



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
UNIVERSITY OF WEST ATTICA

Τμήμα Βιοϊατρικών Επιστημών
Κατεύθυνση Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας

Διπλωματική Εργασία

“Παιδιατρική μαγνητική τομογραφία: Αξιολόγηση και διαφοροποίηση της σκλήρυνσης κατά πλάκας από την οξεία διάσπαρτη εγκεφαλομυελίτιδα στους παιδιατρικούς ασθενείς.”

Χριστίνα Χρήστου, Δημήτρης Κολλώσης

Επιβλέπων καθηγητής: Κεχαγιάς

Δημήτριος

Αθήνα, 2021

Έχουμε διαβάσει και κατανοήσει τους κανόνες για τη λογοκλοπή και τον τρόπο σωστής αναφοράς των πηγών που περιέχονται στον Οδηγό συγγραφής Διπλωματικών εργασιών. Δηλώνουμε ότι, από όσα γνωρίζουμε, το περιεχόμενο της παρούσας Διπλωματικής εργασίας είναι προϊόν δικής μας δουλειάς και υπάρχουν αναφορές σε όλες τις πηγές που χρησιμοποιήσαμε. Με βάση την εφαρμογή Turnitin (εφαρμογή για έλεγχο της λογοκλοπής), λάβαμε το επιτρεπτό ποσοστό 5% (Το ανώτατο όριο κυμαίνεται στο ποσοστό 25%).

Από το Νοσοκομείο Παιδών «Η Αγία Σοφία», λάβαμε τον αριθμό πρωτοκόλλου 10612/22.5.20 και το πρακτικό συνεδρίασης πραγματοποιήθηκε 03.06.2020. Όλα τα στοιχεία και περιστατικά που συλλέξαμε, τηρούν τους Κανόνες Ηθικής και Δεοντολογίας σύμφωνα με α) ΚΥΑ ΔΥΓ3(α) οικ. 18910/13 β) ΚΥΑ ΔΥΓ3/89292/2003 γ) Κώδικα Ιατρικής Δεοντολογίας (σε περίπτωση Πανεπιστημιακής Έρευνας απαιτείται έγκριση της αντίστοιχης Επιτροπής Δεοντολογίας της Έρευνας του εν λόγω Πανεπιστημιακού Ιδρύματος).

Τριμελής επιτροπή:

1) Κεχαγιάς Δημήτριος

2) Οικονόμου Γεωργία

3) Λαβδάς Ελευθέριος

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο/η κάτωθι υπογεγραμμένος/η Χριστίνα Χρήστου του Αντριάν, με αριθμό μητρώου 16066 φοιτητής/τρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών του Τομέα Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας, 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/Η Δηλών/ούσα



ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο/η κάτωθι υπογεγραμμένος/η Δημήτρης Κολλώσης του Βαγγέλη, με αριθμό μητρώου 16042 φοιτητής/τρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών του Τομέα Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας, 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/Η Δηλών/ούσα



Ευχαριστίες

Τα τέσσερα χρόνια των σπουδών μας πλησιάζουν στο τέλος τους, και με αφορμή την συγγραφή αυτής της πτυχιακής εργασίας, παίρνουμε την ευκαιρία να ευχαριστήσουμε όσους μας στήριξαν και μας βοήθησαν για να πετύχουμε τους στόχους μας.

Πρωτίστως, οφείλουμε να αναγνωρίσουμε την βοήθεια του υπεύθυνου καθηγητή μας, κ. Δημήτρη Κεχαγιά, ο οποίος μας εμπιστεύθηκε για την διεκπεραίωση του θέματος της συγκεκριμένης πτυχιακής εργασίας. Χωρίς την διαρκή στήριξη και καθοδήγησή του, η παρούσα έρευνα δεν θα μπορούσε να έχει περατωθεί σε κανένα επίπεδο. Επιπροσθέτως, ευχαριστούμε όλα τα μέλη του Τομέα της Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας του τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών του Πανεπιστήμιου Δυτικής Αττικής για την υποστήριξη, και ιδιαίτερα τον αγαπημένο μας καθηγητή κ. Βασίλειο Συργιαμιώτη (MSc) για την υπομονή του στις συνεχείς απορίες μας και την βοήθεια του στην ανάπτυξη της εργασίας. Επίσης, εκτιμούμε βαθύτατα τους διδάσκοντες όλων των μαθημάτων μας αυτά τα έτη για τις εξαιρετικά ενδιαφέρουσες διαλέξεις τους και την πληθώρα γνώσεων που μας παρείχαν.

Τέλος, θέλουμε να ευχαριστήσουμε από καρδιάς το οικογενειακό και το φιλικό μας περιβάλλον. Χωρίς την αγάπη και την ατέρμονη υποστήριξη τους σε κάθε πτυχή των σπουδών μας θα ήταν αδύνατο να ολοκληρώσουμε με επιτυχία τη σχολή και να διεκπεραιώσουμε την αυτή την εργασία.

Περίληψη

Οι φλεγμονώδης απομυελινωτικές διαταραχές του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (ΚΝΣ), σχετιζόμενες με παιδιατρικούς ασθενείς, αποτελούν ένα ιδιαίτερα σημαντικό κλινικό και διαγνωστικό ερώτημα όπου απασχολεί τους κλινικούς ιατρούς και την επιστημονική κοινότητα, καθώς η έγκαιρη και έγκυρη αξιολόγηση είναι πολύ σημαντική στην θεραπευτική παρέμβαση για την αντιμετώπιση της νόσου. Δύο κύριες απομυελινωτικές παθήσεις (ΑΠ), οι οποίες θα μελετηθούν εκτενώς στην εν λόγω εργασία, είναι η παιδιατρική σκλήρυνση κατά πλάκας (Multiple Sclerosis – MS) και η οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα (acute disseminated encephalomyelitis – ADEM), εστιαζόμενοι κυρίως στην αξιολόγηση και διαφοροποίηση τους με την πολύτιμη συνεισφορά της Μαγνητικής Τομογραφίας. Εκτός από το πλήρες ιστορικό, τη κλινική εικόνα του ασθενούς, των συγκεκριμένων νευρολογικών συμπτωμάτων που θα παρουσιαστούν και των εργαστηριακών αναλύσεων, η μαγνητική τομογραφία αποτελεί πιλοτικό εργαλείο στα χέρια της επιστημονικής-κλινικής ομάδας στη διαδικασία της διάγνωσης και κυρίως στη διαφορική διάγνωση, η οποία θα μας απασχολήσει σε μεγάλο βαθμό, παρέχοντας πολύτιμα ακτινολογικά ευρήματα, δίνοντας έμφαση στα διακριτά κλινικά και νευροαπεικονιστικά χαρακτηριστικά της κάθε νόσου ξεχωριστά ενώ επιπλέον θα είναι και το κυρίαρχο απεικονιστικό σύστημα που θα χρησιμοποιηθεί για την μελέτη της πορεία της νόσου και της ανταπόκρισης της θεραπευτικής αγωγής για τον εκάστοτε παιδιατρικό ασθενή. Όλα αυτά είναι σήμερα εφικτά λόγω της ραγδαίας τεχνολογικής εξέλιξης στο τομέα της απεικόνισης και συγκεκριμένα στη κλινική μαγνητική τομογραφία τις τελευταίες δεκαετίες παρέχοντας σημαντικές πληροφορίες και εφαρμογές στο τομέα της νευροαπεικόνισης.

