιμοποιούνται ακουστικά ή ωτοασπίδες, ενώ μπορούν χρησιμοποιηθούν και τεχνικές όπως η τεχνική παράλληλης απεικόνισης για την μείωση του θορύβου που παράγουν τα πηνία.

Εγκυμοσύνη: Με τα δεδομένα που υπάρχουν μέχρι τώρα, η έκθεση στις μη ιονίζουσες ακτινοβολίες της μαγνητικής τομογραφίας δεν επιφέρουν βιολογικές επιδράσεις στο

έμβρυο. Παρόλα αυτά, πρέπει να υπάρχει προσοχή στις τιμές του SAR και στα φαινόμενα που προκαλεί το χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο, τα οποία έμμεσα ενδέχεται να προκαλέσουν προβλήματα στο έμβρυο.

Όταν μια έγκυος πρέπει να υποβληθεί σε μαγνητική τομογραφία, θα πρέπει να πραγματοποιείται μετά το 1ο τρίμηνο της εγκυμοσύνης, κατά την οποία είναι περισσότερο έντονη η κυτταρική δραστηριότητα από τα άλλα τρίμηνα. Επιπλέον καλό θα ήταν να χρησιμοποιείται σύστημα έντασης μικρότερου του 1,5T καθώς δεν υπάρχουν ασφαλή στοιχεία που καθιστούν απόλυτα ασφαλή τα υψηλότερα μαγνητικά πεδία για το έμβρυο. Τέλος, η χορήγηση γαδολίνιου αντενδείκνυται κατά την διάρκεια της εγκυμοσύνης. Έπειτα από μελέτες έγινε γνωστό ότι το γαδολίνιο περνά μέσω του πλακούντα στο έμβρυο, όμως υπάρχουν ελλιπή στοιχεία για το τί μπορεί να προκαλέσει σε αυτό.

ΚΕΦ 6 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ- ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΞΕΤΑΣΗ

ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

Γενικά, δεν χρειάζεται κάποια προετοιμασία για την διενέργεια μαγνητικής τομογραφίας εγκεφάλου. Ο ασθενής προσέρχεται στο τμήμα του μαγνητικού τομογράφου και στην αίθουσα αναμονής δίνεται ένα ερωτηματολόγιο το οποίο πρέπει να συμπληρωθεί. Μέσα από αυτό το ερωτηματολόγιο, ο ασθενής δίνει ένα σύντομο ιστορικό και αναφέρει αν φέρει εντός του σώματός του κάποια συσκευή ή πρόθεμα/εμφύτευμα.

Σε περίπτωση που φέρει συσκευή, η παρουσία της οποίας αποτελεί απόλυτη αντένδειξη για την μαγνητική τομογραφία, τότε δεν πραγματοποιεί την εξέταση και σε συνεργασία του κλινικού ιατρού με τον ιατρό ακτινολόγο αναζητείται εναλλακτική απεικονιστική μέθοδος. Για άλλου είδους συσκευές και εμφυτεύματα διερευνάται η συμβατότητα τους με το σύστημα στο οποίο θα πραγματοποιηθεί η εξέταση.

Μερικές ερωτήσεις του ερωτηματολογίου αφορούν την χρήση σκιαγραφικού μέσου, και διερευνάται η ύπαρξη αλλεργιών και η νεφρική λειτουργία. Η χρήση των ενώσεων του γαδολινίου ως σκιαγραφικό μέσο στην μαγνητική τομογραφία θεωρείται γενικά

Εικόνα 6.1 Παράδειγμα

ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ MRI	
ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ: ____/____/____ Παρακαλούμε να συμπληρώσετε το παρακάτω ερωτηματολόγιο για να έχουμε μερικές πληροφορίες σχετικά με το ιστορικό σας για την ασφαλέστερη και συντομότερη εξέταση. Καθαίταν άμα έχετε προηγούμενες εξετάσεις της περιοχής που εξετάζετε σήμερα να τις αφήτε πριν ή μετά την εξέταση για την διευκόλυνση του ακτινοδιαγνώστη του τμήματος να βγάλει διάγνωση.	
ΟΝΟΜΑΤΕ ΠΟΝΥΜΟ ΑΣΘΕΝΗ:	_____
ΠΑΤΡΟΝΥΜΟ:	_____
ΚΩΔΙΚΟΣ ΑΣΘΕΝΗ:	_____
ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ ΓΕΝΝΗΣΗΣ:	____/____/____
ΥΨΟΣ:	_____
ΚΙΛΑ:	_____
ΕΞΕΤΑΣΗ:	_____
ΕΧΕΤΕ ΚΑΝΕΙ ΚΑΠΟΙΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ;	ΝΑΙ
ΠΑΣΧΕΤΕ ΑΠΟ ΚΑΠΟΙΑ ΣΕΒΑΡΗ ΝΟΣΟ	
ΑΝ ΝΑΙ ΑΝΑΦΕΡΕΤΕ ΤΗ ΝΟΣΟ:	_____
ΦΕΡΕΤΕ ΣΤΟ ΣΩΜΑ ΣΑΣ ΚΑΠΟΙΟ ΑΠΟ ΤΑ ΠΑΡΑΚΑΤΩ:	
ΕΜΜΑΤΩΔΟΤΗ;	
ΤΕΧΝΗΤΗ ΒΛΑΒΙΔΑ;	
ΚΟΧΛΙΑΚΟ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑ;	
ΑΚΟΥΣΤΙΚΗ ΣΥΣΚΕΥΗ	
ΤΕΧΝΗΤΗ ΟΔΟΝΤΟΣΤΟΙΧΙΑ/ ΟΔΟΝΤΙΚΑ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ;	
ΔΕΡΜΑΤΟΣΤΗΛΙΑ (ΤΑΤΟΥΑΣ);	
ΜΕΙΚ-ΑΠ;	
ΕΝΔΟΑΡΤΗΡΙΑΚΗ ΕΝΔΟΓΡΟΣΘΕΣΗ (STENT) Ή ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΑ CLIPS ΣΕ ΚΑΠΟΙΟ ΣΗΜΕΙΟ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ;	
ΑΝ ΝΑΙ ΑΝΑΦΕΡΕΤΕ ΣΕ ΠΟΙΟ:	_____
ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΘΡΑΥΣΜΑΤΑ;	
ΑΒΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ;	
ΑΝ ΝΑΙ ΑΝΑΦΕΡΕΤΕ ΣΕ ΠΟΙΟ ΜΕΡΟΣ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ	_____
ΕΝΘΕΜΑΤΑ;	
ΕΧΕΤΕ ΣΥΜΜΕΤΕΧΕΙ ΕΚΤΕΛΕΣΕΙ Η ΗΛΕΚΤΡΟΣΥΓΚΛΗΤΙΚΕΣ ΕΡΓΑΣΙΕΣ;	
ΥΠΑΡΧΕΙ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΕΓΚΥΜΟΣΙΝΗΣ;	
ΒΡΙΣΚΕΤΕ ΣΕ ΠΕΡΙΟΔΟ ΓΑΛΟΥΧΙΑΣ;	
ΕΧΕΤΕ ΚΑΠΟΙΑ ΑΝΕΡΓΙΑ;	
ΑΝ ΝΑΙ ΑΝΑΦΕΡΕΤΕ ΣΕ ΤΙ:	_____
ΕΧΑΤΕ Ή ΕΧΕΤΕ ΚΑΠΟΙΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ ΜΕ ΤΑ ΝΕΦΡΑ ΣΑΣ;	
ΑΝ ΝΑΙ ΑΝΑΦΕΡΕΤΕ ΤΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ:	_____
ΥΠΟΓΡΑΦΗ ΑΣΘΕΝΟΥΣ Ή ΣΥΝΟΔΟΥ	ΥΠΟΓΡΑΦΗ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΗ

ασφαλής. Ενδέχεται, όμως ο ασθενής να παρουσιάσει ήπιες ,μέτριες ή σοβαρές ανεπιθύμητες ενέργειες εξαιτίας κάποιας αλλεργίας σε κάποια ουσία, όπως όλα τα φαρμακευτικά σκευάσματα. Ανεπιθύμητες ενέργειες μπορούν να εμφανιστούν και σε περιπτώσεις ελαττωματικού σκευάσματος καθώς όταν το γαδολίνιο δεν ενώνεται ικανοποιητικά με κάποια άλλη ουσία είναι τοξικό για τον οργανισμό. Μερικές ανεπιθύμητες ενέργειες είναι: ναυτία, εμετός, υπόταση, ερυθρότητα. Επίσης, η κύρια οδός αποβολής του γαδολινίου είναι οι νεφροί οπότε σε ασθενείς με χαμηλή νεφρική λειτουργία η χρήση σκιαγραφικού αντενδείκνυται, λόγω της αδυναμίας τους να το αποβάλουν και λόγω ότι μπορεί να παρατηρηθεί νεφρογενής συστηματική σκλήρυνση, μία σοβαρή κατάσταση που αποτελεί θανάσιμη για το άτομο.

Στη συνέχεια, διερωτάται η περίπτωση εγκυμοσύνης και αν η γυναίκα βρίσκεται σε περίοδο γαλουχίας. Σε περίπτωση εγκυμοσύνης, γίνεται συνεννόηση με τον γιατρό ακτινολόγο και εξετάζεται η αναγκαιότητα της εξέτασης, θα πρέπει να γίνει γνωστό σε ποιο τρίμηνο της εγκυμοσύνης βρίσκεται η γυναίκα και πραγματοποιείται η εξέταση υπό στενή παρακολούθηση της ασθενούς. Επίσης η χρήση σκιαγραφικού μέσου αντενδείκνυται σε εγκύους και σε γυναίκες που γαλουχούν.

Αφού συμπληρωθεί το ερωτηματολόγιο, ελέγχεται από τον τεχνολόγο και προφορικά διερευνητικές ερωτήσεις πάνω σε αυτό. Έπειτα αφού ο ασθενής αφαιρέσει όλα τα μεταλλικά αντικείμενα και συσκευές από πάνω του, εισέρχεται στον χώρο του μαγνητικού τομογράφου. Σε περίπτωση που ζητείται χορήγηση σκιαγραφικού μέσου από τον ιατρό ακτινολόγο και εφόσον δεν υπάρχει αντένδειξη χορήγησης, πριν την είσοδο του ασθενή στον χώρο, το εξειδικευμένο προσωπικό του τμήματος του τοποθετεί φλεβοκαθετήρα τύπου ανάλογου με την μέθοδο που θα του χορηγηθεί (με το χέρι ή με τον εγχυτή).

Αξίζει να αναφερθεί ότι η διενέργεια της μαγνητικής τομογραφίας σε άτομα με κλειστοφοβία είναι μια αρκετά δύσκολη υπόθεση, ιδίως σε μαγνήτες με σχετικά μικρή διάμετρο του ανοίγματος του gantry. Υπάρχουν αρκετές περιπτώσεις ασθενών με κλειστοφοβία οι οποίοι ενώ έχουν τοποθετηθεί και έχει ξεκινήσει η εξέταση, εμφανίζουν κρίση πανικού και αποχωρούν από το τμήμα, ενώ άλλοι αποχωρούν μόλις δουν το άνοιγμα του μηχανήματος. Γι' αυτούς τους ασθενείς, σε συνεννόηση με τον κλινικό ιατρό τους αναζητείται εναλλακτική απεικονιστική μέθοδος και ,όταν αυτό δεν είναι εφικτό αναζητούνται άλλες λύσεις για την άνεσή τους , όπως η παρουσία συνοδού κατά την διάρκεια της εξέτασης, η συνεχής επικοινωνία μεταξύ τεχνολόγου ασθενή, ενώ ορισμένες φορές γίνεται μέθη ή ολική αναισθησία, παρουσία αναισθησιολόγου, για την διενέργεια της εξέτασης. Τέλος, ορισμένα κέντρα διαθέτουν ανοιχτούς μαγνητικούς τομογράφους, στους οποίους αρκετοί κλειστοφοβικοί ασθενείς πραγματοποιούν με άνεση την εξέταση.

Τέλος, σε περιπτώσεις παιδιατρικών περιστατικών αναγκαία είναι η καλή συνεργασία του

κηδεμόνα του παιδιού με το προσωπικό του τμήματος για την λεπτομερή αναφορά του ιστορικού του παιδιού. Σε νεογνά και παιδιά μικρής ηλικίας πραγματοποιείται νάρκωση, παρουσία αναισθησιολόγου και νοσηλεύτριας, για την βέλτιστη ακινητοποίησή του και στη συντομότερη και ποιοτικότερη απεικόνιση. Σε παιδιά μεγαλύτερης ηλικίας, με την βοήθεια του κηδεμόνα, ο οποίος διασφαλίζει την άνεση και την ηρεμία του παιδιού κατά την διάρκεια της εξέτασης, αφού το συνοδεύει στον χώρο του τομογράφου (συμπληρώνει και αυτός το ειδικό ερωτηματολόγιο). Αν είναι αδύνατη η ηρεμία και η ακινητοποίησή του, του χορηγείται επίσης μέθη ή νάρκωση.

ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

Ο ασθενής τοποθετείται σε ύπτια θέση πάνω στην εξεταστική τράπεζα. Το κεφάλι του ασθενούς τοποθετείται εντός του πηνίου κεφαλής. Χρησιμοποιούνται ωτοασπίδες ή ακουστικά για την μείωση του θορύβου και μαξιλάρια/σπόγγοι μεταξύ των ορίων του πηνίου και του κεφαλιού για την καλύτερη δυνατή ακινητοποίησή του. Πριν την είσοδο του ασθενή εντός του τομογράφου, του δίνεται να κρατάει μια συσκευή-συναγερμός, όπου μέσω εκείνης επικοινωνεί με τον τεχνολόγο κατά την διάρκεια της εξέτασης. Θα πρέπει να γίνει γνωστό στον ασθενή ότι αυτή την συσκευή, την πιέζει μόνο σε περίπτωση ανάγκης(νιώσει άβολα, δυσφορία κλπ.). Στη συνέχεια με την βοήθεια λείζερ ο τεχνολόγος επικεντρώνει στο κέντρο της ανατομικής περιοχής και εισάγει τον ασθενή εντός του μαγνητικού τομογράφου. Το κέντρο της ανατομικής περιοχής θα πρέπει να βρεθεί στο ισόκεντρο του μαγνητικού τομογράφου.

Με εξαίρεση ορισμένες τεχνικές και πρωτόκολλα, η τοποθέτηση και το πηνίο που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση του εγκεφάλου δεν αλλάζουν. Το πηνίο μπορεί να αλλάξει σε παιδιατρικούς ασθενείς όπου, αν διαθέτει το τμήμα, χρησιμοποιούνται πηνία κεφαλής μικρότερου μεγέθους ειδικά για παιδιά. Τέλος, για την πραγματοποίηση της μεθόδου fMRI απαιτείται ειδικός και δαπανηρός εξοπλισμός που μεγάλο μέρος των τμημάτων ανά τον κόσμο δεν διαθέτουν.

ΚΕΦ 7 ΒΑΣΙΚΑ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ

Η Μαγνητική τομογραφία χρησιμοποιείται ως απεικονιστική μέθοδος εκλογής για πλήθος κλινικών ενδείξεων για την ανάδειξη των ανατομικών δομών του εγκεφάλου και την διερεύνηση παθολογικών περιοχών σε περισσότερα του ενός επιπέδου (εγκάρσιο, οβελιαίο, στεφανιαίο). Συγκεκριμένα η αντίθεση των ιστών συγκριτικά με άλλες μεθόδους όπως η αξονική τομογραφία, είναι υψηλότερη, ιδίως για την διάκριση φαιάς και λευκής ουσίας. Όσο πιο υψηλό είναι το μαγνητικό πεδίο στο οποίο εξετάζεται ο ασθενής, τόσο πιο υψηλή είναι η αντίθεση των ιστών και η ποιότητα των εικόνων, με αποτέλεσμα να αυξάνεται περισσότερο η ευαισθησία της μεθόδου.

Βέβαια παρότι υπάρχουν περιορισμοί της χρήσης της μεθόδου σε ορισμένους ασθενείς (όπως αναλύθηκαν σε προηγούμενα κεφάλαια), με την συνεργασία μεταξύ των κλινικών ιατρών και του ιατρού ακτινολόγου συνεκτιμάται το διαγνωστικό κέρδος με το ρίσκο που θα ληφθεί και λαμβάνονται τα απαραίτητα μέτρα για την ασφαλή διενέργεια της εξέτασης.

Παρακάτω αναφέρονται βασικές ακολουθίες που λαμβάνονται και παράμετροι που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση του εγκεφάλου, καθώς και μερικές ενδείξεις οι οποίες καθιστούν την μαγνητική τομογραφία ως μέθοδο εκλογής. Αξίζει να σημειωθεί ότι, η σειρά με την οποία πραγματοποιούνται κατά την εξέταση οι ακολουθίες/μέθοδοι που χρησιμοποιούνται, και οι παράγοντες που επιλέγονται συνήθως διαφέρουν από το ένα απεικονιστικό κέντρο στο άλλο ανάλογα με τις προτιμήσεις του ιατρού ακτινολόγου και τις δυνατότητες του συστήματος/εξοπλισμού που διατίθεται. Ωστόσο οι ακολουθίες που αναφέρονται στο βασικό πρωτόκολλο του εγκεφάλου επιλέγονται σχεδόν από όλους χωρίς να απαιτούνται ειδικός εξοπλισμός ή σύστημα ιδιαίτερων χαρακτηριστικών.

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Μερικές ενδείξεις για την πραγματοποίηση μαγνητικής τομογραφίας εγκεφάλου αποτελούν: κεφαλαλγία άγνωστης αιτιολογίας, αστάθεια και άλλα νευρολογικά συμπτώματα, διαταραχές ακοής και όρασης, απομυελινωτικές νόσοι, φλεγμονές, αιμορραγία, ισχαιμικά έμφρακτα, όγκοι εγκεφάλου, συγγενείς ανωμαλίες.

Για την διερεύνηση ορισμένων παθήσεων ή για την ανίχνευσή τους, γίνεται χρήση σκιαγραφικού μέσου. Το γαδολίνιο ενισχύει τις περιοχές του βρίσκονται εκτός του

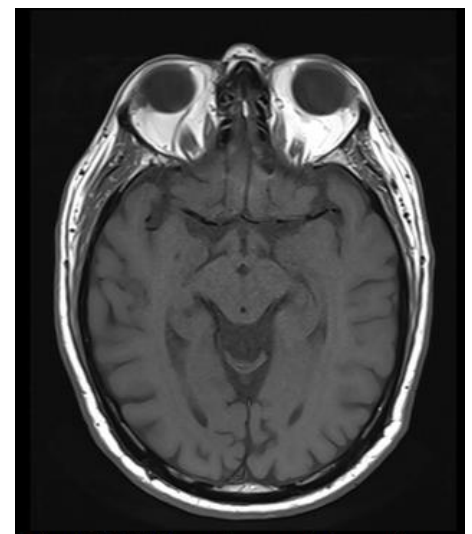
αιματοεγκεφαλικού φραγμού και σε περιπτώσεις που αυτός διαρραγεί, σε αντίθεση με τα υπόλοιπα σκιαγραφικά, μπορεί να τον διαπερνά, με αποτέλεσμα να υπάρχει ενίσχυση των περιοχών, που υπό φυσιολογικές συνθήκες δεν θα εμπλουτιζόντουσαν με σκιαγραφικό ή αντίθετα θα εμπλουτιζόντουσαν. Τέτοιες περιπτώσεις-ενδείξεις είναι οι όγκοι, ισχαιμίες, απομυελινωτικές νόσοι κ.α. Σημειώνεται επίσης ότι το γαδολίνιο ελαττώνει τους χρόνους χαλάρωσης T_1 και T_2^* των ιστών. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα, τα υγρά στον εγκέφαλο να εμφανίζονται με υψηλό σήμα στις ακολουθίες βάρους T_1W και σε ακολουθίες που χρησιμοποιούν εικόνες T_2^* να απεικονίζουν την παροχέτευση των ιστών με αίμα (perfusion).

Ανάλογα με την ένδειξη, το πρωτόκολλα διαφοροποιούνται και προσθέτονται παραπάνω ακολουθίες, μεταβάλλονται κάποιοι παράγοντες για το βάρος και την ποιότητα της εικόνας, ή προσθέτονται ακολουθίες μετά την έγχυση σκιαγραφικού μέσου όπου χρειάζεται.

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

Παρατίθεται ενδεικτικές ακολουθίες που μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ένα βασικό πρωτόκολλο εγκεφάλου, που πραγματοποιείται σε περιπτώσεις πρόληψης, και όταν παρατηρείται έντονη κεφαλαλγία άγνωστης προέλευσης.

- T_1 SE Εγκάρσια, οβελιαίο: Ανάδειξη ανατομικών στοιχείων του εγκεφάλου. Η SE ακολουθία παράγει μεγάλη αντίθεση μεταξύ φαιάς- λευκής ουσίας, η οποία είναι ακόμη πιο αισθητή σε μεγαλύτερα μαγνητικά πεδία. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί και T_1 TSE.
- T_2 TSE εγκάρσιο, στεφανιαίο: Δεδομένου ότι οι παθολογικές δομές έχουν μεγάλες περιεκτικότητες υγρών, οι εικόνες βάρους T_2W χρησιμοποιούνται για ανάδειξη και μελέτη παθολογίας. Οι TSE ακολουθίες παρέχουν σε μικρότερο χρόνο λίγο καλύτερη χωρική ανάλυση, ιδίως στις εικόνες βάρους T_2W .
- T_2 FLAIR Εγκάρσια, στεφανιαία:

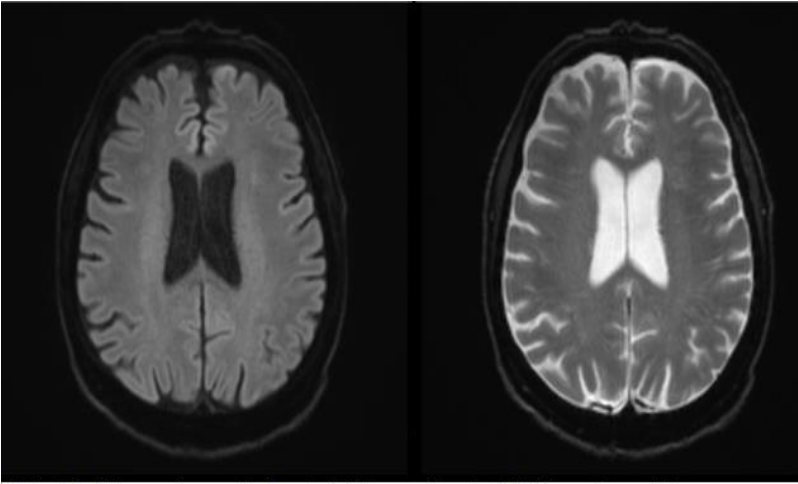


Εικόνα 7. 1: T_1 SE σε εγκάρσιο επίπεδο σε σύστημα 3T. Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής παράμετροι: Πάχος Τομής 3mm, TR 618ms, TE 8,9ms, SPACING 3,3, NEX 1, BW 252, FOV 220*178, MATRIX 320*208.

Χρησιμοποιείται για την ανίχνευση παθολογιών, ιδίως στις περιοχές γύρω από τις κοιλίες και κατα μήκος της αραχνοειδούς μήνιγγος όπου το σήμα του ENY δεν επέτρεπε την ακριβή μελέτη των συγκεκριμένων περιοχών. Επίσης, μπορεί να γίνει χρήση παλμού χημικού προ κορεσμού για την καταστολή του υποδόριου λίπους. Τέλος, στα μεγαλύτερα μαγνητικά πεδία αυξάνεται η ευαισθησία της μεθόδου, αφού αυξάνεται η αντίθεση μεταξύ φαιάς- λευκής

ουσίας λόγω της αύξησης του λόγου CNR.

- DWI (Diffusion Weight Image) Εγκάρσια: Απαραίτητη τεχνική για την αναζήτηση πιθανού ισχαιμικού εμφράκτου,οιδήματος και σε υποψία αιμορραγίας. Λαμβάνεται είτε μέσω της ακολουθίας single shot-EPI είτε μέσω TSE

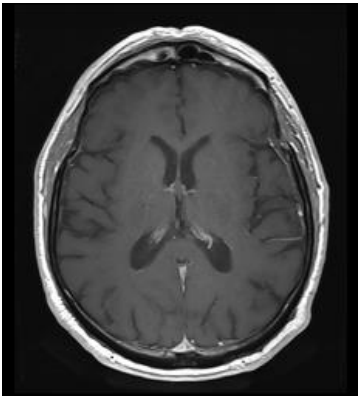


Εικόνα 7.2: DWI σε εγκάρσιο επίπεδο με $b=1000$ (αριστερά) και $b=0$ (δεξιά) σε σύστημα 3T

ακολουθίας με την χρήση κατάλληλου συντελεστή διάχυσης b value και των κατάλληλων πηνίων διάχυσης. Είναι πολύ σημαντική τεχνική που χρησιμοποιείται σε κάθε πρωτόκολλο.

Χρήση Σκιαγραφικού Μέσου
Σε ορισμένες περιπτώσεις

κρίνεται απαραίτητη η χρήση σκιαγραφικού. Σε αυτές τις περιπτώσεις πρώτα λαμβάνονται οι ακολουθίες που πρέπει να ληφθούν και ύστερα μερικές από αυτές λαμβάνονται μετά την χορήγηση του σκιαγραφικού. Συνήθως χορηγείται σκιαγραφικό ποσότητας 0,1mmol/kg βάρους σώματος, δηλαδή 0,2mL/kg, και γίνεται χορήγηση bolus είτε με το χέρι είτε με τη χρήση εγχυτή για ορισμένες μεθόδους με ροή 3-5ml/sec. Σε ορισμένες περιπτώσεις είναι δυνατή η χορήγηση της μισής δόσης σκιαγραφικού (0,05mmol/kg). Στα υψηλά μαγνητικά πεδία, δεδομένου ότι οι χρόνοι T_1 των ιστών αυξάνονται, η επίδραση του σκιαγραφικού



Εικόνα 7.3: T_1 SE εγκάρσια μετά το σκιαγραφικό σε σύστημα 3T. Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής παράμετροι: Πάχος Τομής 4mm, TR 550ms, TE 9,2ms, SPACING 4,4, NEX 1, BW 252, FOV 220*178, Matrix 320*208.

στην ενίσχυση των ιστών αυξάνεται επίσης, οπότε μπορεί να χρησιμοποιηθεί η μισή δόση (0,05mmol/kg) και σε εξετάσεις ρουτίνας χωρίς να υποβαθμίζεται η ποιότητα των εικόνων. Οι εικόνες λαμβάνονται έπειτα από καθυστέρηση 3-5 λεπτών, ίσως και περισσότερο ανάλογα με το κλινικό ερώτημα. Έτσι λοιπόν λαμβάνονται εικόνες T_1 SE σε όλα τα επίπεδα.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ

Τοπόγραμμα 3 επιπέδων: Κατα την έναρξη της εξέτασης λαμβάνονται 3 GRE εικόνες των 3 τομών, μία από κάθε επίπεδο, με υποτυπώδες βάρος T_1W εικόνων. Πάνω σε αυτές

σχεδιάζονται οι περιοχές που θα σαρωθούν για να παραχθούν εικόνες διαφορετικού βάρους εικόνες και σε διαφορετικά επίπεδα απεικόνισης.

Οι ακολουθίες στο εγκάρσιο επίπεδο σχεδιάζονται πάνω στις οβελιαίες και στεφανιαίες εικόνες έτσι ώστε οι τομές να είναι παράλληλες με την πρόσθια και την οπίσθια παραυφή

του μεσολόβιου.

Οι ακολουθίες στο στεφανιαίο επίπεδο σχεδιάζονται πάνω στις εγκάρσιες και οβελιαίες εικόνες έτσι ώστε οι τομές να είναι παράλληλες στο στέλεχος.

Οι ακολουθίες στο οβελιαίο επίπεδο σχεδιάζονται κάθετα στις εγκάρσιες και στις στεφανιαίες εικόνες με τέτοιο τρόπο ώστε οι τομές να είναι παράλληλες με τον μεσεγκέφαλο.

Οι πρώτες ακολουθίες σχεδιάζονται με βάση το τοπόγραμμα. Αφού ολοκληρωθούν οι πρώτες ακολουθίες, χρησιμοποιούνται εκείνες για τον σχεδιασμό των υπολοίπων ανάλογα βέβαια και το επίπεδο απεικόνισης στο οποίο λήφθηκαν.

Χρησιμοποιείται συνήθως πάχος τομής 5,5mm και σε 3D ακολουθίες, μπορεί να μειωθεί στο 1mm.

Στους παιδιατρικούς ασθενείς, οι παράγοντες αντίθεσης είναι διαφορετικοί. Το FOV μειώνεται στα 3mm και στις 3D ακολουθίες στο 1mm, το TR αυξάνεται ενώ το TE μεταβάλλεται ανάλογα με την ηλικία του παιδιού. Επίσης επιλέγεται μικρό TI στις ακολουθίες IR..

Παράγοντες που επιλέγονται ανάλογα με το επίπεδο των τομών είναι και οι διευθύνσεις κωδικοποίησης τομής, φάσης και συχνότητας. Ο καθορισμός των διευθύνσεων δειγματοληψίας είναι απαραίτητος για την αποφυγή σφαλμάτων κινήσεων λόγω εκούσιας ή ακούσιας κίνησης(π.χ. Κίνηση βλεφάρων) και σφαλμάτων αναδίπλωσης.

ΠΙΝΑΚΑΣ 7.1- ΔΙΕΥΘΥΝΣΕΙΣ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΨΙΑΣ ΑΝΑΛΟΓΑ ΜΕ ΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΑΠΕΙΚΟΝΗΣΗΣ			
	<i>ΕΓΚΑΡΣΙΑ ΤΟΜΗ</i>	<i>ΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑ ΤΟΜΗ</i>	<i>ΟΒΕΛΙΑΙΑ ΤΟΜΗ</i>
<i>ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΜΗΣ</i>	ΚΕΦΑΛΟΥΡΑΙΑ S-I	ΠΡΟΣΘΙΟΠΙΣΘΙΑ A-P	ΔΕΞΙΑ-ΑΡΙΣΤΕΡΗ R-L
<i>ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΦΑΣΗΣ</i>	R-L	R-L	A-P
<i>ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ</i>	A-P	S-I	S-I

Εξάιρεση στον παραπάνω πίνακα αποτελεί η εγκάρσια ακολουθία διάχυσης DWI, κατα την οποία οι διευθύνσεις της κωδικοποίησης φάσης και συχνότητας αντιστρέφονται (κωδικοποίηση φάσης A-P, κωδικοποίηση συχνότητας R-L).

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:

- Σε παιδιατρικά περιστατικά ενδείκνυται να χρησιμοποιούνται επιπλέον μια ογκομετρική T₁ MPRAGE 3D ακολουθία, T₁ IR ακολουθία για την καλύτερη

αξιολόγηση της μυελίνωσης η οποία, στα παιδιά, αναπτύσσεται σταδιακά, και μια 2D ή 3D Phase Contrast (PC) ακολουθία για την μελέτη των ενδοκράνιων αγγείων.

- Όταν απεικονίζεται στις βασικές ακολουθίες, αύξηση του όγκου των κοιλιών, χρησιμοποιείται και μία 3D PC ακολουθία για την μελέτη της ροής του ENY.
- Στους Παιδιατρικούς ασθενείς, η εξέταση ξεκινάει πάντα με τις βασικές ακολουθίες πρώτες, όπου ο ασθενής είναι ακόμη άνετος και ήρεμος. Επίσης στις T₂ ακολουθίες είναι σημαντική η επιλογή των κατάλληλων τιμών των παραγόντων αντίθεσης TR TE ιδιαίτερα στα παιδιά ηλικίας κάτω των 18 μηνών καθώς δεν έχει ολοκληρωθεί η μυελίνωση του εγκεφάλου. Γι' αυτό και στους πρώτους μήνες ζωής επιλέγεται υψηλό TR (περίπου 3000ms) και υψηλό TE(περίπου 120ms) το οποίο σταδιακά μειώνεται ως τους 18 μήνες όπου η μορφή του μυελού του εγκεφάλου αρχίζει να μοιάζει με εκείνον του ενηλίκου.
- Αρκετά συχνά γίνεται bolus χορήγηση του σκιαγραφικού δηλαδή επιπλέον χορήγηση 10-20ml ή και λιγότερο, φυσιολογικού ορού για έκπλυση του καθετήρα από σκιαγραφικό και συντομότερη είσοδό του στην κυκλοφορία του αίματος και κατα συνέπεια, συντομότερη άφιξη στη περιοχή ενδιαφέροντος.
- Η χρήση της τεχνικής BLADE, ιδίως κατά την ακολουθία DWI, βελτιώνει το σήμα και μειώνει τα σφάλματα λόγω ροής των αγγείων και της μαγνητικής επιδεκτικότητας.
- Μετα το πέρας της εξέτασης αφού γίνει η λήψη των 3D ισοτροπικών ακολουθιών π.χ. T₁ MPRAGE, γίνεται ανασύνθεση στα υπόλοιπα επίπεδα (MPR) για την συντόμωση του συνολικού χρόνου εξέτασης . Δίνεται η δυνατότητα παραγωγής εικόνων σε οποιαδήποτε επίπεδο με το επιθυμητό πάχος τομής.

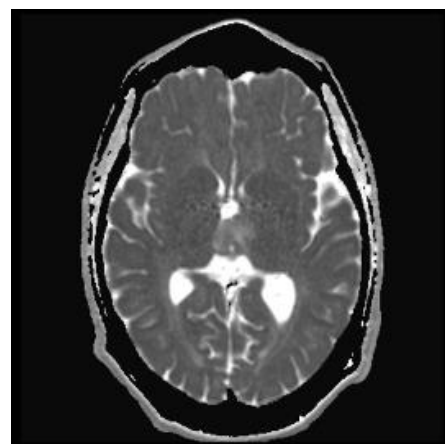
ΚΕΦ 8 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟΥ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟΥ

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Έντονη κεφαλαλγία που μπορεί να συνοδεύεται με νευρολογικό έλλειμα (εστιακό ή ολικό), υποψιάζουν τους ιατρούς για πιθανό Αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο. Το Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο (ΑΕΕ) προκαλείται είτε εξαιτίας απόφραξης κάποιου αγγείου του εγκεφάλου (Ισχαιμικό ΑΕΕ) είτε εξαιτίας πρόκλησης υπαραχνοειδούς αιμορραγίας που προέρχεται ύστερα από ρήξη κάποιου αγγείου ή ανευρύσματος (Αιμορραγικό ΑΕΕ). Οποιαδήποτε κι αν είναι η προέλευσή του, το ΑΕΕ μπορεί να προκαλέσει παροδικές ή μόνιμες εγκεφαλικές βλάβες, ακόμη και θάνατο. Η απεικόνιση του ΑΕΕ με την μέθοδο της Μαγνητικής Τομογραφίας ποικίλει ανάλογα με τον χρόνο που παρήλθε από την έναρξη των συμπτωμάτων.

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

- DWI Εγκάρσια και χάρτης ADC: Η DWI είναι η πιο ευαίσθητη ακολουθία για την ανίχνευση αιμορραγίας και κυτταροτοξικού οιδήματος, που εμφανίζονται με υψηλό σήμα, ακόμη και 2 ώρες μετά την έναρξη των συμπτωμάτων. Ο χάρτης ADC αναδεικνύει ιστούς με βάση τις τιμές ADC τους στην κλίμακα του γκρι και είναι χρήσιμος για την διαφορική διάγνωση εμφράκτου από άλλες παθολογίες, όπως οίδημα, που διαθέτουν διαφορετικές τιμές ADC. Με χαμηλό σήμα απεικονίζονται ιστοί με χαμηλή διάχυση.
- T₂ TSE Εγκάρσια: Ανάδειξη εμφράκτου με υψηλό σήμα μετά τις 8 ώρες από την έναρξη των συμπτωμάτων.
- T₁ TSE οβελιαία: Αξιολόγηση ανατομικών δομών του εγκεφάλου.



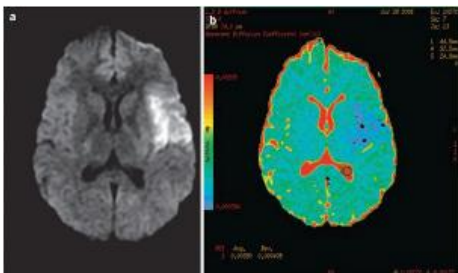
Εικόνα 8.1: DWI-ADC MAP ισοτροπική με b0_1000 σε σύστημα 3T. Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής παράγοντες: Πάχος Τομής 3mm, TR 4100ms, TE 62ms, SPACING 3,3, BW 679 ,NEX 1, FOV 230*230, MATRIX 184*184.