Στόχος της συγκεκριμένης εργασίας είναι να προσδιοριστεί, πως η χρήση του απεικονιστικού συστήματος της Μαγνητικής Τομογραφίας (MRI-Magnetic Resonance Imaging), μπορεί να προσφέρει υψηλής ποιότητας αξιολόγηση και διαφορική διάγνωση των παιδιατρικών ασθενών που νοσούν από MS σε σύγκριση αυτών που νοσούν από ADEM. Θα ελεγχθεί η ευαισθησία της μεθόδου, η ειδικότητα καθώς και η επαλήθευση ή μη των κλινικών κριτηρίων τα οποία αναφέρονται στην παγκόσμια βιβλιογραφία, για την κάθε ασθένεια ξεχωριστά στο μαγνητικό τομογράφο. Επιπλέον θα υπάρξει μια στατιστική αναδρομική μελέτη περιστατικών με τα οποία θα καταλήξουμε σε πιθανή κατηγοριοποίηση των ασθενών. Τέλος βασικός στόχος της εργασίας είναι και η πλήρης κατανόηση τόσο των τεχνικών (πρακτικών) και των μεθόδων που έχουν εφαρμοστεί στη κλινική πράξη όσο και τον πρωτοκόλλων που έχουν εφαρμοστεί ανά περιστατικό. Περαιτέρω, σκοπός είναι επίσης η πιθανή πραγματοποίηση μιας συγκριτικής μελέτης περιστατικών και πρωτοκόλλων ανάμεσα στην Ελλάδα και το εξωτερικό βάση βιβλιογραφικών αναφορών.

Αυτή η μελέτη χρησιμοποιεί μια ποιοτική αναδρομική μέθοδο που θα αναπτυχθεί σε 3 στάδια. Αρχικά στο 1ο στάδιο θα γίνει μια βιβλιογραφική ανασκόπηση των εννοιών και των μεθόδων που χρησιμοποιούνται, σχετιζόμενες με την απεικονιστική προσέγγιση και τη κλινική διάγνωση της MS και ADEM στους παιδιατρικούς ασθενείς. Ηλεκτρονικές βάσεις δεδομένων όπως το

Mendeley (<https://www.mendeley.com/>) και το Pubmed (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>) θα χρησιμοποιηθούν εκτενώς για τη συλλογή πληθώρας επιστημονικών εννοιών και κλινικών πληροφοριών, συμπεριλαμβανομένου και δευτερευόντων πηγών όπως η επιστημονική βιβλιοθήκη του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής. Στο 2ο στάδιο θα παρευρεθούμε στο Νοσοκομείο Παιδών "Η Αγία Σοφία" και θα μελετήσουμε αναδρομικά τους ασθενείς που είχαν διαγνωστεί με ADEM και MS κατά τα έτη 2010-2021. Οι εξετάσεις θα συλλεχθούν από τα PACS (Picture Archiving and Communication System) του Τμήματος Αξονικής – Μαγνητικής τομογραφίας του νοσοκομείου Παιδών Αγία Σοφία. Επιπλέον θα χρησιμοποιήσουμε υλικό από περιφερικά νοσοκομεία του εξωτερικού, για σύγκριση των περιστατικών με αυτών της Ελλάδας σε επίπεδο πρωτοκόλλων και διεργασιών. Το 3ο στάδιο αποτελείται από την ανάλυση των δεδομένων που συλλέχθηκαν στα πρώτα δυο στάδια και θα παρουσιάζει τα αποτελέσματα και τα διαγράμματα των συγκεκριμένων αναλύσεων.

Λέξεις – Κλειδιά : παιδική σκλήρυνση κατά πλάκας, οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα, μαγνητική τομογραφία, παιδιατρικά πρωτόκολλα.

Abstract

Inflammatory demyelinating disorders of the Central Nervous System (CNS), associated with pediatric patients, are a particularly important clinical and diagnostic question that concerns clinicians and the scientific community, as early and valid evaluation is very important in the therapeutic intervention. Two main demyelinating diseases, which will be studied in detail in this project, are Multiple Sclerosis (MS) and Acute Disseminated Encephalomyelitis (ADEM), focusing mainly on their evaluation and differentiation with the valuable contribution of Magnetic Resonance Imaging. In addition to the complete history, the clinical picture of the patient, the specific neurological symptoms that will be presented and the laboratory analyzes, MRI is a pilot tool in the hands of the scientific-clinical team in the diagnosis process and especially in the differential diagnosis, which will concerns us greatly, providing valuable radiological findings, emphasizing the distinct clinical and neuroimaging features of each disease separately, while in addition it will be the dominant imaging system that will be used to study the course of the disease and the response to treatment for each pediatric patient. All this is now possible due to the rapid technological development in the field of imaging and in particular in clinical magnetic resonance imaging in recent decades providing important information and excellent applications in the field of neuroimaging.

The aim of this paper is to determine, how the use of Magnetic Resonance Imaging (MRI) can provide a high-quality assessment and differential diagnosis of MS pediatric patients compared to ADEM pediatric patients. The sensitivity of the method, the specificity as well as the verification or not of the clinical criteria, which are mentioned in the world literature for each disease separately in the MRI scanner, will be checked. In addition there will be a statistical retrospective study of cases that will lead to possible categorization of patients. Finally, the main goal of this study is the full understanding of both the technical (practical) and the methods that have been applied in the clinical practice as well as the protocols that have been applied per case. Furthermore, the aim is also to carry out a comparative study of incidents and protocols between Greece and abroad based on bibliographic reports.

This study uses a qualitative retrospective method that will be developed in 3 stages. Initially, in the first stage, a literature review of the concepts and methods used, related to the imaging approach and the clinical diagnosis of MS and ADEM in pediatric patients, will be made. Electronic databases such as Mendeley (<https://www.mendeley.com/>) and Pubmed (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>) will be used extensively to collect a wealth of scientific concepts and clinical information, including secondary sources such as the scientific library of the University of West Attica. In the 2nd stage we will attend the "Agia Sofia" Children's Hospital and we will study retrospectively the patients who had been diagnosed with ADEM and MS during the years 2010-2021. The tests will be collected by the PACS (Picture Archiving and Communication System) of the Department of CT - MRI of the Hagia Sophia Children's Hospital. In addition, we will use material from peripheral hospitals abroad, to compare the

incidents with those of Greece both in terms of statistics and in terms of protocols and processes. The 3rd stage consists of the analysis of the data collected in the first two stages and will present the results and the statistical diagrams of the specific analyzes.

Keywords: Paediatric Multiple Sclerosis, Acute Disseminated Encephalomyelitis, Magnetic Resonance Imaging, Paediatric Protocols.

Περιεχόμενα

Δήλωση συγγραφέα πτυχιακής/διπλώματικής εργασίας.....	iii
Περίληψη.....	vi
Abstract.....	viii
Περιεχόμενα.....	x
A. Γενικό μέρος.....	1
Εισαγωγή.....	1
1. Ανατομία εγκεφάλου.....	3
1.1 Γενικά.....	3
1.2 Πρόσθιος εγκεφαλος.....	3
1.2.1 Φαία και λευκή ουσία.....	5
1.2.2 Εσωτερικές δομές.....	5
1.2.3 Μήνιγγες.....	6
1.3 Ο διάμεσος εγκεφαλος.....	7
1.4 Μεσεγκεφαλος.....	9
1.5 Ο Οπίσθιος και έσχατος εγκεφαλος.....	10
1.5.1 Εγκεφαλικό στέλεχος.....	10
1.5.2 Παρεγκεφαλίδα.....	11
1.5.3 Νωτιαίος μυελός.....	11
1.6 Το νευρικό κύτταρο.....	13
2. Ο Μαγνητικός τομογράφος.....	14
2.1 Δομή μαγνητικού τομογράφου.....	14
2.2 Ασφάλεια και ζώνες ασφαλείας στον μαγνητικό τομογράφο.....	17
2.2.1 Μαγνητικά πεδία σε έναν χώρο μαγνητικού τομογράφου.....	18

2.2.2 Ζώνες ασφαλείας.....	19
2.3 Διαδικασίες και αντενδείξεις πριν την εξέταση μαγνητικής τομογραφίας.....	20
2.4 Βασικές αρχές μαγνήτισης.....	22
2.4.1 Συντονισμός	24
2.4.2 Χαλάρωση της μαγνήτισης και ελεύθερη επαγωγική απόσβεση.....	24
2.5 Αντίθεση εικόνας.....	25
2.5.1 Εισαγωγή.....	25
2.5.2 Βάρος Εικόνας.....	27
2.5.3 Ενδογενείς παράγοντες αντίθεσης.....	28
2.5.4 Εξωγενείς παράγοντες αντίθεσης.. ..	29
2.6 Βάρος εικόνας και ακολουθίες.....	32
2.6.1 Εισαγωγή.....	32
2.6.2 Βάρος T1 / T1W.....	32
2.6.3 Βάρος T2 / T2W.....	33
2.6.4 Βάρος PD / PDW.....	33
2.7 Βασικές ακολουθίες παλμών.....	34
2.8 Πρωτόκολλα απεικόνισης μαγνητικού τομογράφου εγκεφάλου και σπονδυλικής στήλης.....	45
3. Παιδική σκλήρυνση κατά πλάκας.....	48
3.1 Επιδημιολογία.....	48
3.2 Κλινική εικόνα και πορεία.....	49
3.3 Πρόγνωση και τωρινά διαγνωστικά κριτήρια.....	51
3.4 Πρωτόκολλα και ειδικές τεχνικές απεικόνισης.....	54
3.5 Απεικονιστικά ευρήματα βάση ακολουθίας.....	56

3.6 Χαρακτηριστικές αλλοιώσεις της σκλήρυνσης κατά πλάκας.....	58
4. Οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα.....	65
4.1 Επιδημιολογικά χαρακτηριστικά.....	65
4.2 Κλινική εικόνα.....	66
4.3 Παθολογικά ευρήματα και εργαστηριακές μελέτες.....	66
4.4 Παρακλινικός έλεγχος.....	68
4.5 Διαγνωστικά κριτήρια οξείας διάσπαρτης εγκεφαλομυελίτιδας από IPMSSG 2012.....	70
4.6 Χαρακτηριστικές αλλοιώσεις της οξείας διάσπαρτης εγκεφαλομυελίτιδας.....	70
5. Διαφοροποίηση της παιδικής σκλήρυνσης κατά πλάκας από την οξεία διάσπαρτη εγκεφαλομυελίτιδα με την βοήθεια μαγνητικού τομογράφου.....	72
B. Σκοπός.....	73
Γ. Ειδικό μέρος.....	74
6. Υλικό και μέθοδος.....	74
6.1 Εισαγωγή.....	74
6.2 Εξέταση φυσιολογικού παιδιατρικού εγκεφάλου με μαγνητική τομογραφία.....	76
6.3 Εξέταση παιδιατρικού εγκεφάλου με σκλήρυνση κατά πλάκας με μαγνητική τομογραφία.....	79
6.4 Εξέταση παιδιατρικού εγκεφάλου με οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα με μαγνητική τομογραφία.....	88
7. Αποτελέσματα.....	95
7.1 Επιδημιολογικά.....	95
7.2 Προτεινόμενα πρωτόκολλα εγκεφάλου για σκλήρυνση κατά πλάκας βάση διεθνών Guidelines.....	100
8. Συμπεράσματα – προτάσεις	103
Βιβλιογραφία.....	105

A. Γενικό Μέρος

Εισαγωγή

Η σκλήρυνση κατά πλάκας (Multiple Sclerosis - MS) και η οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα (Acute disseminated encephalomyelitis - ADEM) είναι μη αγγειακές φλεγμονώδεις απομυελινωτικές παθήσεις που έχουν εντυπωσιακή παθολογική ομοιότητα μεταξύ τους και παραμένει μια πρόκληση στην καθημερινή κλινική πρακτική. Στους περισσότερους ασθενείς αυτές οι παθήσεις, με την βοήθεια της κλινικής εικόνας και εργαστηριακών μετρήσεων μπορούν να διαχωριστούν εύκολα. Όταν ένα παιδί με οξεία νευρολογικά συμπτώματα διαπιστωθεί ότι έχει ανωμαλίες λευκής ουσίας, υπάρχουν διάφοροι παράγοντες που πρέπει να ληφθούν υπόψη κατά την επιδίωξη της πιο πιθανής διάγνωσης. Αυτά περιλαμβάνουν επιδημιολογικά δεδομένα, παρουσιάζοντας σημεία και συμπτώματα, διαγνωστικά κριτήρια και βοηθητικές εξετάσεις. Συγκεκριμένα, τα πρότυπα απεικόνισης και τα αποτελέσματα εργαστηριακών δοκιμών που κυμαίνονται από τα ευρύτερα προφίλ κυττάρων και πρωτεϊνών εγκεφαλονωτιαίου υγρού (CSF) έως πιο συγκεκριμένα αντισώματα τόσο στο αίμα όσο και στο CSF μπορούν να βοηθήσουν στη διαφοροποίηση της παιδιατρικής σκλήρυνσης κατά πλάκας από άλλες διαταραχές. Στην πρώτη περίπτωση η MS μπορεί να χαρακτηριστεί ως μια νόσος χρόνια με εξάρσεις και υφέσεις των νεαρών ενηλίκων και η ADEM ως μια νόσος των παιδιών. Ωστόσο, υπάρχει ένα αόριστο όριο μεταξύ αυτών των παθήσεων που τις κάνει να μην ξεχωρίζουν. Επιπροσθέτως, και οι δύο παθήσεις μοιράζονται εκείνα τα κακώς καθορισμένα σύνορα με οπτική νευρίτιδα, εγκάρσια μυελίτιδα και σύνδρομο Devic, κλινικές οντότητες που μπορεί να εμφανιστούν ως εκδηλώσεις είτε MS είτε ADEM. Παρά την μεγάλη ομοιότητα τους ως παθήσεις, οι θεραπευτικές επιλογές και η διαφορική πρόγνωση διαφέρει αρκετά [33].

Στην σημερινή εποχή, με την έκθεση του ανθρώπου σε τοξικά στοιχεία, μολυσματικούς περιβαλλοντικούς παράγοντες σε συνδυασμό με το πολύπλοκο γενετικό ιστορικό, αρκετοί άνθρωποι είναι πιο πιθανό να αποκτήσουν MS ή ADEM. Στις περισσότερες περιπτώσεις οι περισσότεροι ασθενείς γίνονται θύματα αυτών των παθήσεων, ύστερα από προεφηβική μόλυνση από ιό, είτε ιικό εμβόλιο. Η έναρξη του ADEM συμβαίνει συνήθως μετά από μια σαφώς αναγνωρίσιμη εμπύρετη πρόδρομη ασθένεια ή εμβολιασμού και σε συνδυασμό με εγκεφαλοπάθεια ποικίλου βαθμού, χαρακτηριστικά που είναι ασυνήθιστα για την MS. Στην MS είναι πιο συχνό να βρεθούν ανωμαλίες στο εγκεφαλονωτιαίο υγρό στα επίπεδα ανοσοσφαιρίνης [19]. Όταν παρουσιάζεται ένα παιδί, με την πρώτη επίθεση ενός απομυελινωτικού επεισοδίου ου τότε γίνονται υποθέσεις για δύο διαφορετικά σενάρια. Είτε είναι ένα μονοφασικό επεισόδιο όπως για παράδειγμα η ADEM, είτε είναι η πρώτη επίθεση της σκλήρυνσης κατά πλάκας [33]. Τυπικά, τα συμπτώματα του ADEM εμφανίζονται άμεσα ύστερα από αυτή την μόλυνση και είναι μονοφασικά. Από την άλλη πλευρά, η MS εμφανίζεται καθυστερημένα στην εφηβική ηλικία ή μετά την ενηλικίωση. Είναι πάρα πολύ σπάνιο να εμφανίσει ένας ασθενής ADEM, πριν την

εφηβική

ηλικία.