- T₂ FLAIR Εγκάρσια: Η ακολουθία FLAIR μπορεί να αναδείξει ισχαιμικό έμφρακτο 6-12 ώρες μετά την έναρξη των συμπτωμάτων. Επίσης μπορεί να αναδείξει με ιδιαίτερη ευαισθησία υπαραχνοειδή αιμορραγία με υψηλό σήμα στην οξεία φάση της, ιδίως μικρές βλάβες.
- T₂* GRE εγκάρσια: Ευαίσθητη ακολουθία για την ανάδειξη αιμορραγίας
- SWI (Suscesibility Weight Image) εγκάρσια: Επίσης χρήσιμη ακολουθία για την ανάδειξη αιμορραγίας και των προϊόντων αποδόμησης του αίματος. Ακόμη είναι χρήσιμη για την διαφορική διάγνωση της μετουσίωσης του αιμορραγικού υλικού από την φλοιϊκή νέκρωση.
- 3D- TOF MRA εγκάρσια: Έλεγχος του αυλού των αγγείων για τυχόν απόφραξη τους.

Χρήση Σκιαγραφικού Μέσου

Χορηγείται σκιαγραφικό όταν κρίνεται απαραίτητο και εφόσον δεν υπάρχει κάποια αντένδειξη για την χρήση του. Χορηγείται 0,05-0,1mmol/kg σκιαγραφικού με bolus με το χέρι ή για την μελέτη με PWI γίνεται χορήγηση 0,1-0,2mmol/kg σκιαγραφικού με bolus με εγχυτή με ροή 3-5ml/sec με ελάχιστη καθυστέρηση 3-5sec.

- T₁ SE σε όλα τα επίπεδα: Εκτίμηση της ηλικίας της ισχαιμίας.



Εικόνα 8.2: Συνδυασμός DWI-PWI για την μελέτη της λειτουργικότητας του εγκεφάλου. a)DWI b)ADC Map c)PWI-CBV Map. Παρατηρείται αναντιστοιχία μεταξύ αποτελεσμάτων DWI και PWI όπου DWI<PWI. Από: Tommaso Scarabino Saverio Pollice Teresa Popolizio, High Field Brain MRI :Use in Clinical Practice, Second Edition Springer International Publishing Switzerland 2017.

- PWI (Perfusion Weight Image) Εγκάρσιο: Γίνεται συνήθως χρήση είτε της DCE είτε της DSC- PWI τεχνικών. Μέτρηση της Αιματικής παροχής του εγκεφάλου, με την ταχεία χορήγηση σκιαγραφικού μέσου (bolus) κι έτσι υπολογίζεται η εγκεφαλική ροή του αίματος (χάρτης CBF), ο εγκεφαλικός όγκος αίματος (χάρτης CBV) και ο μέσος χρόνος διέλευσης (MTT). Ο συνδυασμός των ευρημάτων της DWI και της PWI, βοηθάει στην ακριβέστερη ανάδειξη ισχαιμιών, την αξιολόγησή τους και οδηγεί στην αποτελεσματικότερη θεραπεία της βλάβης.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ

Λαμβάνεται τοπογράμμα και στα 3 επίπεδα.

Ο σχεδιασμός των ακολουθιών σε κάθε επίπεδο είναι ίδιος με τον σχεδιασμό των βασικών πρωτοκόλλων το εγκεφάλου.

Στην εγκάρσια TOF-MRA θα πρέπει να καλύπτεται όλος ο κύκλος του Willis στη βάση του

κρανίου δηλαδή η περιοχή μεταξύ ινιακού τρήματος και μεσολόβιου, και οι τομές να σχεδιάζονται παράλληλα με την πρόσθια και οπίσθια παρυφή του μεσολόβιου ενώ οι τομές σχεδιάζονται έτσι ώστε να επικαλύπτονται.

Επιλέγεται πάχος τομής 5,5mm για τις περισσότερες ακολουθίες και πάχος <1mm για τη TOF-MRA ακολουθία.

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:

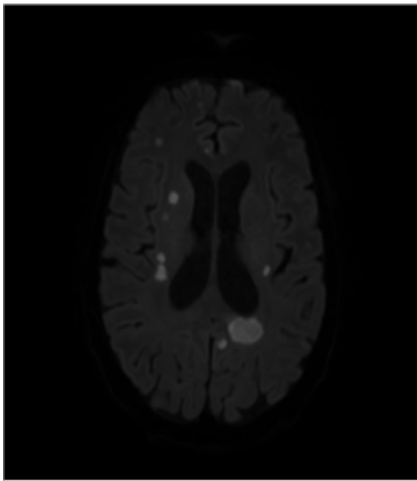
- Σε υποψία οξέος ισχαιμικού εμφράκτου το πρωτόκολλο συρρικνώνεται και γίνεται συντομότερο για την ταχύτερη λήψη θεραπευτικών τεχνικών. Η χρήση μονάχα της DWI/ ADC Map θεωρείται αρκετή για να αναδείξει το οξύ ισχαιμικό έμφρακτο.
- Η τεχνική PWI μπορεί να πραγματοποιηθεί και χωρίς τη χρήση εξωγενούς σκιαγραφικού μέσου με την χρήση του χάρτη ASL(Arterial Spin Labelling). Εφαρμόζοντας τους κατάλληλους παλμούς σε συγκεκριμένες τομές γίνεται ενδογενής σήμανση του αίματος αρτηριών απεικονίζοντας την ροή του αίματος, μη επεμβατικά, με υψηλότερο SNR και με λιγότερα σφάλματα ροής λόγω της καταστολής των ακίνητων ιστών. Είναι μέθοδος που χρησιμοποιείται, ιδιαίτερα στα συστήματα υψηλού πεδίου, όπου το σήμα και η αντίθεση των ιστών είναι υψηλότερη.
- Συνήθως επιλέγεται η SWI για την αναζήτηση ενεργής αιμορραγίας και εναπόθεσης προϊόντων αποδόμησης αιμορραγικού υλικού.
- Μετα το πέρας της εξέτασης αφού γίνει η λήψη των 3D ισοτροπικών ακολουθιών όπως της 3D TOF γίνεται ανασύνθεση στα υπόλοιπα επίπεδα (MPR) και σε MIP για την συντόμευση του συνολικού χρόνου εξέτασης και την απομόνωση αποκλειστικά των αγγείων στην εικόνα. Δίνεται η δυνατότητα παραγωγής εικόνων σε οποιαδήποτε επίπεδο με το επιθυμητό πάχος τομής. Στις SWI ακολουθίες γίνεται ανασύνθεση σε mIP (minimum Intensity Projection).

ΚΕΦ 9 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΩΝ ΟΓΚΩΝ

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Ανάλογα από τους ιστούς προέλευσης, οι όγκοι του εγκεφάλου είναι: νευροεπιθηλιακοί (από αστροκύτταρα, εμβρυϊκά, ολιγοδενδροκύτταρα, επενδυματικά, χοριοειδούς πλέγματος), κρανιακών νεύρων, των μηνίγγων, αιμοποιητικού, εκ γεννητικών κυττάρων, επιππίου, μεταστάσεις. Εντοπίζονται πάνω ή κάτω από το σκηνίδιο της παρεγκεφαλίδας (υπερ-,υπο-σκηνιδιακά) και εντός ή εκτός του εγκεφαλικού παρεγχύματος (ενδο-,εξω-παρεγχυματικά) ανάλογα από την θέση των ιστών προέλευσης.

Η μαγνητική τομογραφία επιλέγεται αρκετά συχνά ως απεικονιστική μέθοδος για την ανίχνευση πρωτοπαθών ή δευτεροπαθών όγκων στον εγκέφαλο, την αναγνώριση του τύπου και την διαβάθμισή τους σε βαθμό κακοήθειας, λόγω της ανώτερης αντίθεσης των ιστών, ενώ είναι ιδιαίτερα χρήσιμη στον σχεδιασμό της ακτινοθεραπείας, στον προεγχειρητικό σχεδιασμό και στην παρακολούθηση των ασθενών μετεγχειρητικά ή μετά το πέρας της θεραπείας. Με την συνεχιζόμενη ανάπτυξη της μεθόδου με συστήματα υψηλών μαγνητικών πεδίων και των νέων τεχνικών, η μαγνητική τομογραφία γίνεται εξέταση εκλογής για την ακριβή ανάδειξη της έκτασης και της μορφολογίας της νόσου στις περισσότερες περιπτώσεις, βελτιώνοντας παράλληλα την θεραπευτική αντιμετώπισή της.



Εικόνα 9.1: DWI ακολουθία με b1000 σε σύστημα 3T. Επιλέχθηκαν οι εξής παράγοντες: Πάχος Τομής 3mm, TR 4500ms TE 62ms, SPACING 3,3, BW 679, NEX 1, FOV 220*220, MATRIX 184*184. Διακρίνονται με υψηλό σήμα



Εικόνα 9.2: T2 SPACE FLAIR οβελιαία σε σύστημα 3T. Παράγοντες που χρησιμοποιήθηκαν είναι οι εξής: Πάχος Τομής 1mm, TR 7000ms, TE 430ms, ETL220, BW 651, FOV 250*250, Matrix 256*256. Εικόνα Πολλαπλών Μεταστάσεων στον Εγκέφαλο

Οι ασθενείς στους οποίους υπάρχει υποψία παρουσίας εγκεφαλικού όγκου έχουν ιδιαίτερη συμπτωματολογία ανάλογη με την περιοχή στην οποία βρίσκεται ο όγκος.

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

- DWI/ADC map εγκάρσια: Έλεγχος της διάχυσης του εγκεφάλου και ανάδειξη πιθανού οιδήματος και ισχαιμίας εξαιτίας του/των όγκων. Σε περίπτωση ύπαρξης όγκου, γίνεται αξιολόγηση του περιορισμού διάχυσης και υπολογίζεται ο συντελεστής διάχυσης του όγκου, με τη βοήθεια του χάρτη ADC, δίνοντας επιπλέον πληροφορίες για την διαβάθμισή του/των όγκων σε βαθμό κακοήθειας.
- T₂ FLAIR εγκάρσια, οβελιαία: Αναδεικνύει οίδημα και συμπιεστικά φαινόμενα σχετιζόμενα με τον όγκο. Είναι δυνατή η μελέτη δομών γειτονικές με τις κοιλίες και τις δεξαμενές με αυξημένη αντίθεση εξαιτίας της καταστολής του σήματος του ENY. Αλλοιώσεις με συλλογές υγρού θα φαίνονται με χαμηλό σήμα.
- T₂ TSE εγκάρσια: Επίσης αναδεικνύει οίδημα και συμπιεστικά φαινόμενα με τη διαφορά ότι αναδεικνύει καλύτερα δομές στον οπίσθιο κρανιακό βόθρο και τις δεξαμενές μαζί με το ENY. Λαμβάνεται είτε με 2D είτε με 3D τεχνική για περισσότερη λεπτομέρεια.
- T₁ SE εγκάρσια, οβελιαία: Μελέτη της ανατομίας του εγκεφάλου. Αναγνωρίζει δομές και πρωτεϊνικές συλλογές.

Είναι δυνατή η χρήση τεχνικής χημικού προ κορεσμού

- SWI: Αναδεικνύει αποτιτανώσεις και παρουσία αιμορραγικού υλικού εντός του όγκου.

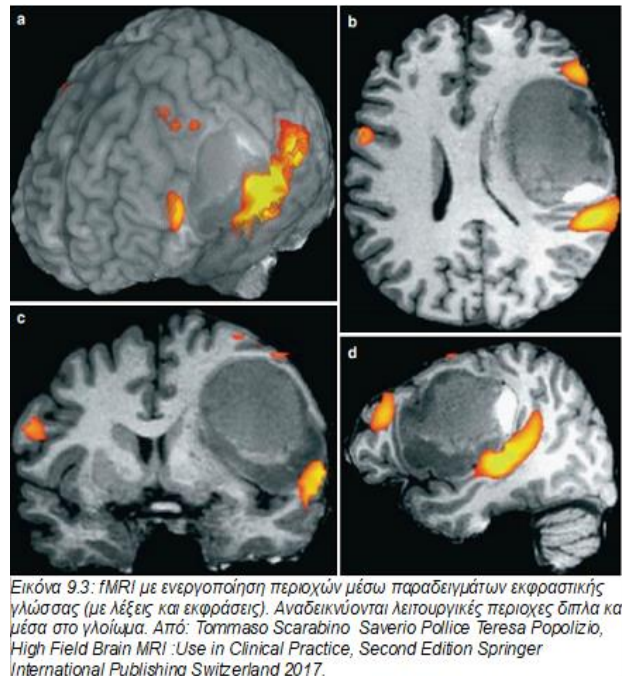
ΕΙΔΙΚΕΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ

- DTI: Άλλο είδος της τεχνικής διάχυσης όπου μετράται η διάχυση σε όλες τις κατευθύνσεις (ανιστροπική). Μέσω αυτής της τεχνικής, δίνεται η δυνατότητα της ανάδειξη και αναγνώριση των ινών της λευκής ουσίας σε όλο τους το μήκος, με την δεσμιδογραφία. Σε παρουσία όγκου οι ίνες αυτές αλλάζουν θέση και αλλοιώνονται, ιδιαίτερα στο κέντρο του.

- MRS (MR Spectroscopy): Στην φασματοσκοπία, ανιχνεύονται μεταβολές στις καμπύλες των μεταβολητών, ως αποτέλεσμα παρουσίας όγκου. Συνήθως οι μεταβολές στις καμπύλες του N-ακετυλο-ασπαρτικού οξέος NAA, της χολίνης Cho και της κρεατινίνης Cr, υποδεικνύουν παρουσία όγκου, ενώ λιπίδια και γαλακτικό οξύ εμφανίζονται σε νεκρωμένους όγκους. Με αυτή τη τεχνική μελετάται η βιοχημική σύσταση των καρκινοποιημένων κυττάρων και βοηθά στην διαβάθμιση της νόσου.
- fMRI (functional MRI): Απεικονίζει τις λειτουργικές περιοχές του εγκεφάλου σε κατάσταση ηρεμίας και διέγερσης για δημιουργία ενός "χάρτη" προεγχειρητικά, για την ασφαλέστερη και αποτελεσματικότερη χειρουργική εξαίρεση του όγκου. Γίνεται χρήση είτε πολύ γρήγορων GRE ακολουθιών είτε EPI ακολουθίες για την παραγωγή εικόνων αξιοποιώντας το φαινόμενο BOLD (παράγονται εικόνες T₂* δηλαδή).

Χρήση Σκιαγραφικού Μέσου

Πάντα χορηγείται σκιαγραφικό μέσο εφόσον δεν υπάρχει κάποια αντένδειξη για την χρήση του. Ο τρόπος με τον οποίο εμπλουτίζεται ή δεν εμπλουτίζεται ο όγκος καθορίζει το είδος του. Χορηγείται με bolus σκιαγραφικό 0,05-0,1mmol/kg με το χέρι και λαμβάνονται εικόνες έπειτα από καθυστέρηση μερικών λεπτών (>5 min). Χρησιμοποιείται η T₁ SE ακολουθία σε όλα τα επίπεδα με χρήση τεχνικής χημικού προ κορεσμού (Fat saturation). Επίσης μπορεί να



Εικόνα 9.3: fMRI με ενεργοποίηση περιοχών μέσω παραδειγμάτων εκφραστικής γλώσσας (με λέξεις και εκφράσεις). Αναδεικνύονται λειτουργικές περιοχές δίπλα και μέσα στο γλοιώμα. Από: Tommaso Scarabino, Saverio Pollice, Teresa Popolizio, High Field Brain MRI :Use in Clinical Practice, Second Edition Springer International Publishing Switzerland 2017.

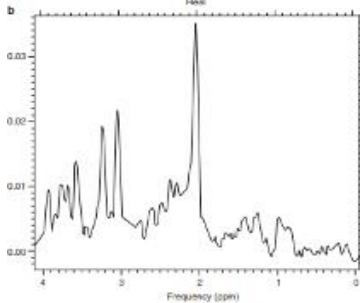
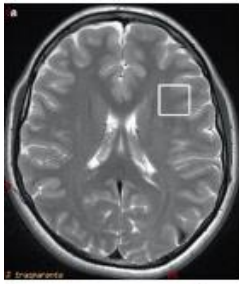
χρησιμοποιηθεί PWI (DSC, DCE ή ASL) για τη δυναμική μελέτη του του/των όγκων μέσω του εγχυτή με ροή 3-5ml/sec και δόση 0,1-0,2 mmol/kg και την μέτρηση των δεικτών CBV(όγκος αίματος) και CBF(ροή αίματος). Χρήσιμη για την ανάδειξη με μεγαλύτερη ακρίβεια των ορίων του όγκου για τον σχεδιασμό θεραπείας (Ακτινοθεραπείας ή Χειρουργικής) και στη στερεοτακτικής βιοψία.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ

Λαμβάνεται τοπόγραμμα και στα 3 επίπεδα.

Οι παραπάνω ακολουθίες σχεδιάζονται όπως στο βασικό πρωτόκολλο του εγκεφάλου.

Όταν μελετείται μια συγκεκριμένη περιοχή, σχεδιάζεται ανάλογα με το εκάστοτε



Εικόνα 9.4: Φασματοσκοπία σε σύστημα 3T. α) Ακολουθία T2 TSE εγκάρσια με τοποθετημένο στον αριστερό ημισφαίριο το Voxel Of Interest (VOI). β) Μελέτη φάσματος ¹H με VOI 2*2*2 και TR/TE 2000/35ms. Από: Tommaso Scarabino Saverio Pollice Teresa Popolizio, High Field Brain MRI Use in Clinical Practice, Second Edition Springer International Publishing Switzerland 2017.

πρωτόκολλο (βλ. παρακάτω κεφάλαια).

Η φασματοσκοπία MRS σχεδιάζεται είτε με την τεχνική SVS μονού Voxel, όπου το σήμα συλλέγεται από ένα voxel που επιλέγεται από το σημείο τομής 3 ορθογωνίων παλμών επιλεκτικής διέγερσης, είτε με την τεχνική MRSI πολλαπλών Voxel όπου το σήμα συλλέγεται από όγκους ιστών. Η επεξεργασία του σήματος για την παραγωγή φάσματος γίνεται με τη χρήση της τεχνικής STEAM ή της PRESS με συνδυασμό παραπάνω πηνίων βαθμίδας για την καταστολή των ιστών εκτός των voxels που θα μετρηθούν. Πολύ σημαντικό είναι η εφαρμογή παλμών χωρικού προ κορεσμού στο υποδόριο λίπος και στον μυελό των οστών για την καταστολή του λίπους και η εφαρμογή παλμού CHES για την καταστολή μέρους των κορυφών του νερού στο φάσμα. Επιλέγεται με προσοχή ο όγκος ιστών ή το voxel απ' όπου θα μετρηθεί το φάσμα .