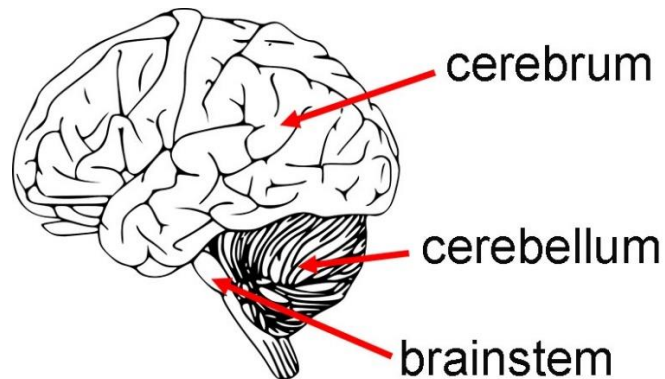
Λόγω της χρόνιας φύσης της MS, έχουν γίνει περισσότερες μελέτες πάνω σε αυτήν από όσο την ADEM, με αποτέλεσμα να είναι πιο γνωστή η παθολογία των σταδίων ανάπτυξης της. Μέχρι σήμερα, παίζει πρωταρχικό ρόλο η μαγνητική τομογραφία για την διαφοροποίηση αυτών των δύο παθήσεων [34]. Για αυτό τον λόγο η προκείμενη εργασία αφοσιώνεται στον ρόλο της μαγνητικής τομογραφίας και τις τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την μεταξύ τους διαφοροποίηση.

1. Ανατομία εγκεφάλου

1.1 Γενικά

Ο εγκέφαλος αποτελεί αδιαμφισβήτητα ένα από τα κυριότερα όργανα του ανθρώπινου οργανισμού για την φυσιολογική και ορθή λειτουργία του. Η αναπτυγμένη νοημοσύνη είναι ένα από τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά που διέπονται από τον εγκέφαλο. Η πολυπλοκότητα του ανθρώπινου εγκεφάλου είναι παγκοσμίως αναγνωρισμένη από την επιστημονική κοινότητα, καθώς εφοδιάζει τον άνθρωπο με ποικίλες λειτουργικές και πνευματικές ικανότητες, ξεχωρίζοντας τον από τα υπόλοιπα έμβια όντα. Ένας φυσιολογικός εγκέφαλος ζυγίζει περίπου 1400g και μαζί με τον νωτιαίο μυελό περιέχουν περίπου 100 δισεκατομμύρια νευρώνες [113]. Προστατεύεται από το κρανίο και από την βοήθεια του εγκεφαλονωτιαίου υγρού. Οι διαιρέσεις του εγκεφάλου είναι οι εξής :

- ο πρόσθιος εγκέφαλος (τελεγκέφαλος)
- ο διάμεσος εγκέφαλος
- ο μέσος εγκέφαλος
- ο οπίσθιος και έσχατος εγκέφαλος που αποτελείται από την γέφυρα, την παρεγκεφαλίδα και τον προμήκη μυελό.



Cerebrum (πρόσθιος εγκέφαλος), Cerebellum (παρεγκεφαλίδα), Brainstem (στέλεχος)
<https://cviscotland.org/lessons.php?id=3>

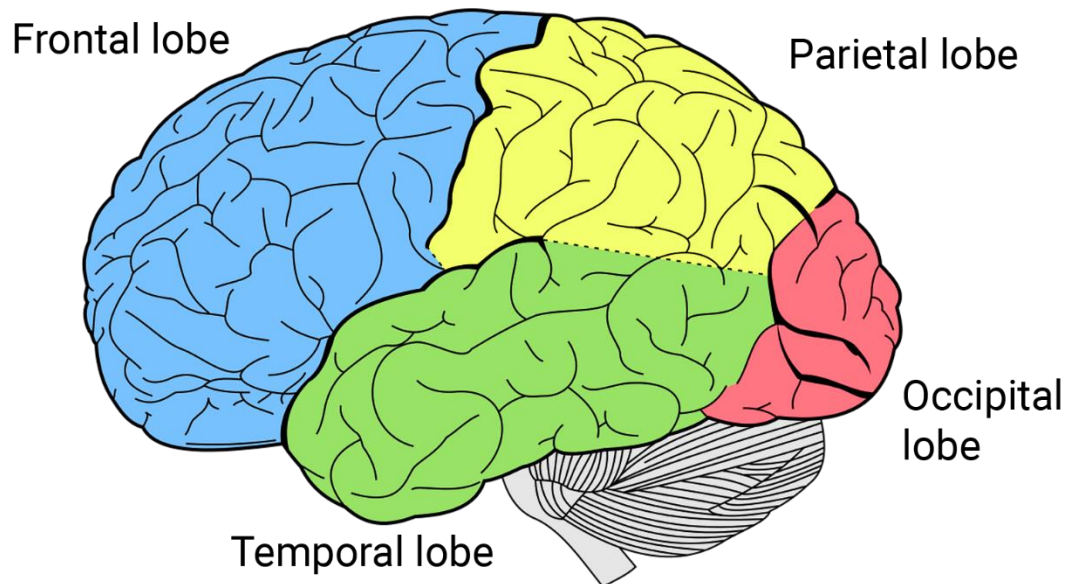
1.2 Πρόσθιος εγκέφαλος

Όπως αναφέρθηκε, ο εγκέφαλος αποτελείται από τον πρόσθιο εγκέφαλο, την παρεγκεφαλίδα και το στέλεχος. Ο πρόσθιος εγκέφαλος περιλαμβάνει τα εγκεφαλικά σκέλη, τη φαιά και λευκή

ουσία, τα βασικά γάγγλια και το μεσολόβιο. Ο πρόσθιος εγκέφαλος χωρίζεται στο δεξί και στο αριστερό ημισφαίριο, τα οποία μεταξύ τους ενώνονται νευρικές ίνες, ονομαζόμενο ως μεσολόβιο. Το μεσολόβιο απαρτίζεται από το ρύγχος (έμπροσθεν), το γόναυ, το σώμα (στο κέντρο) και το σπλήνιο (όπισθεν). Τα ημισφαίρια στην συνέχεια χωρίζονται σε συγκεκριμένες περιοχές, τους λοβούς.

- **Μετωπιαίος λοβός (Frontal lobe)**
- **Βρεγματικός λοβός (Parietal lobe)**
- **Κροταφικός λοβός (Temporal lobe)**
- **Ινιακός λοβός (Occipital lobe)**

Στα εγκεφαλικά ημισφαίρια βρίσκονται τα κέντρα για τις βασικές λειτουργίες όπως το κέντρο των συναισθημάτων στο μετωπιαίο λοβό, τα κέντρα της ομιλίας, της αφής, της όρασης στο βρεγματικό λοβό, το κέντρο της ακοής στον κροταφικό λοβό και το κέντρο της οπτικής και χωρικής κατανόησης του περιγύρου στον ινιακό λοβό.



<https://socratic.org/questions/what-lobe-of-the-brain-is-responsible-for-vision>

1.2.1 Φαιά και λευκή ουσία

Η επιφάνεια του πρόσθιου εγκεφάλου ονομάζεται φλοιός και η επιφάνεια αυτή φέρει αύλακες και έλικες, με αποτέλεσμα να μεγιστοποιείται η επιφάνεια της [1]. Λόγω του χρώματος που δίνουν τα νευρικά κύτταρα που βρίσκονται στην επιφάνεια, δίνεται στον φλοιό η ονομασία ‘‘φαιά ουσία’’. Από την άλλη πλευρά, εσωτερικά του πρόσθιου εγκεφάλου βρίσκεται η συνέχεια των νευραξόνων που δίνει το λευκό χρώμα και ως εκ τούτου η ονομασία ‘‘λευκή ουσία’’. Επίσης, κεντρικά των ημισφαιρίων υπάρχουν και τα βασικά γάγγλια, τα οποία είναι τμήματα φαιάς ουσίας μέσα στη λευκή ουσία που σχηματίζονται από *νευρικά κύτταρα*.

Τα βασικά γάγγλια αποτελούνται από τον :

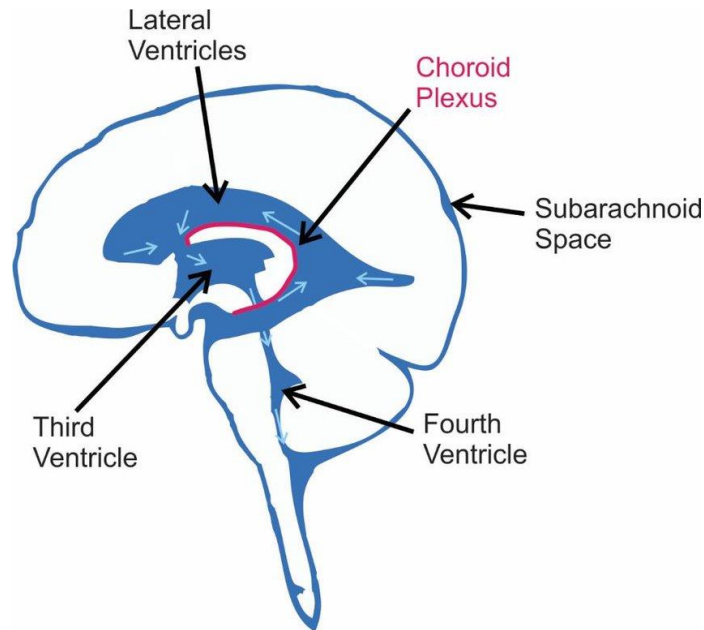
- **Κερκοφόρο πυρήνα – Caudate nucleus**
- **Φακοειδή πυρήνα – Lentiform nucleus**
- **Αμυγδαλοειδή πυρήνα – Amygdaloid nucleus**
- **Θάλαμο – Thalamus**

Σε αντίθεση με τον εγκέφαλο, ο νωτιαίος μυελός εμφανίζει εσωτερικά την φαιά ουσία και εξωτερικά την λευκή. Η φαιά ουσία στον νωτιαίο μυελό εμφανίζει σε διατομή το σχήμα **H**. Αυτός ο διαχωρισμός είναι χρήσιμος στην Νευροαπεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό, ιδιαίτερα για τη διαφορική διάγνωση παθολογικών διεργασιών όπως ο νευροεκφυλισμός.

1.2.2 Εσωτερικές δομές

Μέσω της λευκής ουσίας δημιουργούνται μονοπάτια τα οποία συνδέουν κάποια μέρη της φαιάς ουσίας. Σε αυτά βρίσκονται κοιλότητες, γεμάτες εγκεφαλονωτιαίο υγρό, ονομαζόμενες κοιλίες [1]. Οι *κοιλίες* του *εγκεφάλου* είναι τέσσερις (4) :

- **Δύο πλάγιες**
- **Μέση ή 3η κοιλία**
- **4η κοιλία**



Thin-Film Impedimetric Sensors for Chronic In Vivo Use: Design and Application to Hydrocephalus Treatment - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: https://www.researchgate.net/figure/Diagram-showing-the-ventricles-of-the-brain-After-being-produced-in-the-choroid-plexus_fig2_326801092 [accessed 12 Oct, 2020]

Στις κοιλίες υπάρχει το γνωστό χοριοειδές πλέγμα που παράγει εγκεφαλονωτιαίο υγρό, το οποίο έχει προστατευτικό ρόλο και ανανεώνεται συνεχώς. Η ισορροπία του υγρού που απορροφάται και του υγρού που παράγεται είναι πολύ σημαντική, καθώς μπορεί να προκαλέσει διαταραχή στον εγκέφαλο και στον νωτιαίο μυελό ή ακόμα και απόφραξη του συστήματος των κοιλιών [1].

Στο μεσολόβιο εμφανίζονται οι δύο πλάγιες κοιλίες που επικοινωνούν με την 3^η μέσω του τρήματος Monro και στην συνέχεια η 3^η με την 4^η κοιλία μέσω του υδραγωγού του Sylvius. Στην συνέχεια το εγκεφαλονωτιαίο υγρό μεταφέρεται στον υπαραχνοειδή χώρο, όπου και απορροφάται [1].

1.2.3 Μήνιγγες

Οι μήνιγγες του εγκεφάλου είναι μεμβράνες που βρίσκονται εσωτερικά του κρανιακού οστού και περιβάλλουν εξωτερικά τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό, προσφέροντας προστασία από κραδασμούς. Από έξω προς τα μέσα έχουμε την σκληρά, την αραχνοειδή και την χοριοειδή μήνιγγα. Η σκληρά βυθίζεται ελάχιστα και προβάλλει εντός της κρανιακής κοιλότητας ανάμεσα στο δεξί και το αριστερό ημισφαίριο, το ονομαζόμενο “δρέπανο” και ανάμεσα του πρόσθιου εγκεφάλου και της παρεγκεφαλίδας, το ονομαζόμενο “σκηνίδιο της

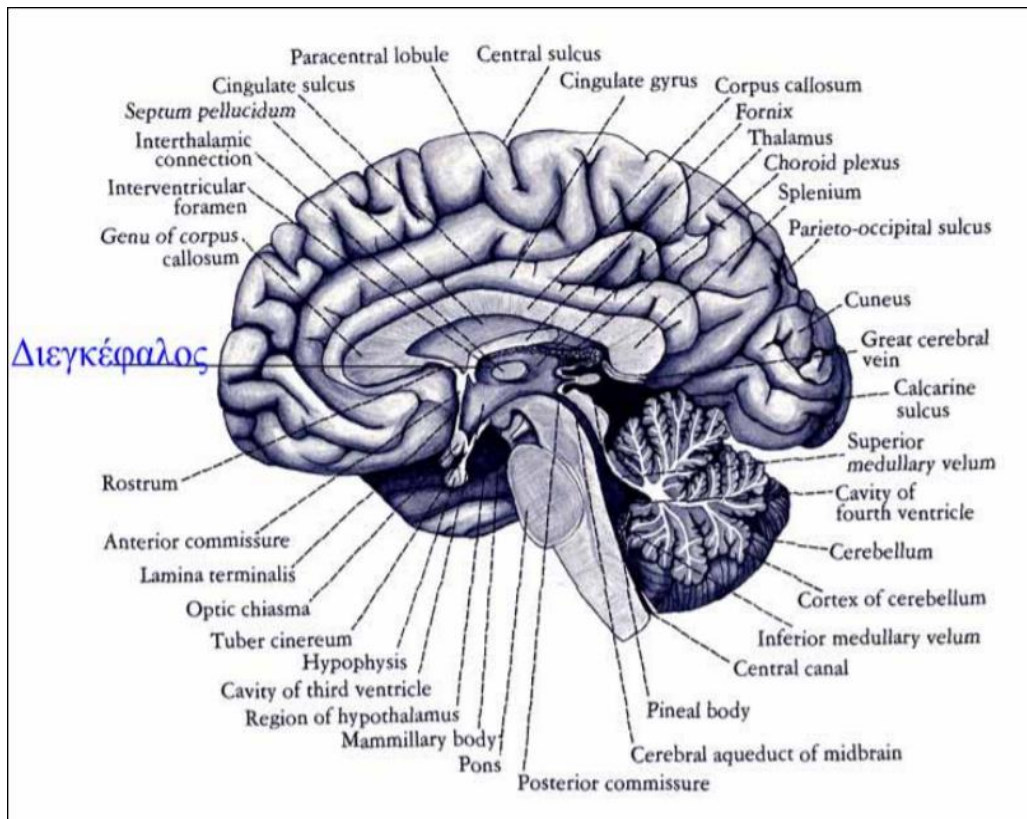
παρεγκεφαλίδας’’. Η σκληρά μήνιγγα και η αραχνοειδή σχηματίζουν τον υποσκληρίδιο χώρο. Στην συνέχεια η χοριοειδή μήνιγγα με την αραχνοειδή, δημιουργούν τον υπαραχνοειδή χώρο, όπου κολυμπά το εγκεφαλονωτιαίο υγρό [1].