Λαμβάνονται εικόνες με πάχος τομής που δεν υπερβαίνει τα 5mm. Για ορισμένες περιοχές μπορεί να γίνει χρήση και μικρότερου πάχους. Στις 3D ακολουθίες, είναι δυνατή η χρήση πάχους τομής ακόμη και μικρότερο του 1mm.

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:

- Το ογκολογικό πρωτόκολλο συνήθως μεταβάλλεται και σε αυτό συμπληρώνονται επιπλέον ακολουθίες σε συγκεκριμένα επίπεδα ανάλογα με τη θέση και το είδος του όγκου. Για παράδειγμα, για την μελέτη όγκων στους Έσω ακουστικούς πόρους (ΕΑΠ) και στο στέλεχος χρησιμοποιείται 3D ακολουθία με λεπτές τομές είτε η T₂W SPACE είτε οι CISS,FIESTA.
- Μετά την έγχυση σκιαγραφικού, για αυξημένη αντίθεση και λεπτομέρεια μπορεί να χρησιμοποιηθεί T₁ MPRAGE ακολουθία αντί της T₁ SE, η οποία είναι μια 3D GRE ακολουθία.
- Προαιρετική χρήση ακολουθίας T₁ STIR για την καταστολή του σήματος του λίπους στον εγκέφαλο. Αλλοιώσεις με πρωτεϊνικές-λιπιδικές συλλογές θα έχουν μειωμένο σήμα.
- Ο συνδυασμός της FLAIR και της T₂W TSE ακολουθιών με την SPACE ακολουθία στα συστήματα Υψηλού μαγνητικού πεδίου προσδίδει μεγαλύτερη λεπτομέρεια στην απεικόνιση όγκων και του εγκεφάλου γενικότερα, υψηλότερο SNR και μειώνει

παράλληλα το SAR στον ασθενή, σε σχετικά μικρό χρόνο σάρωσης.

- Μετα το πέρας της εξέτασης αφού γίνει η λήψη των 3D ιστροπικών ακολουθιών (T₁ MPRAGE, SWI, SPACE) γίνεται ανασύνθεση στα υπόλοιπα επίπεδα (MPR) για την συντόμευση του συνολικού χρόνου εξέτασης. Δίνεται η δυνατότητα παραγωγής εικόνων σε οποιαδήποτε επίπεδο με το επιθυμητό πάχος τομής. Στις SWI ακολουθίες γίνεται ανασύνθεση σε mIP (minimum Intensity Projection).

ΚΕΦ 10 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΑΙΜΟΡΡΑΓΙΑΣ

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

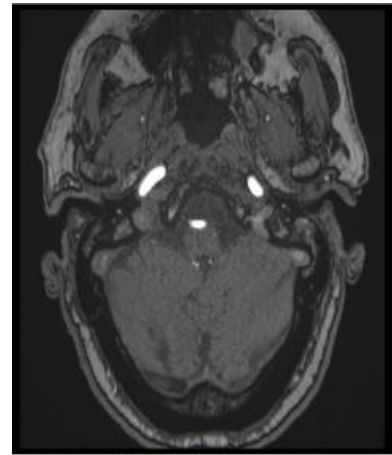
Αιμορραγία στον εγκέφαλο μπορεί να προκληθεί είτε εξαιτίας εξωτερικής αιτίας (Κρανιοεγκεφαλική Κάκωση) είτε εξαιτίας ρήξης ανευρύσματος είτε εξαιτίας κάποιου όγκου εντός του εγκεφάλου.

Γενικά για τις επείγουσες περιπτώσεις εγκεφαλικής αιμορραγίας εξέταση εκλογής είναι η αξονική τομογραφία, για λόγους όπως την ευκολότερη πρόσβαση της μεθόδου και τη δυνατότητα μηχανικής υποστήριξης σε ασθενείς σε μη σταθερή κατάσταση, αφού στον μαγνητικό τομογράφο, τα μηχανήματα αυτά θα πρέπει να είναι υποχρεωτικά συμβατά με το μαγνητικό πεδίο. Παρόλα αυτά η μέθοδος της μαγνητικής τομογραφίας είναι χρήσιμη σε σταθερούς ασθενείς διερευνητικά σε περιπτώσεις που δεν μπορούν να ληφθούν ασφαλή συμπεράσματα από την αξονική τομογραφία, όπως η ανάδειξη διάχυτης αξονικής κάκωσης . Επίσης για την ανίχνευση και τη μελέτη χρόνιων αιματωμάτων και οίδημάτων, προτιμάται η μαγνητική τομογραφία, λόγω της υψηλής συγκέντρωσης πρωτεϊνούχου υλικού και νερού στις περιοχές αυτές.

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

- DWI/ADC map εγκάρσια: Σημαντική ακολουθία που αναδεικνύει την έκταση της αιμορραγίας.

- T₂ TSE εγκάρσια: Ανάδειξη παθολογικών δομών του εγκεφάλου. Καλύτερη απεικόνιση αλλοιώσεων στον οπίσθιο κρανιακό βόθρο.
- T₁ SE οβελιαία: Μελέτη της ανατομίας των εγκεφαλικών δομών.
- T₂ FLAIR εγκάρσια: Ανάδειξη υπαραχνοειδούς αιμορραγίας και της δημιουργίας οιδήματος.
- T₂* GRE στεφανιαία ή SWI εγκάρσια: Ευαίσθητες στα σφάλματα μαγνητικής επιδεκτικότητας (ιδιαίτερα στα υψηλά μαγνητικά πεδία) ανιχνεύουν μικροαιμορραγικές συλλογές.
- PCA εγκάρσια ή και TOF-MRA (3D ή 2D) εγκάρσια: Μελέτη αγγείων και ανάδειξη πιθανής αιμορραγίας.

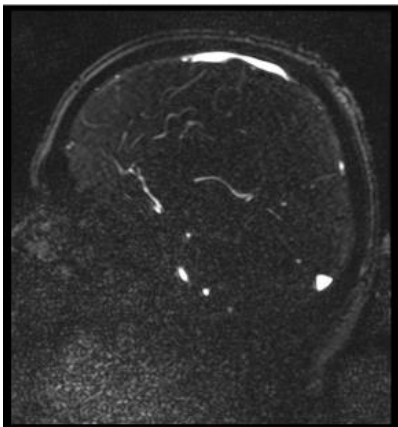


Εικόνα 10.1: 3D-TOF MRA σε σύστημα 3T. Χρησιμοποιήθηκαν τα εξής στοιχεία: Πάχος Τομής 0,5mm, TR 19ms, TE 3,5ms, NEX 1, SPACING 0,5 BW 199, FOV 180*180, MATRIX 256*241.

Χρήση σκιαγραφικού μέσου

Συνήθως δεν χρησιμοποιείται σκιαγραφικό μέσο.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ



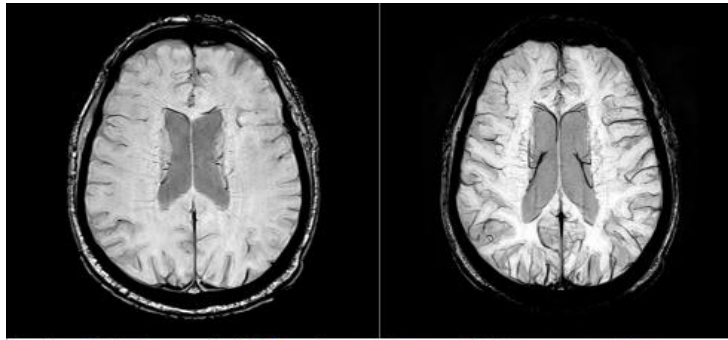
Εικόνα 10.2: Εικόνα 3D Phase Contrast(PC) MRA σε σύστημα 3T. Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής παράμετροι: Πάχος Τομής 0,85mm, TR 63,6ms, TE 6,6ms, BW 651, FOV 220*220, Matrix 192*144

Λαμβάνεται τοπόγραμμα και στα 3 επίπεδα. Ο σχεδιασμός των περισσοτέρων ακολουθιών είναι ίδιος με εκείνων των βασικών ακολουθιών για όλον τον εγκέφαλο. Η PC ακολουθία δεν απαιτεί ιδιαίτερο σχεδιασμό αλλά είναι αναγκαία η προσεχτική επιλογή του κατάλληλου VENC, ανάλογο με την ταχύτητα των κινούμενων πρωτονίων, για την δειγματοληψία των κινούμενων πρωτονίων- ροής αίματος.

Επιλέγεται πάχος τομής <5mm και για τις TOF, PCA ακολουθίες <3mm.

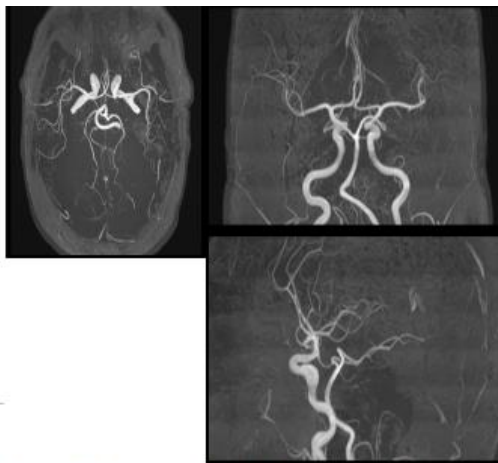
ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:

- Στις οξείες-υποξείες φάσεις αιμορραγίας διαφοροποιείται το πρωτόκολλο ώστε να είναι πιο σύντομο σε αντίθεση με το πρωτόκολλο για τις χρόνιες αιμορραγίες. Στην οξεία-υποξεία φάση πάντα επιλέγονται η DWI, T₂ FLAIR και η SWI/T₂*. Για τις χρόνιες προστίθενται ακολουθία για την μελέτη των αγγείων και η δεσμιδογραφία για την αξιολόγηση της λευκής ουσίας .

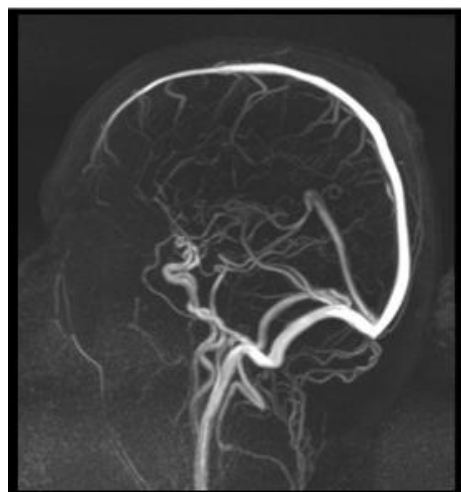


Εικόνα 10.3: Αριστερά: SWI εικόνα σε σύστημα 3T. Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής παράγοντες αντίθεσης: Πάχος Τομής 2mm, TR 28ms, TE 20ms, NEX 1, BW 119, FOV 220*178, Matrix 384*218. Δεξιά: Ανασύνθεση mIP από τις SWI εικόνες. Στις mIP εικόνες οι δομές με χαμηλή ένταση όπως τα φλεβικά αγγεία αναδεικνύονται με ευκρίνεια..

- Προτιμάται η PCA ακολουθία, δηλαδή μία rewrap GRE ακολουθία που χρησιμοποιεί ειδικά πηνία βαθμίδας για την δειγματοληψία μόνο των κινούμενων δομών του εγκεφάλου, ανάλογα με την ταχύτητά τους, η οποία μπορεί να αναδείξει καλύτερα από την TOF την πιθανή αιμορραγική εστία.
- Μετα το πέρας της εξέτασης αφού γίνει η λήψη των 3D ιστροπικών ακολουθιών (T₁ MPRAGE, 3D TOF-MRA) γίνεται ανασύνθεση στα υπόλοιπα επίπεδα (MPR) για την συντόμευση του συνολικού χρόνου εξέτασης. Δίνεται η δυνατότητα παραγωγής εικόνων σε οποιαδήποτε επίπεδο με το επιθυμητό πάχος τομής καθώς επίσης και η δημιουργία MIP όπου απομονώνονται τα αγγεία από τις εικόνες της 3D-TOF κυρίως, για καλύτερη μελέτη τους. Στις SWI ακολουθίες γίνεται ανασύνθεση σε mIP (minimum Intensity Projection).



Εικόνα 10.4: Ανασύνθεση MIP από την 3D TOF MRA σε εγκάρσιο, στεφανιαίο και οβελιαίο επίπεδο.



Εικόνα 10.5: MIP από την 3D PC MRA σε οβελιαίο επίπεδο

ΚΕΦ 11 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΓΙΑ ΑΠΟΜΥΕΛΙΝΩΤΙΚΕΣ ΝΟΣΟΥΣ (ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ)

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Οι απομυελινωτικές νόσοι, όπως η σκλήρυνση κατά πλάκας (ΣΚΠ) και η οξεία διάσπαρτη εγκεφαλομυελίτιδα (ADEM), είναι παθήσεις της λευκής ουσίας του εγκεφάλου κυρίως, όπου παρατηρούνται βλάβες της μυελίνης γύρω από τους νευρώνες λόγω φλεγμονών. Η διάγνωση και παρακολούθηση αυτών των παθήσεων γίνεται με την μαγνητική τομογραφία, η οποία είναι εξέταση εκλογής, ιδιαίτερα όταν χρησιμοποιούνται συστήματα απεικόνισης υψηλού πεδίου (>3 Tesla), όπου η ανάδειξη των απομυελινωτικών εστιών είναι ευκρινώς ανώτερη απ' ό,τι σε χαμηλότερα πεδία. Η Μερικά συμπτώματα, τα οποία αποτελούν και κλινικά χαρακτηριστικά απομυελινωτικών νόσων είναι τα εξής: αιμωδίες, κινητικές διαταραχές, οπτική νευρίτις, κεφαλαλγία κ.α.

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

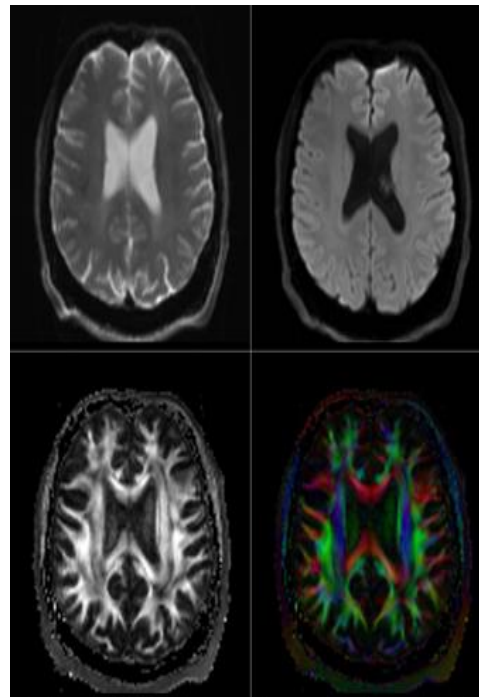
- T₁ SE εγκάρσια: Μελέτη των ανατομικών δομών του εγκεφάλου. Με την χρήση 3D τεχνικών, γίνεται μέτρηση ατροφίας του εγκεφάλου σε περιπτώσεις που παρατηρείται .
- T₂ TSE εγκάρσια, στεφαναία: Ανάδειξη παθολογικών εστιών του εγκεφάλου με υψηλό σήμα, ιδιαίτερα του οπίσθιου κρανιακού βόθρου.
- T₂ FLAIR εγκάρσια, οβελιαία: Η πιο σημαντική ακολουθία για την απεικόνιση απομυελινωτικών νόσων. Αναδεικνύει με υψηλό σήμα εστιακές αλλοιώσεις σε όλες τις περιοχές εγκεφαλο, ιδιαίτερα στις περιοχές πέριξ των κοιλιών, οι οποίες λόγω του υψηλού σήματος του ΕΝΥ, επικαλυπτόντουσαν. Για μεγαλύτερη λεπτομέρεια, μπορεί να γίνει χρήση 3D τεχνικών, όπως ο συνδυασμός με την SPACE ακολουθία.
- DWI εγκάρσια: Ανάδειξη περιοχών του εγκεφάλου με χαμηλή διάχυση ενδέχεται να υποδηλώνουν ύπαρξη απομυελινωτικών εστιών.
- T₁ SE με MTC εγκάρσια: Χρήση αυτής της ακολουθίας με μεταφορά μαγνήτισης προ σκιαγραφικού για την καταστολή των πρωτεϊνικών μορίων εντός του εγκεφάλου και την σαφέστερη απεικόνιση των βλαβών.



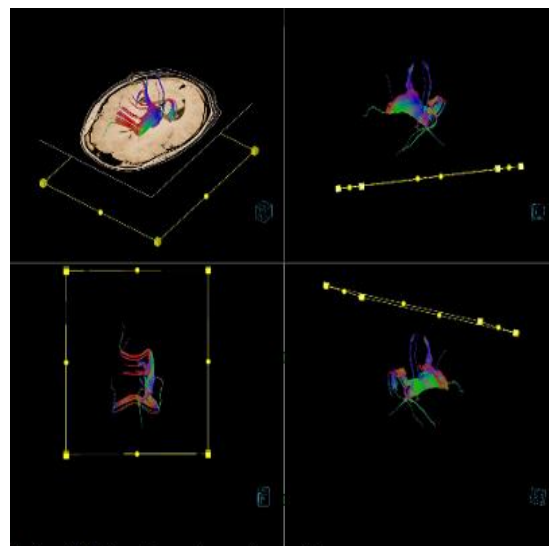
Εικόνα 11.1: 3D FLAIR οβελιαία στα 3T.
Εικόνα Σκλήρυνσης Κατα Πλάκας.
Από: ECR 2010 MR neuroimaging
protocols at 1.5T and 3T: What you need
to know DOI: 10.1594/ecr2010/C-2736

ΕΙΔΙΚΕΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ

- T₂ TSE/STIR στεφανιαία: Πραγματοποιείται σε περιπτώσεις υπάρχουσας σκλήρυνσης κατά πλάκας, η οποία μπορεί να προκαλεί οπτική νευρίτις, και χρησιμοποιείται για τον έλεγχο του οπτικού χιάσματος.
- DTI: Άλλο είδος της τεχνικής διάχυσης όπου μετράται η διάχυση σε όλες τις κατευθύνσεις (ανισοτροπική). Μέσω αυτής της τεχνικής, δίνεται η δυνατότητα σχεδιασμού της δεσμιδογραφίας, η οποία αναδεικνύει την ανατομία των νευρικών ινών που περιέχει η λευκή ουσία του εγκεφάλου και αξιολογεί τον τρόπο με τον οποίο συνδέουν τις απομακρυσμένες περιοχές του εγκεφάλου μεταξύ τους.
- fMRI: Απεικονίζονται λειτουργικές ανωμαλίες του φλοιού σε συγκεκριμένα σημεία όπου υπάρχουν εστίες και αναγνωρίζονται παθολογικά μοτίβα ενεργοποίησης. Στα υψηλά πεδία ιδίως των 3T και άνω, λόγω του ενισχυμένου σήματος T₂^{*}, η επιλογή αυτής της τεχνικής θα μπορούσε να είναι περισσότερο συχνή και να αποτελέσει πολύτιμο εργαλείο για την εκτίμηση της νευρικής λειτουργικότητας.
- MRS: Αναλύει την βιοχημική σύσταση των βλαβών. Χρησιμοποιείται κυρίως για την διαφορική διάγνωση των απομυελινωτικών εστιών από νευρογλοιακά μορφώματα.