1.3 Ο διάμεσος εγκέφαλος

Ο διάμεσος εγκέφαλος χωρίζεται σε τέσσερα (4) κύρια μέρη :

- A) τον θάλαμο**
- B) τον υποθάλαμο**
- Γ) τον επιθάλαμο**
- Δ) το μεταθάλαμο**

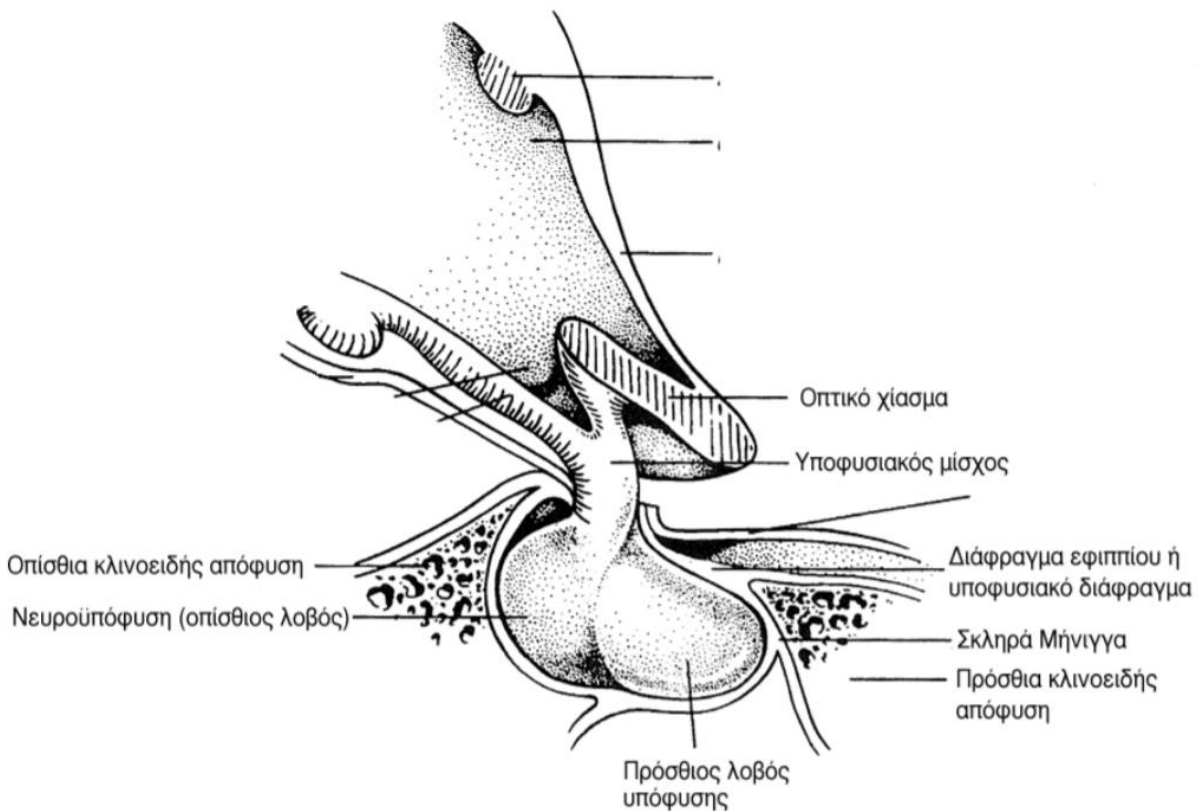
Ο διάμεσος εγκέφαλος ξεκινά κάτω από το μεσολόβιο, με ανώτατο όριο την οροφή της 3^{ης} κοιλίας και καταλήγει στο μίσχο της υπόφυσης και στα μαστία. Η κύρια λειτουργία του διάμεσου εγκεφάλου είναι να ενώσει το νευρικό σύστημα με το ενδοκρινές σύστημα.



<https://www.pharm.auth.gr/prion/CNS.pdf>

A) Ο θάλαμος αποτελείται από πυρήνες, οι οποίοι συνδέονται με τον εγκεφαλικό φλοιό και βρίσκονται εκατέρωθεν της 3^{ης} κοιλίας. Οι πυρήνες του μεταφέρουν όλες τις αισθητικές ικανότητες, με εξαίρεση την ικανότητα της όσφρησης. Επιπλέον, εμπλέκονται σε πολλές λειτουργίες όπως την συγκέντρωση, την μνήμη, την ρύθμιση ύπνου αλλά ακόμα και σωματικές και οργανικές λειτουργίες. Ο κίνδυνος τραυματισμού φέρει πολλαπλές συνέπειες, μέσα στις οποίες είναι και το κώμα.

B) Ο υποθάλαμος βρίσκεται ακριβώς κάτω από τον θάλαμο και αποτελείται και αυτός από πυρήνες. Βασικός του ρόλος είναι η σωστή λειτουργία όλων των αυτόνομων λειτουργιών όπως η θερμοκρασία, η ομοιόσταση, η σίτιση, ο μεταβολισμός, ο καρδιακός ρυθμός κ.α..



<https://eclass.uoa.gr/modules/document/file.php/PHS191/presentations/Hypothalamus.pdf>

Ο υποθάλαμος ξεκινάει από την υποθαλάμια αύλακα μέχρι το οπίσθιο όριο των μαστίων και περιλαμβάνει το οπτικό χιάσμα, την υπόφυση και τα μαστία.

Ταυτόχρονα στον υποθάλαμο γίνεται και η παραγωγή πολύ σημαντικών, για τον ανθρώπινο οργανισμό, ορμονών. Αφού παραχθούν αποθηκεύονται είτε στον πρόσθιο λοβό (αδενοϋπόφυση) είτε στον οπίσθιο λοβό (νευροϋπόφυση) της υπόφυσης. Οι ορμόνες που εκκρίνονται από τον οπίσθιο λοβό της υπόφυσης είναι:

- Η ωκυτοκίνη
- Η αντιδιουρητική ορμόνη

Ενώ στον πρόσθιο λοβό έχουμε την

- Σωματοτροπίνη (STH)
- Προλακτίνη
- Θυρεοειδοτρόπος ορμόνη (TSH)
- Αυξητική ορμόνη (GH)

Γ) Ο επιθάλαμος είναι το οπίσθιο τμήμα του διεγκέφαλου και λειτουργεί σαν σταθμός συσχετισμού και απαρτίωσης της οσφρητικής, σπλαχνοαισθητικών και σωματοαισθητικών οδών.

Δ) Ο μεταθάλαμος βρίσκεται στο οπίσθιο τμήμα της κατώτερης επιφάνειας του θαλάμου και αποτελείται από το έσω και έξω γονατώδες σώμα. Η κύρια λειτουργία των γονατώδων σωμάτων είναι να λειτουργούν ως σταθμοί για τις οδούς της οπτικοακουστικής πληροφορίας.

1.4 Μεσεγκέφαλος

Η μεσεγκέφαλος είναι το άνω, πρόσθιο τμήμα του εγκεφαλικού στελέχους. Η μεσεγκέφαλος είναι η περιοχή του εγκεφάλου που συνδέει το πρόσθιο εγκέφαλο προς το οπίσθιο εγκέφαλο. Η μεσεγκέφαλος και παρεγκεφαλίδα μαζί συνθέτουν το εγκεφαλικό στέλεχος. Το εγκεφαλικό στέλεχος συνδέει το νωτιαίο μυελό με τον εγκέφαλο.

Η μεσεγκέφαλος αποτελεί κέντρο περάσματος της οπτικοακουστικής πληροφορίας. Συγκεκριμένα, εκεί περνάει το κοινό κινητικό νεύρο – III, τροχλιακό νεύρο – IV, τρίδημο νεύρο – V, προσωπικό νεύρο – VII. Επομένως, η κίνηση των βλεφάρων, των οφθαλμών, και η ακοή. Επιπλέον στην μεσεγκέφαλο βρίσκεται και ο υδραγωγός του Sylvius, ο οποίος συνδέει την 3^η με την 4^η κοιλία, και χωρίζει την μεσεγκέφαλο σε δύο μέρη. Στο οπίσθιο μέρος, το τετράδυμο πέταλο, βρίσκονται τα δύο άνω διδύμια και στα δύο κάτω διδύμια. Τα άνω ευθύνονται για την όραση και τα κάτω για την ακοή. Τέλος, στο πρόσθιο μέρος μέσου εγκεφάλου υπάρχει μία εντομή (μεσοσκελιαίος βόθρος) που χωρίζει την μεσεγκέφαλο σε δεξιό και αριστερό εγκεφαλικό σκέλος. Στα εγκεφαλικά σκέλη υπάρχει η καλύπτρα και η μέλαινα ουσία στην οποία παράγεται η νευροδιαβιβαστή ντοπαμίνη.

1.5 Ο Οπίσθιος και έσχατος Εγκέφαλος

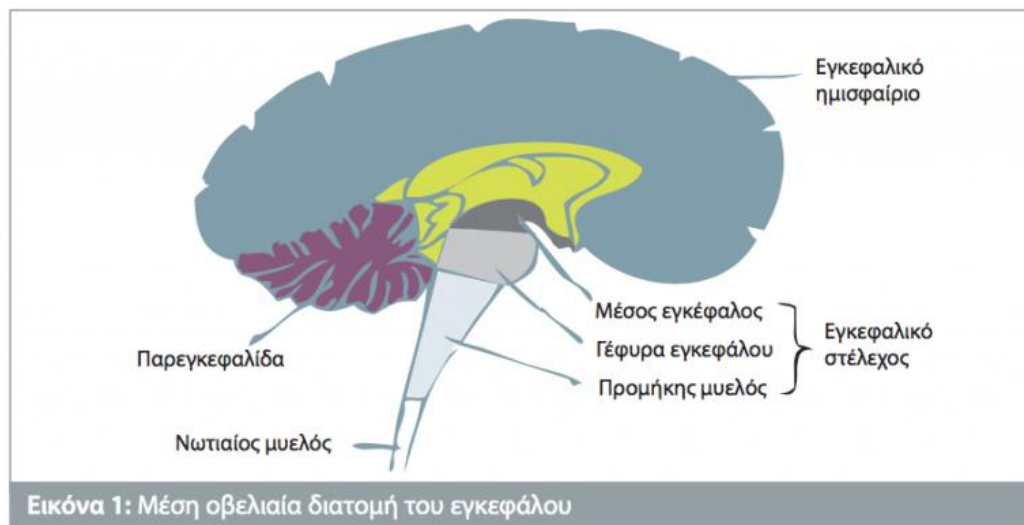
Ο οπίσθιος και έσχατος εγκέφαλος αποτελείται από:

- τη γέφυρα
- την παρεγκεφαλίδα και
- τον προμήκη μυελό

1.5.1 Εγκεφαλικό στέλεχος

Μέσω του στελέχους επιτυγχάνεται η μεταφορά πληροφορίας μεταξύ του πρόσθιου εγκεφάλου, του νωτιαίου μυελού και της παρεγκεφαλίδας. Αποτελείται από την γέφυρα, τον προμήκη μυελό και τον μεσεγκέφαλο. Το στέλεχος είναι υπεύθυνο για πολύ σημαντικές για την ζωή αυτοματοποιημένες ρυθμίσεις, όπως η ρυθμική κίνηση της καρδιάς και των πνευμόνων, ακόμα και του σωστού κύκλου του ύπνου [2].

Επιπρόσθετα, μέσω του στελέχους νευρώνονται πολλοί μύες, αδένες και αισθητικοί υποδοχείς της κεφαλής. Ακόμα νευρώνονται αρκετά όργανα της κοιλίας και του θώρακα [2].



<https://www.nephron.gr/enimerwsi-gia-tous-nephrou/egkefalikos-thanatos-telos-kai-arxi-zois/>

1.5.2 Παρεγκεφαλίδα

Η λειτουργία της παρεγκεφαλίδας είναι επικεντρωμένη στην κινητική του οργανισμού. Ρυθμίζει κίνηση και ισορροπία αλλά βλάβες της δεν προκαλούν παράλυση. Διαδραματίζει πολύ σημαντικό ρόλο στον συντονισμό της μυϊκής δραστηριότητας, καθώς γνωρίζει την χρονοθέτηση και την διαδοχή των κινήσεων [3]. Επιπλέον έχει συσχετιστεί με την ικανότητα μάθησης καθώς και με ανώτερες ικανότητες όπως λόγος, φαντασία, όνειρα, σχεδιασμός. [3]. Η παρεγκεφαλίδα αποτελείται από ένα εξωτερικό τοίχωμα κυττάρων που ονομάζεται ‘παρεγκεφαλιδικός φλοιός’ ενώ εσωτερικά έχει αρκετούς πυρήνες [2].

Χωρίζεται σε τρία (3) λειτουργικά τμήματα:

- την αρχιπαρεγκεφαλίδα (κροκυδοζώδης λοβός), η οποία ανταποκρίνεται σε ακουστικά ερεθίσματα και επιτρέπει την σωματική ισορροπία.
- τη παλαιοπαρεγκεφαλίδα (πρόσθιος λοβός), η οποία διαμορφώνει το μυϊκό τόνο, και διευθετεί την αντίληψη και τον προσανατολισμό.
- τη νεοπαρεγκεφαλίδα (μέσος λοβός), που διακανονίζει τις κινήσεις των άκρων ώστε να είναι αρμονικές και συνεργαζόμενα.

1.5.3 Νωτιαίος μυελός

Ο νωτιαίος μυελός λειτουργεί ως ένα μέσο μεταφοράς της πληροφορίας. Η πληροφορία ταξιδεύει μέσω αυτού από τον εγκέφαλο στην περιφέρεια. Ενώ μερική επιπρόσθετη επεξεργασία γίνεται στον νωτιαίο μυελό, το μεγαλύτερο μέρος του αποτελείται από ανοδικά και καθοδικά σήματα [4]. Επομένως οποιοσδήποτε τραυματισμός του νωτιαίου μυελού οδηγεί σε σημάδια, κλινικά εμφανή.

Ο σπογγώδης και ευαίσθητος νωτιαίος μυελός προστατεύεται από την σπονδυλική στήλη, που βοηθάει στην διατήρηση της συνολικής ορθοστασίας. Οι σπόνδυλοι στο κέντρο είναι κενοί και χρησιμεύουν ως κανάλι για την δίοδο του νωτιαίου μυελού. Στοιβάζονται μεταξύ τους με την βοήθεια ημιάκαμπτων δίσκων από χόνδρο και στα στενά κενά μεταξύ τους βρίσκονται δίοδοι, από τους οποίους εξωτερικεύουν τα νωτιαία νεύρα [5].

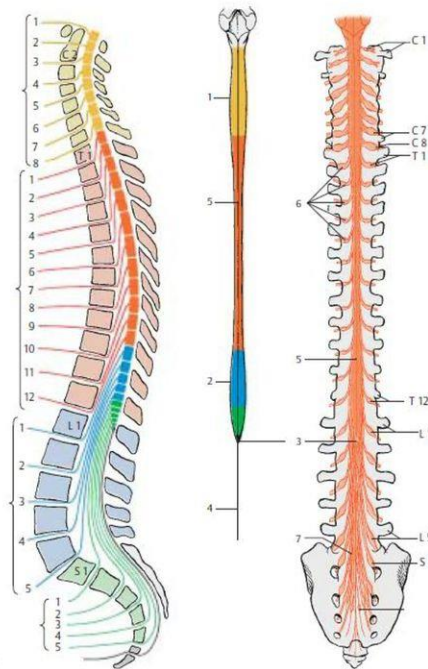
Ο νωτιαίος μυελός αποτελείται από 31 τμήματα (οκτώ αυχενικά, ένα θωρακικό, πέντε οσφυϊκά, 5 ιερά και ένα κοκκυγικό) [4]. Με εξαίρεση τον Θ1, όλα έχουν πρόσθια (κινητικά) και οπίσθια (αισθητικά) νεύρα. Τα νεύρα αποτελούνται από νευρικό ιστό και το εσωτερικό του περιέχει νευρώνες, γλοία και τα αιμοφόρα αγγεία. Ο νευρώνας είναι η βασική μονάδα του νευρικού ιστού, και αποτελείται από το κυτταρικό σώμα και τις προεξοχές που είναι σε θέση να

μεταδίδουν νευρικά σήματα. Οι προεξοχές αυτές χωρίζονται στους νευράξονες και στους δενδρίτες [5]. Οι νευράξονες μεταφέρουν το σήμα μακριά από το κυτταρικό σώμα ενώ το ακριβώς αντίθετο συμβαίνει με τους δενδρίτες.