Εικόνα 11.2: DTI τεχνική σε σύστημα 3T. Πάνω αριστερά: DTI με $b=0$, Πάνω Δεξιά: DTI με $b=1000$, Κάτω αριστερά: DTI FA MAP Κάτω Δεξιά: DTI χρωματικός FA.



Εικόνα 11.3: Δεσμιδογραφία σε σύστημα 3T.

Χρήση Σκιαγραφικού Μέσου

Γίνεται πάντα χρήση σκιαγραφικού μέσου εκτός κι αν υπάρχει αντένδειξη από τον ασθενή. Μετα την bolus χορήγηση με το χέρι 0,05-0,1mmol/kg σκιαγραφικού, η εφαρμογή των ακολουθιών γίνεται με καθυστέρηση 5-10 λεπτών για να εμπλουτιστούν όλες οι εστίες.

Επιλέγεται η T₁ SE ακολουθία σε όλα τα επίπεδα και ίδιο σχεδιασμό με τις προηγούμενες. Μια εγκάρσια T₁ SE μετά σκιαγραφικού μπορεί να εφαρμοστεί με μεταφορά μαγνήτισης

(MTC) για να αναδειχθεί καλύτερα η ενίσχυση των βλαβών.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ

Λαμβάνεται τοπόγραμμα και στα 3 επίπεδα.

Ίδιος σχεδιασμός που γίνεται στα βασικά πρωτόκολλα του εγκεφάλου, καθώς στην απεικόνιση απομυελινωτικών νόσων απεικονίζονται όλες οι περιοχές του εγκεφάλου.

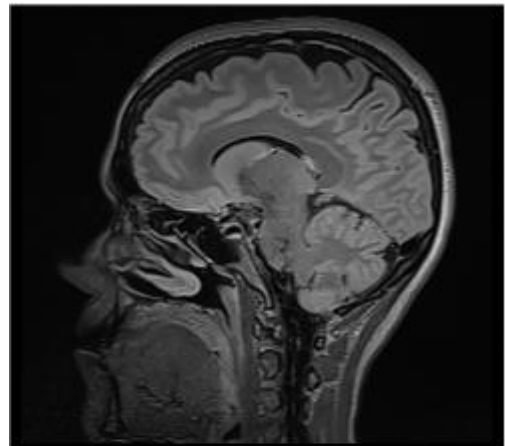
Εξαιρέση αποτελούν οι στεφανιαίες ακολουθίες STIR και T₂W TSE με FS, οι οποίες με βάση τις εγκάρσιες εικόνες, σχεδιάζονται έτσι ώστε οι στεφανιαίες τομές να είναι παράλληλες στο στέλεχος και να συμπεριλαμβάνονται το οπτικό χίασμα και οι οφθαλμοί.

Σε περίπτωση εφαρμογής της φασματοσκοπίας, ο σχεδιασμός της είναι παρόμοιος με εκείνον στο ογκολογικό πρωτόκολλο (βλ. κεφ.10) επιλέγοντας με προσοχή τον όγκο ιστών ή το voxel απ' όπου θα μετρηθεί το φάσμα.

Το πάχος των τομών είναι συνήθως 3-5mm με εξαίρεση ακολουθιών 3D οπότε μπορεί να μειωθεί στο 1mm.

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:

- Οποιαδήποτε θεραπευτική χορήγηση αντιφλεγμονωδών φαρμάκων θα πρέπει να γίνεται μετά την εξέταση και την διάγνωση, διαφορετικά μειώνεται σημαντικά η ευαισθησία της μεθόδου.
- Η διάγνωση της ΣΚΠ γίνεται με βάση τα κριτήρια McDonald και των προτύπων εμπλουτισμού των βλαβών με σκιαγραφική ουσία, και αποτρέπουν τη διαφορική διάγνωση άλλων απομυελινωτικών νόσων, όπως του ADEM. Η ΣΚΠ είναι νόσος που χαρακτηρίζεται από περιόδους εξάρσεων και υφέσεων. Η παρακολούθηση της νόσου μετά τη πρώτη διάγνωση, γίνεται είτε σε περιόδους εξάρσεως της νόσου με νέα συμπτώματα είτε κάθε χρόνο. Το πρωτόκολλο στην εξέταση παρακολούθησης θα πρέπει να είναι είτε πανομοιότυπο είτε παρόμοιο με το πρωτόκολλο που χρησιμοποιήθηκε κατά την πρώτη διάγνωση ώστε να γίνεται σύγκριση.
- Η SPACE FLAIR με χρήση παλμού χημικού προ κορεσμού FS μερικές φορές προτιμάται για ανάδειξη μικρών εστιών στην ΣΚΠ.
- Μετα το πέρας της εξέτασης αφού γίνει η λήψη των 3D ιστροπικών ακολουθιών (T₁



Εικόνα 11.4: T2 SPACE FLAIR σε εγκάρσιο επίπεδο στα 3T.
Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής παράγοντες: Πάχος Τομής 1mm, TR 7000ms, TE 388ms, TI 2300ms, NEX 1, ETL 257, BW 751, FOV 250*250, MATRIX 256*230.

MPRAGE, SPACE) γίνεται ανασύνθεση στα υπόλοιπα επίπεδα (MPR) για την συντόμευση του συνολικού χρόνου εξέτασης. Δίνεται η δυνατότητα παραγωγής εικόνων σε οποιαδήποτε επίπεδο με το επιθυμητό πάχος τομής.

ΚΕΦ 12 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΕΣΩ ΑΚΟΥΣΤΙΚΩΝ ΠΟΡΩΝ(ΕΑΠ)

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Η Μελέτη του Έσω ακουστικού πόρου, περιλαμβάνει τον λαβύρινθο με την αίθουσα, τον

κοχλία και τους 3 ημικύκλιους σωλήνες(υμενώδης λαβύρινθος). Από τον υμενώδη λαβύρινθο ξεκινά το ακουστικό νεύρο, το οποίο μέσω του έσω ακουστικού πόρου συνδέεται με τον εγκέφαλο στο στέλεχος. Επίσης στον ΕΑΠ διέρχεται μαζί με το ακουστικό και το προσωπικό νεύρο .

Εφαρμόζεται ειδικό πρωτόκολλο σε ασθενείς που παρουσιάζουν ορισμένα συμπτώματα όπως απώλεια ακοής τους, ίλιγγο, εμβοές, καθώς και ακουστικό νευρίνωμα. Με την μαγνητική τομογραφία διερευνάται η αιτία των συμπτωμάτων, η οποία μπορεί να είναι η πιθανή παρουσία όγκου(σβάννωμα), διαταραχή του λαβυρίνθου, χολοστεάτομα, ή αγγειακή δυσπλασία.

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

- T₂ TSE εγκάρσιο: Απεικόνιση ολόκληρου του εγκεφάλου για ανάδειξη πιθανής παθολογίας που προκαλεί την κλινική ένδειξη.
- T₁ SE εγκάρσιο, στεφανιαίο: απεικόνιση των ΕΑΠ. Αναδεικνύει βλάβες εντός των πόρων και του στελέχους με υψηλό σήμα. Συγκριτική με τις T₁ SE ακολουθίες μετά την χορήγηση του σκιαγραφικού.
- T₂ TSE στεφανιαίο: απεικόνιση των έσω ακουστικών πόρων και ανάδειξη παθολογικών ιστών εντός αυτών.
- SPACE T₂ TSE εγκάρσια: SE ακολουθία που ανιχνεύει και απεικονίζει βλάβες του ΕΑΠ, ακόμη και μικρές αλλοιώσεις με εξαιρετικά υψηλή αντίθεση.
- 3D T₁ FIESTA εγκάρσια, στεφανιαία: GRE ακολουθία που ανιχνεύει και απεικονίζει με υψηλή αντίθεση τα εγκεφαλικά νεύρα με το νερό-ENY.
- DWI εγκάρσια: Κυρίως χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και τη διάγνωση του χολοστεατώματος, καθώς και την αξιολόγησή της είτε προ εγχειρητικά είτε μετεγχειρητικά. Η TSE-DWI χρησιμοποιείται συχνότερα για την συγκεκριμένη περίπτωση.



Εικόνα 12.1: T₂ space ακολουθία ιστροπική στο εγκάρσιο επίπεδο στα 3T. Χρησιμοποιήθηκαν παράγοντες : Πάχος τομής 0,5mm, TR 1400ms, TE 155ms, NEX 2, ETL70, BW 289, FOV 160*160.

Χρήση Σκιαγραφικού Μέσου

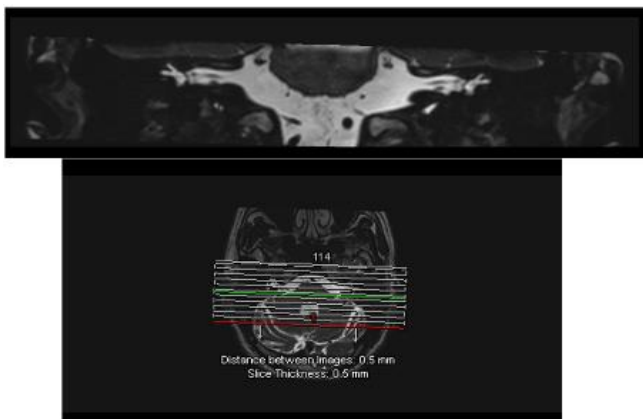
Συνίσταται χρήση σκιαγραφικού μέσου, εφόσον δεν υπάρχει αντένδειξη χρήσης του, για την μελέτη πιθανής ενίσχυσης βλαβών στους ΕΑΠ και στο στέλεχος. Χορηγείται στον ασθενή bolus με το χέρι 0,05mmol/kg σκιαγραφικού. Επιλέγονται ακολουθίες T₁ SE με FS σε εγκάρσιο και στεφανιαίο επίπεδο.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ

Λαμβάνεται τοπογράμμα και στα 3 επίπεδα. Οι ακολουθίες που θα περιλαμβάνουν όλον τον εγκέφαλο σχεδιάζονται με τον ίδιο τρόπο με τα τυπικά πρωτόκολλα του εγκεφάλου. Οι ακολουθίες που θα περιλαμβάνουν τους ΕΑΠ και το στέλεχος σχεδιάζονται ως εξής: Οι εγκάρσιες ακολουθίες σχεδιάζονται με βάση τις οβελιαίες και τις στεφανιαίες εικόνες του τοπογράμματος με τέτοιο τρόπο ώστε να σαρώνονται μόνο οι ΕΑΠ, δηλαδή οι τομές να είναι περίπου κάθετες στο στέλεχος. Οι στεφανιαίες ακολουθίες σχεδιάζονται με βάση τις εγκάρσιες και τις οβελιαίες, κυρίως, εικόνες ώστε να περιλαμβάνονται στις εικόνες ολόκληρο το εύρος των ΕΑΠ, δηλαδή οι τομές να είναι παράλληλες στο στέλεχος. Επιλέγεται πάχος τομής περίπου 4-5mm για τις ακολουθίες που περιλαμβάνουν όλο τον εγκέφαλο, ενώ για τις ακολουθίες που περιλαμβάνουν μόνο τους ΕΑΠ, επιλέγεται μικρότερο πάχος τομής (<2-3mm). Στις 3D ακολουθίες δημιουργούνται ιστροπικές εικόνες με πάχος τομής <1mm.

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:

- Ενδέχεται να μην χρησιμοποιούνται όλες οι παραπάνω ακολουθίες για τον λόγο ότι το πρωτόκολλο διαφοροποιείται ανάλογα τις κλινικές ενδείξεις.
- Μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε η 3D T₂ SPACE είτε η 3D FIESTA, όμως η T₂



Εικόνα 12.2: MPR στο στεφανιαίο επίπεδο από την T₂ SPACE.

Πάνω: Η εικόνα που παράγεται.

Κάτω: Η κατευθυνση των τομών από το εγκάρσιο επίπεδο.

SPACE επηρεάζεται ελάχιστα από τις ανομοιογένειες του πεδίου και τα σφάλματα χημικής μετατόπισης και ροής, ενώ επιτυγχάνεται υψηλότερη ανάλυση.

- Σε περιπτώσεις χολοστεατόματος, μετά τη χορήγηση του σκιαγραφικού μπορεί να ληφθεί μια καθυστερημένη T₁ SE ακολουθία στα 45 λεπτά.

- Μετα το πέρας της εξέτασης αφού γίνει η

λήψη των 3D ιστροπικών ακολουθιών SPACE γίνεται ανασύνθεση σε MIP στην περιοχή των ΕΑΠ και ανασύνθεση στα υπόλοιπα επίπεδα (MPR) για την απομόνωση της περιοχής ενδιαφέροντος και την συντόμευση του συνολικού χρόνου εξέτασης. Δίνεται η δυνατότητα παραγωγής εικόνων σε οποιαδήποτε επίπεδο με το επιθυμητό πάχος τομής.

ΚΕΦ 13 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΤΟΥΡΚΙΚΟΥ ΕΦΙΠΠΙΟΥ

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Το τουρκικό εφίππιο είναι βόθρος που βρίσκεται στη βάση του κρανίου, και συγκεκριμένα

στο σφηνοειδές οστό. Εντός του τουρκικού εφιππίου βρίσκεται η υπόφυση, ο πιο σημαντικός αδένας του ανθρωπίνου σώματος, ο οποίος εκκρίνει ορμόνες και ελέγχει την δράση των υπολοίπων ενδοκρινών αδένων του σώματος. Αποτελείται από 2 λοβούς, την αδενούπόφυση (πρόσθιος λοβός), την νευροϋπόφυση (οπίσθιος λοβός), και συνδέονται με τον μίσχο της υπόφυσης. Επίσης εντός του εφιππίου υπάρχει και μια προεξοχή των μηνίγγων όπου κυκλοφορεί ΕΝΥ.

Η απεικόνιση του τουρκικού εφιππίου με μαγνητικό τομογράφο υψηλού πεδίου (3Tesla) αναδεικνύει και εντοπίζει με υψηλότερη ακρίβεια μικροαδενώματα στην υπόφυση και αλλοιώσεις στον υπερ.-, παρα- εφιππίο χώρο συγκριτικά με χαμηλότερα πεδία.

Σε ασθενείς στους οποίους η έκκριση ορμονών που ελέγχει η υπόφυση δεν είναι φυσιολογική (π.χ. υπερ.- ή υπο- έκκριση αυξητικής ορμόνης) πραγματοποιείται έλεγχος με μαγνητική τομογραφία όπου αναζητείται η αιτία της διαταραχής της φυσιολογικής λειτουργίας της υπόφυσης. Η ύπαρξη όγκου (αδένωμα υπόφυσης) και ο άπιος διαβήτης είναι 2 από τις αιτίες που προκαλούν διαταραχή της λειτουργίας της υπόφυσης.

Τέλος, παθολογικές δομές στον παραεφιππίο χώρο δημιουργούν συμπιεστικά φαινόμενα.

ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

Στις γυναίκες σε αναπαραγωγική ηλικία η διενέργεια η εξέταση της υπόφυσης προτιμάται να πραγματοποιείται στις 10 μέρες Μετα την έμμηνο ρύση.

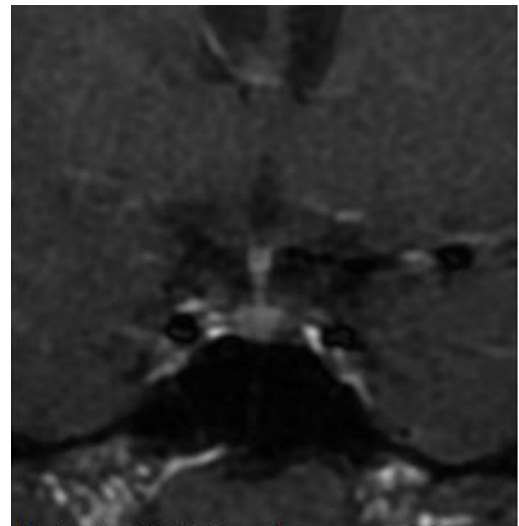
ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

- T₁ SE οβελιαία, στεφανιαία: Έλεγχος ανατομίας υπόφυσης και των δομών υπερ.-, παρα- εφιππιακά.
- T₂ TSE οβελιαία, στεφανιαία: Αναδεικνύει παθολογική υπόφυση ή και παθολογικούς παρακείμενους ιστούς με υψηλό σήμα.

- T₁ στεφανιαία Δυναμική: Χρησιμοποιείται TSE ακολουθία με μικρό ETL ή μια FLASH GRE ακολουθία για την δυναμική μελέτη της υπόφυσης πριν και μετά την λήψη σκιαγραφικού μέσου. Λαμβάνεται περίπου κάθε 20 δευτερόλεπτα, ένα πακέτο εικόνων πριν την χορήγηση γαδολινίου και μετά την χορήγησή του (μισή δόση) άλλα 4 πακέτα εικόνων σε διαφορετικές φάσεις. Επίσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί και η 3D-MPRAGE ακολουθία για υψηλότερη χωρική ανάλυση. Έτσι αξιολογείται ο εμπλουτισμός της υπόφυσης με σκιαγραφικό από τον μίσχο προς τα έξω στους λοβούς της υπόφυσης.

ΕΙΔΙΚΕΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ

- MRS: Υπολογισμός των συγκεντρώσεων των μεταβολητών για τον διαχωρισμό νεοπλασματικής από μη-νεοπλασματική νόσο.
- DWI/ADC map: Έλεγχος της διάχυσης στον εγκέφαλο. Σε περιπτώσεις ύπαρξης αδενωμάτων, γίνεται εκτίμηση και έλεγχος της σύστασης των μακροαδενωμάτων προ εγχειρητικά.



Εικόνα 13.1: T1 SE εικόνα σε στεφανιαίο επίπεδο μετά το σκιαγραφικό σε σύστημα 3T. Απεικονίζεται η υπόφυση, όπου μέρος της αδενούπόφυσης αριστερά παρουσιάζει καθυστερημένη ενίσχυση (στοιχείο ύπαρξης μικροαδενώματος) Απο: N. Satogami Y. Miki T. Koyama M. Kataoka K. Togashi High-resolution magnetic resonance imaging at 3T of pituitary gland: advantages and pitfalls 2019 Sep; 8(Suppl 3): S208–S215. doi:10.21037/qs.2019.06.08

Χρήση Σκιαγραφικού Μέσου

Μετά την δυναμική ακολουθία λαμβάνονται άλλες 2 ακολουθίες T₁ SE σε στεφανιαίο και οβελιαίο επίπεδο για ανίχνευση αδενωμάτων υπόφυσης και πάχυνση του μίσχου της υπόφυσης αντίστοιχα.

Κατά την δυναμική μελέτη χορηγείται bolus με το χέρι 0,05mmol/kg σκιαγραφικού.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ

Λαμβάνεται τοπόγραμμα και στα 3 επίπεδα.

Με βάση αυτό σχεδιάζονται οι στεφανιαίες τομές, χρησιμοποιώντας τις εικόνες των οβελιαίων εικόνων, οι οποίες πρέπει να είναι παράλληλες στον μίσχο της υπόφυσης.

Οι οβελιαίες τομές σχεδιάζονται, χρησιμοποιώντας τις εικόνες των στεφανιαίων τομών, έτσι ώστε να είναι παράλληλες με τον μεσεγκέφαλο.

Σε περίπτωση εφαρμογής της φασματοσκοπίας, ο σχεδιασμός της είναι παρόμοιος με εκείνον στο ογκολογικό πρωτόκολλο (βλ. κεφ.10) επιλέγοντας με προσοχή τον όγκο ιστών ή το voxel απ' όπου θα μετρηθεί το φάσμα τους.

Επιλέγεται λεπτό πάχος τομής (<4 mm) για την καλύτερη χωρική διακριτική ικανότητα των

δομών της υπόφυσης, η οποία έχει μικρό όγκο, ενώ ιδίως στην δυναμική μελέτη καλό θα ήταν να αυξάνεται το FOV σε περίπτωση ύπαρξης μεγάλου μακροαδενώματος.

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:

- Προτιμάται η χρήση SE αντί GRE ακολουθιών, οι οποίες είναι πιο ευαίσθητες στα σφάλματα μαγνητικής επιδεκτικότητας.
- Για τη μείωση σφαλμάτων που μπορεί να προκληθούν από την ροή των αγγείων που συνυπάρχουν στην περιοχή και της μαγνητικής επιδεκτικότητας, μπορεί να γίνει χρήση παλμών χημικού προ κορεσμού (FS) ιδίως στην δυναμική απεικόνιση της υπόφυσης. Επίσης, η χρήση της τεχνικής BLADE, ιδίως κατά την ακολουθία DWI, βελτιώνει το σήμα και μειώνει τα σφάλματα λόγω ροής των αγγείων και μαγνητικής επιδεκτικότητας λόγω της παρουσίας αέρα εντός του γειτονικού σφηνοειδή κόλπου .
- Σε περιπτώσεις αδενωμάτων που υπερεκκρίνουν προλακτίνη, η ακολουθία T₁ SE συνδυάζεται με την τεχνική μεταφορά μαγνήτισης MTC, η οποία συμβάλει κατά τον προ εγχειρητικό και τον μετεγχειρητικό έλεγχο, στην ανάδειξη της αντίθεσης μεταξύ των αδενωμάτων που εκκρίνουν προλακτίνη από εκείνα που δεν εκκρίνουν, για τον καλύτερο χειρουργικό σχεδιασμό αλλά και την απεικόνιση πιθανής υπολειπόμενης νόσου.

ΚΕΦ 14 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΕΠΙΛΗΨΙΑΣ

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Η επιληψία είναι νευρολογική νόσος που προκαλεί επιληπτικές κρίσεις, δηλαδή ηλεκτρικές κενώσεις από ομάδες νευρώνων που επαναλαμβάνονται και διαταράσσουν την φυσιολογική λειτουργία του εγκεφάλου προκαλώντας σπασμούς μη-διακριτής αιτιολογίας. Χαρακτηρίζεται σε γενικευμένη επιληψία, όπου οι επαναλαμβανόμενες ηλεκτρικές κενώσεις των νευρώνων συμβαίνουν ταυτόχρονα σε περιοχές και των 2 ημισφαιρίων, και σε εστιακή επιληψία, όπου συμβαίνει σε συγκεκριμένη περιοχή ενός εκ των 2 ημισφαιρίων. Η αιτία της επιληψίας μπορεί να είναι είτε ασαφής είτε να είναι αποτέλεσμα τραυματισμού επίδραση όγκων, απομυελινωτικές εστίες, από αγγειακές δυσπλασίες, ισχαιμίες, καθώς και της έσω κροταφικής σκλήρυνσης. Η διάγνωση και η μελέτη της νόσου γίνεται με το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ) και με την Μαγνητική τομογραφία.

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

- T₂ FLAIR εγκάρσια: απεικόνιση όλου του εγκεφάλου με καταστολή του ENY για την ανάδειξη βλαβών που προκαλούν επιληπτικές κρίσεις μη γενικευμένης αιτιολογίας.
- T₂ TSE εγκάρσια: απεικόνιση όλου του εγκεφάλου για την ανάδειξη βλαβών που προκαλούν επιληπτικές κρίσεις γενικευμένης αιτιολογίας.
- T₁ MPRAGE στεφανιαία: 3D απεικόνιση του εγκεφάλου. Αναδεικνύει με υψηλή ακρίβεια αλλαγές σε ανατομικές δομές και συγκεκριμένα στο κροταφικό κέρασ και στον ιππόκαμπο του έσω κροταφικού λοβού.
- T₂ FLAIR στεφανιαίο: απεικόνιση του κροταφικού λοβού με καταστολή του ENY. Μπορεί να αναδείξει με ακρίβεια αλλαγές στο σήμα του ιππόκαμπου.
- T₂ TSE στεφανιαίο: απεικόνιση του κροταφικού λοβού για την ανάδειξη εστιών υπεύθυνων για την πρόκληση εστιακής αιτιολογίας επιληπτικής κρίσης
- T₂* ή SWI εγκάρσια: Ανάδειξη παλαιότερου αιμορραγικού υλικού στον εγκέφαλο.

ΕΙΔΙΚΕΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ

- DWI εγκάρσια: Ανάδειξη περιοχών με μειωμένη διάχυση, που οφείλεται σε ισχαιμία ή τραύμα.
- MRS: Ευαίσθητη τεχνική για την ανίχνευση αλλαγών στις συγκεντρώσεις των μεταβολητών στις παθολογικές περιοχές. Αναδεικνύονται επιληπτικές εστίες ακόμη και σε περιπτώσεις που οι εικόνες εμφανίζονται φυσιολογικές. Οι αλλαγές στο σήμα εμφανίζονται στους μεταβολήτες της N-ακετυλασπαρτάτης NAA, της κρεατινίνης Cr-

PCr και της χολίνης Cho.

- **fMRI:** Χαρτογράφηση των λειτουργικών περιοχών, όπως των γλωσσικών, κινητικών και οπτικών φλοιών, του εγκεφάλου για την αξιολόγηση της επιληψίας και στα πλαίσια του προ εγχειρητικού ελέγχου.

Χρήση Σκιαγραφικού Μέσου

Όταν απαιτείται η χρήση σκιαγραφικού μέσου, και δεν υπάρχει κάποια αντένδειξη, χορηγείται bolus 0,05-0,1mmol/kg σκιαγραφικού με το χέρι και εκτελείται η T₁ SE ακολουθία σε όλα τα παραπάνω επίπεδα.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ

Λαμβάνεται τοπόγραμμα και στα 3 επίπεδα.

Οι εγκάρσιες ακολουθίες σχεδιάζονται με τον ίδιο τρόπο με τα τυπικά πρωτόκολλα του εγκεφάλου. Οι στεφανιαίες ακολουθίες σχεδιάζονται έτσι ώστε να είναι κάθετες στους κροταφικούς λοβούς και ιδιαίτερα στους ιππόκαμπους, γι' αυτό το λόγο οι εικόνες που σχηματίζονται είναι λοξές στεφανιαίες.

Σε περίπτωση εφαρμογής της φασματοσκοπίας, ο σχεδιασμός της είναι παρόμοιος με εκείνον στο ογκολογικό πρωτόκολλο (βλ. κεφ.10) επιλέγοντας με προσοχή τον όγκο ιστών ή το voxel απ' όπου θα μετρηθεί το φάσμα.

Επιλέγονται λεπτές τομές, ιδίως στις ακολουθίες που περιλαμβάνουν αποκλειστικά τους κροταφικούς λοβούς (<2mm). Οι ακολουθίες που περιλαμβάνουν όλο τον εγκέφαλο έχουν πάχος τομής περίπου <4-5mm. Οι ακολουθίες 3D μπορούν να έχουν πάχος τομής <1mm.

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:

- Στα συστήματα 3T μπορούν να ληφθούν οι ακολουθίες T₂ και FLAIR με την SPACE για την δημιουργία 3D εικόνων αντί 2D για καλύτερη ποιότητα εικόνας.
- Μπορεί να χρησιμοποιηθεί και η ειδική τεχνική της δεσμιδογραφία (DTI) για την μελέτη των νευρικών ινών και τις επιδράσεις της επιληψίας σε αυτές.
- Μετα το πέρας της εξέτασης αφού γίνει η λήψη των 3D ισοτροπικών ακολουθιών (T₁ MPRAGE, SPACE) γίνεται ανασύνθεση στα υπόλοιπα επίπεδα (MPR) για την συντόμευση του συνολικού χρόνου εξέτασης. Δίνεται η δυνατότητα παραγωγής εικόνων σε οποιαδήποτε επίπεδο με το επιθυμητό πάχος τομής. Στις SWI ακολουθίες γίνεται ανασύνθεση σε mIP (minimum intensity Projection).

ΚΕΦ 15 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΤΡΙΔΥΜΟΥ ΝΕΥΡΟΥ

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Το τρίδυμο νεύρο αποτελεί την 5η εγκεφαλική συζυγία, το οποίο διαθέτει 3 κλάδους, καθένας εκ των οποίων νεύρει περιοχές του προσωπικού κρανίου. Συγκεκριμένα οι 3 κλάδοι είναι: το οφθαλμικό νεύρο, το κάτω και το άνω γναθιαίο νεύρο. Σε περιπτώσεις που παρατηρείται έντονος και οξύς πόνος στο πρόσωπο, ο οποίος επιδεινώνεται με την μάσηση της τροφής, την ομιλία, άγγιγμα του προσώπου και με άλλες ενέργειες που συμμετέχουν οι κλάδοι του τριδύμου. Ο πόνος προκαλείται από την συμπίεση του νεύρου εξαιτίας κάποιου αγγείου, ύπαρξης όγκου και λόγω επιπλοκών κάποιας απομυελινωτικής νόσου. Με την μαγνητική τομογραφία διερευνάται η αιτία της συμπίεσης του τρίδυμου νεύρου.

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

- T₁ SE εγκάρσιο: απεικόνιση ολόκληρου του εγκεφάλου για την ανατομική του μελέτη.
- T₂ TSE οβελιαία: απεικόνιση της ολόκληρου του εγκεφάλου για την ανάδειξη παθολογικών εστιών.
- T₂ FLAIR εγκάρσια: απεικόνιση ολόκληρου του εγκεφάλου με καταστολή του ΕΝΥ για την ανάδειξη πιθανών εστιών απομυελίνωσης.
- CISS ή T₂ SPACE εγκάρσια, στεφανιαία: Απεικόνιση του νεύρου με υψηλή ανάλυση. Περιλαμβάνουν τις περιοχές που εμπεριέχουν τους πυρήνες και την πορεία των νεύρων του τριδύμου
- 3D T₁ SE εγκάρσια: Θα περιλαμβάνει συγκεκριμένα την περιοχή του τρίδυμου νεύρου και των κλάδων του για την επίτευξη λεπτομερούς απεικόνισης της συγκεκριμένης περιοχής.
- DWI: Ακολουθία που ανήκει στον τυπικό απεικονιστικό έλεγχο του εγκεφάλου και χρησιμοποιείται για την ανάδειξη πιθανών περιοχών περιορισμένης διάχυσης ως αποτέλεσμα απομυελίνωσης.
- TOF-MRA: Αναδεικνύει πιθανές αγγειακές δυσπλασίες που θα μπορούσαν να συμπίεσουν κλάδους του τρίδυμου νεύρου.

Χρήση Σκιαγραφικού Μέσου

Εφόσον δεν υπάρχει αντένδειξη, για περαιτέρω διερεύνηση πιθανής παθολογίας, χορηγείται bolus 0,05-0,1mmol/kg σκιαγραφικού μέσου και λαμβάνονται T₁ SE ακολουθίες σε εγκάρσιο και στεφανιαίο επίπεδο.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ

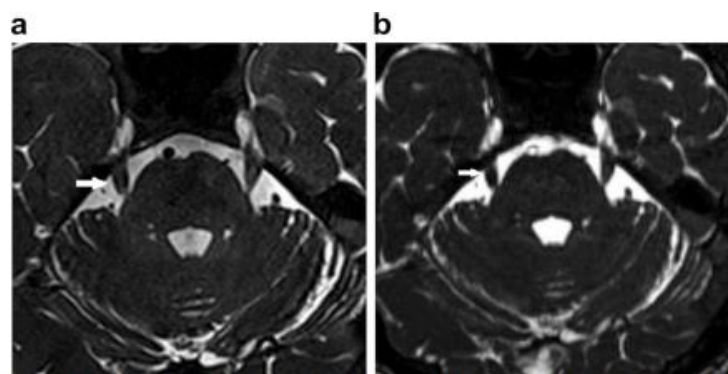
Λαμβάνεται τοπόγραμμα και στα 3 επίπεδα. Οι αρχικές ακολουθίες σχεδιάζονται με τον ίδιο τρόπο με τα τυπικά πρωτόκολλα του εγκεφάλου και να περιλαμβάνουν όλο τον εγκέφαλο. Οι T₂ TSE ακολουθίες θα πρέπει να περιλαμβάνουν και τον οπίσθιο βόθρο του κρανίου. Οι ακολουθίες που θα απεικονίσουν το τρίδυμο νεύρο, σχεδιάζονται έτσι ώστε να περιλαμβάνουν τους πυρήνες του νεύρου, την διαδρομή τους και τα σημεία που νερώνουν. Συγκεκριμένα, οι εγκάρσιες ακολουθίες σχεδιάζονται από τις οβελιαίες και στεφαναϊές εικόνες έτσι ώστε οι τομές να είναι παράλληλες με τους έσω ακουστικούς πόρους. Οι στεφαναϊές ακολουθίες σχεδιάζονται από τις εγκάρσιες και τις οβελιαίες εικόνες έτσι ώστε οι τομές να είναι κάθετες στο ρινικό διάφραγμα. Τέλος στο FOV των εγκάρσιων εικόνων θα περιλαμβάνεται η περιοχή από το ύψος του μεσόφρου ως το ύψος της σκληράς υπερώας του σπλαχνικού κρανίου ή ως τις γωνίες της κάτω γνάθου(ανάλογα με την ακολουθία που επιλέγεται), ενώ στο FOV των στεφαναϊών θα περιλαμβάνεται η περιοχή από το ρινικό διάφραγμα ως την τέταρτη κοιλία.

Στις ακολουθίες που περιλαμβάνεται ολόκληρος ο εγκέφαλος επιλέγεται πάχος τομής περίπου 4-5mm. Οι ακολουθίες που περιλαμβάνουν τις περιοχές που εμπεριέχουν τους πυρήνες και την πορεία των νεύρων του τριδύμου, λαμβάνονται χρησιμοποιώντας μικρό πάχος τομής (<2mm). Για τις 3D ακολουθίες που λαμβάνονται για τον ίδιο σκοπό το πάχος μπορεί να μειωθεί περισσότερο (0,5-1mm).

Στις CISS ή SPACE ακολουθίες το FOV μπορεί να περιοριστεί ως το ύψος της σκληράς υπερώας.

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ

- Στις ακολουθίες μετά το σκιαγραφικό γίνεται χρήση της τεχνικής καταστολής του λίπους και, προαιρετικά, λαμβάνονται 3D εικόνες, για επίτευξη καλύτερης αντίθεσης και λεπτομερούς απεικόνισης.
- Προτιμάται η T₂ SPACE καθώς είναι μια SE ακολουθία η οποία δεν επηρεάζεται από τυχόν



Εικόνα 15.1: Σύγκριση της T₂ SPACE και της CISS ακολουθίας στο εγκάρσιο επίπεδο σε σύστημα 3T. Και στην SPACE(a) και στην CISS(b) μέρος του τμήματος της δεξιάς δεξαμενής του δεξιού κρανιακού (τριδύμου) νεύρου. Από: Suna Orsa, Ercan Incib, Rustu Turkyayb, Atilla Kokurcana, Elif HocaogluRetrospective comparison of three-dimensional imaging sequences in the visualization of posterior fossa cranial nerves <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2017.10.012> Received 9 May 2017; Received in revised form 4 September 2017; Accepted 17 October 2017 European Journal of Radiology 97 (2017) 65–70 0720-048X/© 2017 Elsevier B.V. All rights reserved

σφάλματα μαγνητικής επιδεκτικότητας και χημικής μετατόπισης, τα οποία είναι αυξημένα στα μαγνητικά πεδία 3T και άνω, σε αντίθεση με την CISS.

Αναδεικνύονται τα άκρα με υψηλότερη ακρίβεια και σήμα.

- Μετα το πέρας της εξέτασης αφού γίνει η λήψη των 3D ισοτροπικών ακολουθιών όπως της SPACE γίνεται ανασύνθεση στα υπόλοιπα επίπεδα (MPR) για την συντόμευση του συνολικού χρόνου εξέτασης. Δίνεται η δυνατότητα παραγωγής εικόνων σε οποιαδήποτε επίπεδο με το επιθυμητό πάχος τομής.

ΚΕΦ 16 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΟΦΘΑΛΜΙΚΩΝ ΚΟΓΧΩΝ

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

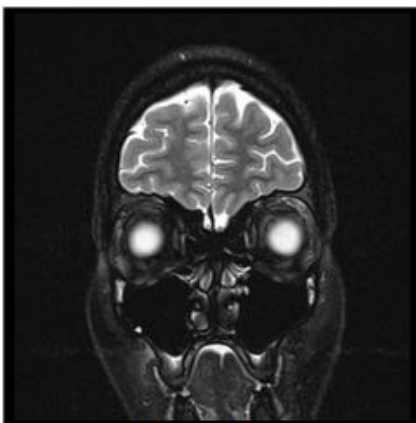
Με το συγκεκριμένο πρωτόκολλο γίνεται μελέτη των οφθαλμικών βολβών, των οφθαλμικών μυών, των οπτικών νεύρων και του οπτικού χιάσματος.

Σε ασθενείς που εμφανίζουν διαταραχές στην όραση τους ακολουθείται ειδικό πρωτόκολλο για την διερεύνηση της αιτίας της διαταραχής το οποίο για συγκεκριμένη κλινική ένδειξη διαφοροποιείται. Συμπίεση του οπτικού νεύρου λόγω όγκου, οιδήματος ή διογκωμένου αγγείου, οπτική νευρίτις λόγω απομυελινωτικής νόσου, και η θυρεοειδική οφθαλμοπάθεια (νόσος GRAVES) είναι μερικές από τις αιτίες που προκαλούν προβλήματα στην όραση και διερευνώνται από την μαγνητική τομογραφία.

ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ-ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

Για την εξέταση των οφθαλμικών κογχών, εκτός από την αφαίρεση των μεταλλικών αντικειμένων που γενικά στις εξετάσεις μαγνητικής τομογραφίας, απαιτείται και η αφαίρεση make up από τις γυναίκες. Τα συστατικά του make up περιέχουν ουσίες, οι οποίες ενδέχεται να προκαλέσουν σφάλματα μαγνητικής επιδεκτικότητας, με αποτέλεσμα την μειωμένη ποιότητα των εικόνων της εξέτασης.

Επίσης, υπάρχει η δυνατότητα, κατά την τοποθέτηση του ασθενούς, να χρησιμοποιηθούν επιφανειακά πηνία στους οφθαλμούς για την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας (αύξηση SNR). Όμως πρέπει να δοθεί προσοχή στο πως θα τοποθετηθούν τα πηνία ώστε να είναι καλά επικεντρωμένα και σταθεροποιημένα όσο πιο κοντά γίνεται στους οφθαλμούς.



Εικόνα 16.1: T2 TSE εγκάρσια με FS σε σύστημα 1.5T. Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής παράμετροι: Πάχος Τομής 3mm, TR 5500ms, TE 86ms, SPACING 3,3, ETL 16, BW 171, FOV 180*180, MATRIX 256*230.

ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΠΟΥ ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΙ

- T₂ TSE εγκάρσιο, οβελιαίο: Η οβελιαία T₂ χρησιμοποιείται για την απεικόνιση όλου του εγκεφάλου για την ανάδειξη παθολογίας εκτός της περιοχής ενδιαφέροντος που θα μπορούσε να προκαλεί την κλινική ένδειξη. Η εγκάρσια T₂ με χημικό προ κορεσμό του λίπους FS χρησιμοποιείται για την μελέτη των οπτικών νεύρων και του οπτικού χιάσματος για την πιθανή ανάδειξη αλλοιώσεων.
- T₁ SE FS εγκάρσιο, στεφανιαίο: Έλεγχος της ανατομίας οφθαλμικών βολβών και των οφθαλμικών μυών. Σε

περιπτώσεις θυρεοειδικής οφθαλμοπάθειας όπου μπορεί να παρατηρηθεί πάχυνση των μυών των οφθαλμών είναι περισσότερο χρήσιμη η στεφανιαία T₁ SE ακολουθία

με υψηλή ανάλυση(HR).

- T₂ TSE ή STIR στεφανιαίο: Μελέτη οπτικού χιάσματος σε περιπτώσεις σκλήρυνσης κατά πλάκας (οπτική νευρίτις) ή για ανάδειξη παθολογίας στην περιοχή των οπτικών νεύρων. Η T₂ ακολουθία με FS μπορεί να χρησιμοποιηθεί επίσης και για τον έλεγχο του οπτικού νεύρου με λεπτό πάχος τομής (2-3mm).

ΕΙΔΙΚΕΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ

- DWI εγκάρσια: Χρησιμοποιείται για την ανίχνευση οιδήματος στις περιοχές του εγκεφάλου που μεταφέρουν τα οπτικά ερεθίσματα.
- TOF-MRA: Μελέτη των αγγείων του εγκεφάλου, ιδίως στις περιοχές των οπτικών νεύρων και του οπτικού χιάσματος. Η παρουσία ανευρυσμάτων ή γενικά διόγκωση ορισμένων αγγείων ενδέχεται να συμπιέζει κάποιο νεύρο της οπτικής λειτουργίας και να επηρεάζει το οπτικό πεδίο. Ο βαθμός που επηρεάζεται εξαρτάται από την περιοχή της βλάβης.
- MRS: Χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις παρουσίας όγκων στους οφθαλμικούς κόγχους και στις γειτονικές περιοχές που επηρεάζουν το οπτικό πεδίο. Μεταβολές στις καμπύλες-συγκεντρώσεις των μεταβολιτών δείχνουν την κατάσταση και το είδος του όγκου.
- fMRI: Αναγνώριση, περιγραφή και αναπαράσταση του φλοιού του οπτικού πεδίου. Η χρήση αυτής της μεθόδου απαιτεί ειδικό εξοπλισμό και αξιοποιείται από τους νευροχειρουργούς προς το παρόν κυρίως κατά τον προ εγχειρητικό σχεδιασμό.

Χρήση Σκιαγραφικού Μέσου

Ενδείκνυται χρήση σκιαγραφικού μέσου, ιδίως σε περιπτώσεις σκλήρυνσης κατά πλάκας και όγκους, εφόσον δεν υπάρχει αντένδειξη, όπου χορηγείται με το χέρι bolus 0,05-0,1 mmol/kg σκιαγραφικού με καθυστέρηση 3-5 λεπτών και χρησιμοποιείται η T₁ SE FS ακολουθία σε όλα τα επίπεδα.

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΩΝ

Λαμβάνεται τοπόγραμμα και στα 3 επίπεδα. Η πρώτη οβελιαία T₂ TSE ακολουθία απεικονίζει όλον τον εγκέφαλο και γι' αυτό τον λόγο σχεδιάζεται από τις εγκάρσιες και οι στεφανιαίες εικόνες του τοπογράμματος και οι τομές θα είναι παράλληλες στον μεσεγκέφαλο. Στις εγκάρσιες εικόνες χρησιμοποιούνται οι στεφανιαίες και οι οβελιαίες για τον σχεδιασμό των τομών που θα είναι παράλληλες με τα οπτικά νεύρα. Στην δεύτερη οβελιαία T₂ TSE ακολουθία σχεδιάζεται όπως η προηγούμενη με την διαφορά ότι αυτή τη φορά θα σχεδιαστούν 2 ομάδες τομών όπου η καθεμία θα είναι παράλληλη στο οπτικό

νεύρο που εκφύεται από κάθε οφθαλμό. Τέλος, στις στεφανιαίες εικόνες χρησιμοποιούνται οι εγκάρσιες εικόνες και σχεδιάζονται έτσι ώστε οι στεφανιαίες τομές να είναι παράλληλες στο στέλεχος και να συμπεριλαμβάνονται το οπτικό χίασμα και οι οφθαλμοί.

Σε περίπτωση εφαρμογής της φασματοσκοπίας, ο σχεδιασμός της είναι παρόμοιος με εκείνον στο ογκολογικό πρωτόκολλο (βλ. κεφ.10) επιλέγοντας με προσοχή τον όγκο ιστών ή το voxel απ' όπου θα μετρηθεί το φάσμα.

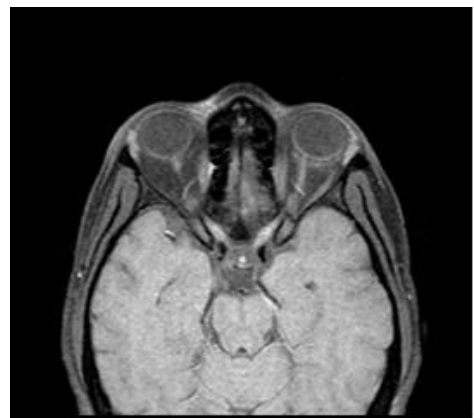
Στην εγκάρσια TOF-MRA θα πρέπει να καλύπτεται όλος ο κύκλος του Willis στη βάση του κρανίου δηλαδή η περιοχή μεταξύ ινιακού τρήματος και μεσολόβιου, και οι τομές να σχεδιάζονται παράλληλα με την πρόσθια και οπίσθια παρυφή του μεσολόβιου.

Όταν απεικονίζονται μόνο οι οφθαλμικού βολβοί, μειώνεται το FOV για να γίνεται καλύτερη καταστολή των ιστών και να επιτευχθεί καλύτερη ποιότητα εικόνας.

Η οβελιαία T₂ TSE που θα καλύπτει όλο τον εγκέφαλο θα έχει πάχος τομής περίπου 5mm ενώ οι υπόλοιπες ακολουθίες θα έχουν μικρότερο πάχος τομής (2-3mm).

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΗ:

- Για καλύτερη ποιότητα εικόνας χρησιμοποιείται παλμός χημικού προ κορεσμού (FS- fat saturation) ιδίως στις T₁ SE ακολουθίες που πραγματοποιούνται μετά την χορήγηση του σκιαγραφικού μέσου.

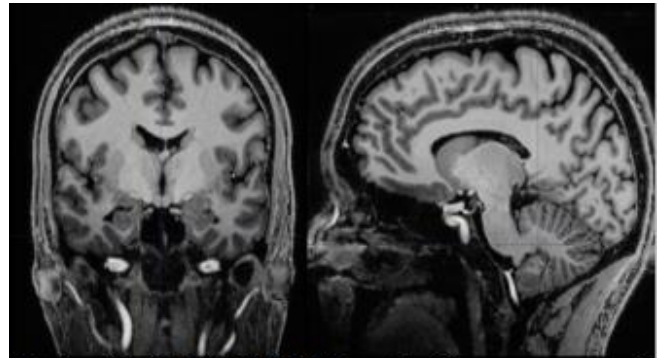


*Εικόνα 16.2: T1 SE εγκάρσια ακολουθία με FS σε σύστημα 1.5T.
Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής παράμετροι:
Πάχος Τομής 3mm, TR 695ms, TE 17ms,
SPACING 3,3, BW 130, NEX 2, FOV
180*154, MATRIX 256*164*

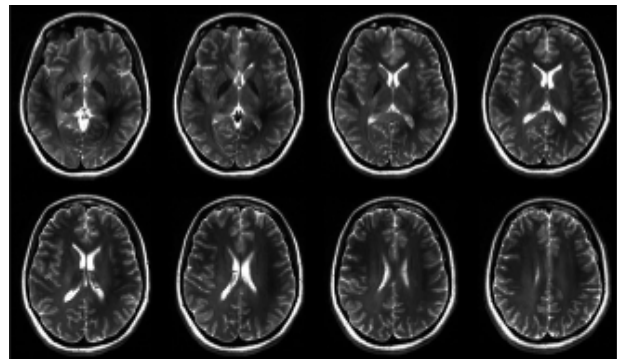
ΚΕΦ 17 ΜΑΓΝΗΤΙΚΑ ΠΕΔΙΑ ΥΨΗΛΟΤΕΡΑ ΤΩΝ 3 Tesla

Με την εξέλιξη της τεχνολογίας, υπάρχουν πλέον μαγνητικοί τομογράφοι με πεδία υψηλότερων των 3T. Όμως προς ερευνητική και κλινική χρήση έχουν κατασκευαστεί μαγνητικοί τομογράφοι 7T, 9,4T και 11,7T. Προς το παρόν η χρήση τους είναι είτε σε ερευνητικό στάδιο είτε εξαιρετικά περιορισμένη στην κλινική πράξη.

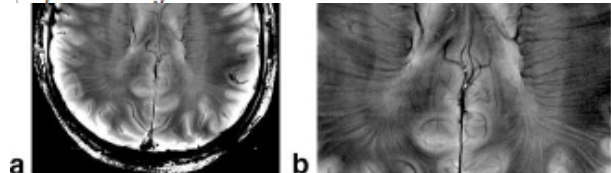
Οι μαγνητικοί τομογράφοι ισχύος 7T σταδιακά χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη σε μικρό αριθμό νοσοκομείων από όλο τον κόσμο. Πιο συγκεκριμένα έχουν χρησιμοποιηθεί στην νευροαπεικόνιση, σε ορισμένες περιπτώσεις όπως, για την καθοδήγηση της θεραπευτικής αντιμετώπισης παθήσεων πριν κάποιο χειρουργείο στον εγκέφαλο, καθώς και για την επιβεβαίωση της διάγνωσης σε ασθενείς με υψηλό κίνδυνο ανάπτυξης νόσου, λόγω της υψηλότερης αντίθεσης των ιστών. Επίσης ενισχύει μεθόδους όπως τη λειτουργική απεικόνιση fMRI και τη φασματοσκοπία MRS, ως προς τις επιπλέον πληροφορίες που προσδίδουν, καθώς αυξάνεται το BOLD effect στο fMRI, και στη φασματοσκοπία αυξάνεται η ακρίβεια στη μέτρηση των συγκεντρώσεων των μεταβολητών, ενώ δίνεται η δυνατότητα μέτρησης περισσότερων μεταβολητών. Η αυξημένη ευαισθησία της φασματοσκοπίας σε υψηλότερα πεδία όπως τα 7T, οφείλεται στο γεγονός ότι το SNR και η χημική μετατόπιση



Εικόνα 17.1: T1 MPRAGE ακολουθία σε στεφανιαίο και οβελιαίο επίπεδο σε σύστημα 7T. Από: <https://aeherc.com/biomedical-informatics/clinical-mri-7t/>.



Εικόνα 17.3: T2 TSE στα 10,5T. Χρησιμοποιήθηκαν τα εξής στοιχεία: Πάχος Τομής 3mm, TR 5000ms, TE 72ms, NEX 3, BW 488, MATRIX 512*408, in plane Resolution 0,5mm. Από: Sadeghi-Tarakameh A, DelaBarre L, Lagore RL, et al. In vivo human head MRI at 10.5T: A radiofrequency safety study and preliminary imaging results. Magn Reson Med. 2020;84:484–496. <https://doi.org/10.1002/mrm.28093>



Εικόνα 17.2: (a,b)FLASH ακολουθία βάρους T_2^* στα 9,4T. Χρησιμοποιήθηκαν οι εξής παράμετροι: Πάχος Τομής 6mm, TR 50ms, TE 9ms, FA 7°, NEX 8, MATRIX 512*512, FOV 220*190. Οι μαύρες ταινίες (b) είναι αποτέλεσμα μη κατεσταλμένου σφάλματος λόγω ανομοιογένειας του κύριου μαγνητικού πεδίου Βο. Από: Thomas Vaughan, Lance DelaBarre, Carl Snyder, Jinfeng Tian, Can Akgun, Devashish Shrivastava, Wanzahn Liu, Chris Olson, Gregor Adriany, John Strupp, Peter Andersen, Anand Gopinath, Pierre-Francois van de Moortele, Michael Garwood, and Kamil Ugurbil. 9.4T Human MRI: Preliminary Results Magn Reson Med 56:1274 –1282, 2006. © 2006 Wiley-Liss, Inc.

στα οποία βασίζεται η μέθοδος, αυξάνονται σημαντικά. Τέλος, λόγω του υψηλού SNR και του ακόμη ανώτερου CNR είναι δυνατή η ανίχνευση και αναγνώριση περισσότερων εστιών Σκλήρυνσης κατά Πλάκας, επιληπτικές εστίες αλλά και μικροαδενωμάτων στην υπόφυση, αλλοιώσεις δηλαδή οι οποίες σε χαμηλότερα πεδία θα ήταν αδύνατο να αναδειχθούν. Οι μαγνητικοί τομογράφοι άνω των 9,4T (9,4T, 10,5T, 11,7T) χρησιμοποιούνται μόνο ερευνητικά. Οι περισσότερες προ κλινικές δοκιμές πραγματοποιούνται στα συστήματα 9,4T με τη βοήθεια ζώων (στην πλειοψηφία τους ποντικούς). Έρευνα με ανθρώπους- εθελοντές έδειξε ότι παρά τις ακόμη μεγαλύτερες ανομοιογένειες του πεδίου και των παλμών RF, αυτές με την ενίσχυση του πεδίου της παράλληλης απεικόνισης με νέες τεχνολογίες, εξομαλύνονται, παράγοντας εξαιρετικές εικόνες της κεφαλής στο σύστημα 9,4T. Τέλος, σε σύστημα 10,5T έχουν παραχθεί οι πρώτες εικόνες του εγκεφάλου από εθελοντές, βάρους T_2W και T_2^*W με 8-κάναλο πηνίο αφού έγιναν πρώτα δοκιμές με εγκεκριμένο μοντέλο πηνίου χρησιμοποιώντας ομοιώματα ανθρωπίνου σώματος για τον υπολογισμό των ασφαλών τιμών του SAR για να γίνει η κατάλληλη επιλογή των στοιχείων. Παρ' όλα αυτά, το υψηλό SAR, οι αυξημένες βιοεπιδράσεις στους ιστούς (σχεδόν οι μισοί εθελοντές της προ κλινικής μελέτης για τα 9,4T δήλωσαν μερικά συμπτώματα κατά την παραμονή τους εντός του τομογράφου, όπως υπνηλία και μεταλλική γεύση) και οι μεγαλύτερες επιδράσεις σφαλμάτων μαγνητικής επιδεκτικότητας αποτελούν μερικούς από τους περιορισμούς των συγκεκριμένων συστημάτων. Ωστόσο σε ορισμένες περιπτώσεις η αυξημένη μαγνητική επιδεκτικότητα μπορεί να χρησιμοποιηθεί διαγνωστικά για την ανίχνευση μικροαιμορραγιών και εναποθέσεων σιδήρου με υψηλή ευαισθησία. Έπειτα το υψηλό SAR αντισταθμίζεται μερικώς με τη χρήση της τεχνικής παράλληλης απεικόνισης. Σε ασθενείς με τεχνητές ενδοπροσθέσεις λόγω του μικρού αριθμού των μελετών και δοκιμών, θα ήταν καλύτερο να αποφεύγεται ή να απαγορεύεται η είσοδός τους στα συστήματα μεγαλύτερα των 7T λόγω κινδύνου εμφάνισης ανεπιθύμητων επιδράσεων. Τέλος, λόγω της αρκετά περιορισμένης εμπειρίας των περισσότερων επιστημόνων για αυτά τα συστήματα απαιτείται στενή παρακολούθηση του ασθενή καθ' όλη τη διάρκεια της εξέτασης.

ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Η Μαγνητική Τομογραφία είναι εξαιρετικά περίπλοκη μέθοδος απεικόνισης που παρουσιάζει συνεχή ανάπτυξη και εμπλουτίζεται με ολοένα περισσότερες τεχνικές που

βοηθούν ανάδειξη περισσότερων παθήσεων με υψηλή αντίθεση και ακρίβεια. Για την δημιουργία της επιθυμητής διαγνωστικής εικόνας απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή στον κατάλληλο συνδυασμό των παραγόντων και στην αναγνώριση και διόρθωση πιθανών ψευδενδείξεων (artifacts). Όμως θα πρέπει να παίρνονται ειδικές προφυλάξεις για την ασφάλεια των ασθενών και του προσωπικού, δεδομένου ότι γίνεται χρήση δυνατών μαγνητικών δυνάμεων, με ιδιαίτερη μέριμνα για τους ασθενείς.

Η είσοδος τομογράφων υψηλών μαγνητικών πεδίων στη κλινική πράξη, με ευρεία χρήση των τομογράφων 3T ενισχύει την διάγνωση χάρης της ενίσχυσης του σήματος των ιστών και την ανώτερη αντίθεση συγκριτικά με τα χαμηλότερα πεδία με αποτέλεσμα την περισσότερο στοχευμένη και ακριβέστερη θεραπεία ή την αποτελεσματικότερη αντιμετώπιση των συμπτωμάτων.

Ιδίως στην απεικόνιση του εγκεφάλου, οι μαγνητικοί τομογράφοι υψηλών πεδίων έχουν αναβαθμίσει άρδην την ποιότητα εικόνας του εγκεφάλου με αποτέλεσμα την ανάδειξη της ανατομίας/παθολογίας του ευκρινώς. Παράλληλα ειδικές τεχνικές βελτιώνονται και χρησιμοποιούνται συχνότερα, προσδίδοντας επιπλέον εργαλεία στον ακτινοδιαγνώστη για μεγαλύτερη ακρίβεια στη διάγνωση και στην αποτελεσματικότερη θεραπεία παθήσεων.

Την ίδια στιγμή, τομογράφοι ανώτερων μαγνητικών πεδίων από τα 3T έρχονται στο προσκήνιο, όπου προς το παρόν είτε γίνεται περιορισμένη χρήση τους στην κλινική πράξη είτε βρίσκονται σε προ κλινικό στάδιο είτε σε ερευνητικό στάδιο. Μέσω αυτών μελλοντικά αναμένεται, η απεικόνιση μαγνητικής τομογραφίας, ιδίως του εγκεφάλου, να ξεπεράσει τα σημερινά όρια των σημερινών απεικονιστικών μεθόδων και να οδηγήσει στην λήψη ακόμη περισσότερων πληροφοριών για τον εγκέφαλο όσον αφορά την λειτουργία και την ανατομία των διάφορων δομών του κι έτσι η αντιμετώπιση των παθήσεων του εγκεφάλου να γίνεται περισσότερο άμεση και ριζική, και σε ορισμένες περιπτώσεις να βελτιώνει την ποιότητα ζωής του ατόμου.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Δημήτριος Κουμαριανός, **Μαγνητική Τομογραφία: Από τις Βασικές Αρχές στην Κλινική Πράξη**, 1η Έκδοση, Εκδόσεις Γ.ΖΕΒΕΛΕΚΑΚΗΣ και ΣΙΑ ΕΕ, Αθήνα 2013,

Cathrine Westbrook, Carolyn Kaut Roth, Jogn Talbot, **MRI in Practice**, 4th Edition, Blackwell Publishing Ltd, 2011 . Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης: Δημητρης Κεχαγιας, Συργιαμιωτης Βασιλης, Μαρια Γ. Δούση, Ευστράτιος Καραβασιλης. Μετάφραση: Μπουργιωτη Χαρις. **Η Μαγνητικη τομογραφια στην πράξη** 4η εκδοση, Επιστημονικες Εκδοσεις ΠΑΡΙΣΙΑΝΟΥ Α.Ε, Αθηνα 2019

Tommaso Scarabino Saverio Pollice Teresa Popolizio, **High Field Brain MRI :Use in Clinical Practice**, Second Edition Springer International Publishing Switzerland 2017.

Peter Reimer, Paul M. Parizel, James F. M. Meaney, Falko A. Stichnoth **Clinical MR Imaging**, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010 Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης: Ηλίας Πριμετής, Παναγιώτης Μπαρούτας, Διονύσιος Δρακόπουλος, Γρηγόριος Ρήγας, Απόστολος Δαλακίδης **Κλινικη Μαγνητικη Τομογραφια: Μια πρακτικη προσεγγιση**, Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας, Αθήνα 2013

CATHRINE WESTBROOK **MRI at a GLANCE**, BLACKWELL SCIENCE LTD 2002
Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης: Νικόλαος Γκουρτσογιαννης, Νικολαος Παπανικολαου, Μετάφραση: Γκουρτσογιαννη Σοφια
MRI με μια ματιά, Επιστημονικές Εκδόσεις ΠΑΡΙΣΙΑΝΟΥ Α.Ε., Αθήνα 2004

MUHAMMED ELMAOGLU, AZIM CELIK, **MRI Handbook: MR Physics, Patient Positioning, and Protocols**, Springer Science+Business Media New York 2012
Επιμέλεια ελληνικής έκδοσης: Μαρία Ζαρίφη, Βασίλης Συργιαμιωτης, Μαρία Γ. Δούση Μετάφραση: Θεόδωρος Σολδάτος, **ΕΓΧΕΙΡΙΔΙΟ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ: Φυσική μαγνητικού συντονισμού, τοποθέτηση ασθενούς, πρωτόκολλα εξετάσεων**, Επιστημονικές Εκδόσεις ΠΑΡΙΣΙΑΝΟΥ Α.Ε., Αθήνα 2017

ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ ΚΑΡΑΤΟΠΗΣ, ΙΩΑΝΝΗΣ ΚΑΝΔΑΡΑΚΗΣ **ΑΠΕΙΚΟΝΗΣΗ**

ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΕΣ ΕΚΔΟΣΕΙΣ
"ΑΡΑΚΥΝΘΟΣ", ΑΘΗΝΑ 2007

Keith L. Moore, Arthur F. Dalley, Anne M.R. Agur, **CLINICALLY ORIENTED Anatomy**, 6th Edition, Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, Philadelphia USA 2010, Συντονισμός-Επιμέλεια-Προλογος Ελληνικής Έκδοσης: Θέσπης Σ. Δημητρίου, Παναγιώτης Ν. Σκανδαλάκης, Γενική Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης: Δημήτριος Λ. Αρβανίτης, Παναγιώτης Η. Καναβάρος, Κωνσταντίνος Ι. Νάτσης, Γεώργιος Ν. Τζανάκης, Επιμέλεια Επιμέρους Ενοτήτων: Φραγκίσκη Α. Ανθούλη-Αναγνωστοπούλου, Λεωνίδα Δ. Αρβανίτης, Θεανώ Δ. Δεμεστίχα, Μιχαήλ Β. Ζωγραφάκης-Σφακιανάκης, Νικόλαος Δ. Θαλασσινός, Ηλίας Β. Καραπάντζος, Αναστάσιος Θ. Κοτρώτσιος, Θεόδωρος Ν. Μαριόλης-Σαψάκος, Γεώργιος Ν. Νούσιος, Ευάγγελος Δ. Παπαδημητρίου, Παύλος Α. Σαράφης, Αλίκη Θ. Φίσκα
Προσθήκη Κεφ.: Κεντρικό Νευρικό Σύστημα: Ευάγγελος Ν. Μανώλης,
Μετάφραση: Λεωνίδα Δ. Αρβανίτης, **ΚΛΙΝΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ** 2η έκδοση ελληνική, Εκδόσεις Π.Χ.Πασχαλίδης BROKEN HILL PUBLISHERS LTD, Λευκωσία, Κύπρος 2013.

Flash Care/ Φίλιππος Πατασιδέρης

<https://slideplayer.gr/slide/16696734/>

<https://mrimaster.com/index-3.html>

<https://radiopaedia.org/articles/brain-screen-protocol-mri-1>

<https://radiopaedia.org/articles/quick-stroke-protocol-mri?lang=us>

<https://radiopaedia.org/articles/demyelination-protocol-mri?lang=us>

<https://www.mriquestions.com/index.html>

<http://www.teslasociety.com/mri.htm>

ISMRM - ISMRM & SMRT MR Safety Resources

http://www.mrisafety.com/SafetyInformation_list.php

<http://www.mrisafety.com/Terminology.html>

<https://www.ohsu.edu/school-of-medicine/diagnostic-radiology/mri-protocols>

Stephanie Ryan, Michelle McNicholas, Stephen Eustace, **Anatomy for Diagnostic Imaging**, 3rd Edition, SAUNDERS ELSEVIER Limited, UK 2011, Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης: Δημήτριος Κεχαγιάς, Μετάφραση Ελληνικής Έκδοσης: Διονύσιος Δρακόπουλος, **ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ**, Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας, Αθήνα 2013

Authors: L. N. Tanenbaum¹ , H. A. Rowley² , M. J. Kuhn³ , D. S. Enterline⁴ ;
1New York, NY/US, 2Madison, WI/US, 3 Peoria, IL/US, 4Durham, NC/US **MR**
neuroimaging protocols at 1.5T and 3T: What you need to know

Poster No.: C-2736 Congress: ECR 2010 Type: Educational Exhibit Topic: Neuro
Keywords: Magnetic Resonance Imaging, Brain and spine, Field strength DOI:
10.1594/ecr2010/C-2736

Laura M. Allen, Anton N. Hasso, Jason Handwerker, Hamed Farid **Sequence-**
specific MR Imaging Findings That Are Useful in Dating Ischemic Stroke
RadioGraphics 2012; 32:1285–1297 • Published online 10.1148/rg.325115760

Ashok Srinivasan, MD • Mayank Goyal, MD • Faisal Al Azri, MD Cheemun Lum,
MD **State-of-the-Art Imaging of Acute Stroke** RadioGraphics 2006; 26:S75–S95
• Published online 10.1148/rg.26si065501

E. Banciu¹, A. Attye², C. Mendoza³, L. Lamalle¹, I. Tropres¹, F. Tahon¹, K.
Boubagra³, A. Krainik¹; ¹Grenoble/FR, ²Meylan/FR, ³La Tronche/FR **The inner ear**
imaging anatomy with 3T MRI new sequences: A comprehensive update
Congress: ECR 2014 Poster Number: C-2316 Type: Educational Exhibit
Keywords: Head and neck, Anatomy, Ear / Nose / Throat, MR, Contrast agent-
intravenous, Computer Applications-3D, Education and training
DOI: 10.1594/ecr2014/C-2316 DOI-Link: <https://dx.doi.org/10.1594/ecr2014/C-2316>

M. Schulze , K. Reimann , A. Seeger , U. Klose , U. Ernemann , T.K. Hauser
Improvement in imaging common temporal bone pathologies at 3 T MRI:
small structures benefit from a small field of view Clinical Radiology 72 (2017)
267.e1e267.e12 <http://dx.doi.org/10.1016/j.crad.2016.11.019> 0009-9260/ 2016

Shinya Kojima, PhD, RT, Kazufumi Suzuki, MD, PhD, Masami Hirata, RT, Hiroyuki
Shinohara, PhD, MD, and Eiko Ueno, PhD, MD **Depicting the Semicircular**
Canals With Inner-Ear MRI: A Comparison of the SPACE and TrueFISP
Sequences JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 37:652–659
(2013)

Marco Varrassi, Flavia Cobiauchi Bellisari, Federico Bruno, Pierpaolo
Palumbo, Raffaele Natella, Nicola Maggialetti, Ernesto Di Cesare, Antonio

Barile, Carlo Masciocchi, Ferdinando Caranci, Alessandra Splendiani **High-resolution magnetic resonance imaging at 3T of pituitary gland: advantages and pitfalls** 2019 Sep; 8(Suppl 3): S208–S215. doi:10.21037/gs.2019.06.08
PMCID:PMC6755953 PMID:31559187

N. Satogami Y. Miki T. Koyama M. Kataoka K. Togashi **Normal Pituitary Stalk: High-Resolution MR Imaging at 3T** AJNR Am J Neuroradiol 31:355–59 Feb 2010 www.ajnr.org DOI 10.3174/ajnr.A1836

https://eginitio.uoa.gr/klinikos/a_neyrologiki_kliniki/neyrologika_nosimata_synoptikes_plirofories/epilipsia/

<https://nevrologos.gr/epilipsia/>

Trishit Roy ,Alak Pandit **Neuroimaging in epilepsy** Ann Indian Acad Neurol.2011 Apr;14(2):78-80. PMID: 21808467 PMCID:PMC3141493 DOI:10.4103/0972-2327.82787

Zhengwang Wu ,Yaozong Gao ,Feng Shi ,Guangkai Ma ,Valerie Jewells ,Dinggong Shen **Segmenting hippocampal subfields from 3T MRI with multi-modality images** Med Image Anal.2018 Jan;43:10-22.

doi: 10.1016/j.media.2017.09.006. Epub 2017 Sep 21.

PMID:28961451 PMCID:PMC5709221 DOI:10.1016/j.media.2017.09.006

David Spencer, MD, FAAN **MRI (Minimum Recommended Imaging) in Epilepsy** Epilepsy Curr. 2014 Sep-Oct; 14(5): 261–263. doi:10.5698/1535-7597-14.5.261
PMCID: PMC4189636 PMID:25346633

Mai Hanamiya, MD Yukunori Korogi, MD Shingo Kakeda, MD Norihiro Ohnari, MD Koji Kamada, MD Junji Moriya, MD Toru Sato, RT Mika Kitajima, MD Naoki Akamatsu, MD Sadatoshi Tsuji, MD **Partial Loss of Hippocampal Striation in Medial Temporal Lobe Epilepsy** Published online before print
10.1148/radiol.2513080445 Radiology 2009; 251:873– 881

Manuel Toledo, Silvana Sarria-Estrada ,Manuel Quintana,Cristina Auger, Xavier Salas-Puig, Estevo Santamarina, Carla Vert, Alex Rovira **3 TESLA MR imaging in adults with focal onset epilepsy** Clinical Neurology and Neurosurgery 115 (2013) 2111– 2116

<https://www.neurosurgerygennimatas.gr/Diseases/Neuralgia-Tridumou/>

<http://www.e->

[algos.com/gr/%CE%BD%CE%B5%CF%85%CF%81%CE%B1%CE%BB%CE%B3%CE%AF%CE%B1-%CF%84%CF%81%CE%B9%CE%B4%CF%8D%CE%BC%CE%BF%CF%85-2/](http://www.e-algos.com/gr/%CE%BD%CE%B5%CF%85%CF%81%CE%B1%CE%BB%CE%B3%CE%AF%CE%B1-%CF%84%CF%81%CE%B9%CE%B4%CF%8D%CE%BC%CE%BF%CF%85-2/)

Rajesh Gupta **Pain Management Essential Topics for Examinations** Springer Heidelberg New York Dordrecht London © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2014

Paulo Roberto Lacerda Leal, MD, Msc, Marc Hermier, MD, PhD, Miguel Angelo Souza, MD, PhD, Gerardo Cristino-Filho, MD, PhD, Jean Claude Froment, MD, PhD, Marc Sindou, MD, PhD **Visualization of Vascular Compression of the Trigeminal Nerve With High-Resolution 3T MRI: A Prospective Study Comparing Preoperative Imaging Analysis to Surgical Findings in 40 Consecutive Patients Who Underwent Microvascular Decompression for Trigeminal Neuralgia** *Neurosurgery* 69:15–26, 2011 DOI:

10.1227/NEU.0b013e318212bafa www.neurosurgery-online.com Received, March 22, 2010. Accepted, December 5, 2010. Published Online, February 23, 2011

Suna Orsa, Ercan Incib, Rustu Turkeyb, Atilla Kokurcana, Elif Hocaoglub **Retrospective comparison of three-dimensional imaging sequences in the visualization of posterior fossa cranial nerves**

<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2017.10.012> Received 9 May 2017; Received in revised form 9 September 2017; Accepted 17 October 2017 *European Journal of Radiology* 97 (2017) 65–70 0720-048X/ © 2017 Elsevier B.V. All rights reserved

Judit Somlai • Tibor Kovács **Neuro-Ophthalmology** © Springer International Publishing Switzerland 2016

Thomas Vaughan, Lance DelaBarre, Carl Snyder, Jinfeng Tian, Can Akgun, Devashish Shrivastava, Wanzahn Liu, Chris Olson, Gregor Adriany, John Strupp, Peter Andersen, Anand Gopinath, Pierre-Francois van de Moortele, Michael Garwood, and Kamil Ugurbil **9.4T Human MRI: Preliminary Results** *Magn Reson Med* 56:1274 –1282, 2006. © 2006 Wiley-Liss, Inc.

Sadeghi-Tarakameh A, DelaBarre L, Lagore RL, et al. **In vivo human head MRI at 10.5T: A radiofrequency safety study and preliminary imaging results.**

Magn Reson Med. 2020;84:484–496. <https://doi.org/10.1002/mrm.28093>

Frances Rylands-Monk Is 7-tesla MRI ready yet to go clinical? AuntMinnie.com

February 28, 2019

https://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=rca&sub=ecr_2019&pag=dis&ItemID=1246

86