Στην διατομή του νωτιαίου μυελού παρατηρείται το σχήμα **H**. Στην περιοχή αυτή, που ονομάζεται φαιά ουσία, περιέχονται οι νευρώνες και οι δενδρίτες. Στην περιφέρεια της φαιάς ουσίας βρίσκεται η λευκή ουσία. Το τμήμα της λευκής ουσίας περιέχει νευράξονες, οι οποίοι είναι καλυμμένοι με μια μονωτική ουσία, την μυελίνη. Η μυελίνη είναι υπόλευκη και επιτρέπει την ανοιχτή και ταχύ ροή των ηλεκτρικών σημάτων.

1. Αυχενικό όγκωμα
2. Οσφυϊκό όγκωμα
3. Μυελικός κώνος
4. Τελικό νημάτιο
6. Νωτιαία γάγγλια

A8
Θ12
Ο5
Ι5
Κ1-2



Α1 δεν έχει γάγγλιο

<https://slideplayer.gr/slide/14551166/>

1.6 Νευρικό κύτταρο

Το νευρικό σύστημα ενός ανθρώπινου οργανισμού χωρίζεται σε δύο βασικά τμήματα :

- α) στο Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ)
- β) στο Περιφερικό Νευρικό Σύστημα (ΠΝΣ).

Το ΚΝΣ αποτελείται από το Νωτιαίο Μυελό (Ν.Μ.) και τον εγκέφαλο ενώ το ΠΝΣ αποτελείται από τα νεύρα. Τα κύρια μέρη του ΚΝΣ περιβάλλονται από οστέινες δομές για την προστασία τους (το κρανίο για τον εγκέφαλο και τη σπονδυλική στήλη για το Νωτιαίο Μυελό), σε αντίθεση με τα μέρη του ΠΝΣ τα οποία δεν διαθέτουν κάποια δομή για προστασία. Στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία το ΚΝΣ είναι το κυρίαρχο σύστημα για τη μελέτη μας.

Το νευρικό σύστημα είναι αρκετά σύνθετο και διαθέτει σημαντικές λειτουργίες για τον ανθρώπινο οργανισμό. Η βασική μονάδα του νευρικού συστήματος είναι ο νευρώνας. Τα συγκεκριμένα είδη κυττάρων σχηματίζουν ένα σύνθετο δίκτυο εντός του ανθρώπινου σώματος το οποίο λαμβάνει, επεξεργάζεται, μεταφέρει και απαντά σε πληροφορίες – ερεθίσματα τα οποία λαμβάνει από το εξωτερικό περιβάλλον ή από το ίδιο το εσωτερικό περιβάλλον του σώματος . Οι νευρώνες μπορούν να διαιρεθούν στους αισθητήριους νευρώνες, στους κινητικούς νευρώνες και στους ενδιάμεσους νευρώνες. Κάθε νευρώνας αποτελείται από ένα κυτταρικό σώμα, στο οποίο προσαρτώνται μία ή περισσότερες αποφυάδες που ονομάζονται δενδρίτες και μία μακριά ουρά που ονομάζεται άξονας, ο οποίος διαδίδει το σήμα μακριά από το κύτταρο. Το πιο απομακρυσμένο άκρο του άξονα διακλαδίζεται σε νευρικές απολήξεις, οι οποίες μεταφέρουν το σήμα διαμέσου μικρών κενών σε άλλους νευρώνες. Ο άξονας είναι προέκταση του νευρικού κυττάρου και σαν κύρια λειτουργία του είναι η καθοδήγηση των ηλεκτρικών παλμών μακριά από το σώμα του κυττάρου. Κάποιοι άξονες καλύπτονται από ένα τμήμα το οποίο ονομάζεται μυελίνη. Η μυελίνη είναι μία λιπόφιλη ουσία, η οποία έχει μορφή κυλινδρικού περιβλήματος γύρω από τους άξονες. Ο βασικός της λειτουργικός της ρόλος είναι η αύξηση της ταχύτητας διάδοσης των ενεργών δυναμικών κατά μήκος της νευρικής ίνας. Επιπλέον η μυελίνη θεωρείται ένας τύπος μονωτικού υλικού εντός του ανθρώπινου σώματος καθώς δεν επιτρέπει στα ενεργά δυναμικά να την περνούν. Στις απομυελινωτικές παθήσεις εντοπίζονται αλλοιώσεις στο προστατευτικό περίβλημα των νευρικών ινών, προκαλώντας καταστροφή του έλυτρου μυελίνης, συνήθως πολυεστιακά [79], [80].

2. Μαγνητικός τομογράφος

Η μαγνητική τομογραφία – Μ.Τ. (είτε Magnetic Resonance Imaging - MRI , είτε Nuclear Magnetic Resonance - NMR) είναι μια ιατρική απεικονιστική μέθοδος για την εσωτερική απεικόνιση ενός οργανισμού, η οποία πραγματοποιείται εντός ενός μαγνήτη από τον οποίο εκμεταλλευόμαστε τη δυνατότητα παραγωγής ενός ισχυρού σταθερού και ομοιογενούς στατικού μαγνητικού πεδίου και λαμβάνουμε εικόνες σύμφωνα με κατάλληλες τεχνικές λήψης. Αναφερόμενοι στις τεχνικές λήψεις εννοούμε τη χρήση κατάλληλων RF παλμών (ραδιοπαλμών), βαθμιδωτών πηνίων και ενός ειδικού προγράμματος σε ισχυρό υπολογιστή από τα οποία έχουμε τη δυνατότητα να παράγουμε λεπτομερείς εικόνες από όλα τα μέρη του ανθρώπινου σώματος μαλακούς ιστούς, αγγεία κ.α. καθώς και να ερευνήσουμε ή να μελετήσουμε σε πραγματικό χρόνο τη ποσότητα βιοδεικτών ή τη λειτουργικότητα συστημάτων οργάνων κ.α. Κατανοούμε όλοι μας ότι η μαγνητική τομογραφία αποτελεί ένα σπουδαίο απεικονιστικό εργαλείο στα χέρια της ιατρικής κοινότητας και της ιατρικής ομάδας για τη διάγνωση παιδιατρικών ασθενειών με τεράστια περιθώρια ανάπτυξης, βελτίωσης και εξέλιξης σε όλους τους κλάδους της ακτινολογίας, όπως ισχύει και στη νευροαπεικόνιση με τα αποτελέσματα βελτιστοποίησης της να γίνονται εμφανώς ορατά στο σύντομο μέλλον.

2.1 Δομή Μαγνητικού Τομογράφου

Για την πραγματοποίηση μιας εξέτασης μαγνητικής τομογραφίας , η κύρια δομική κατασκευή ενός τμήματος αποτελείται από τρία βασικά μέρη : α) το απεικονιστικό σύστημα (gantry), β) τη κονσόλα χειρισμού γ) και τους υπολογιστές. Κάθε ένα από τα παραπάνω μέρη διαθέτει συγκεκριμένα υποσυστήματα, τα οποία συνεισφέρουν στη σωστή μεθοδολογία απόκτησης εικόνας της απεικονιστικής διαδικασίας.

Το απεικονιστικό σύστημα αποτελείται από το κυρίως μαγνήτη, τα πηνία ραδιοσυχνότητας, τα πηνία βαθμίδας, τα πηνία ομοιογένειας, την εξεταστική τράπεζα, το ηλεκτρονικό σύστημα υποστήριξης (Electronic Support System) και διάφορα βοηθήματα διαχείρισης του ασθενούς για τη ομαλή διαχείριση του ασθενούς κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

Ο κυρίως μαγνήτης είναι ο βασικός πυλώνας για την εγκατάσταση ενός τμήματος μαγνητικής τομογραφίας. Χρησιμοποιείται για την παραγωγή ενός ισχυρού σταθερού και ομοιογενούς στατικού μαγνητικού πεδίου (B_0). Βασικό κριτήριο για την επιλογή του είναι η ομοιογένειά του μαγνητικού πεδίου που δημιουργεί και η έντασή του. Υπάρχουν τρεις τύποι μαγνητών:

- 1) Μόνιμοι μαγνήτες
- 2) Μαγνήτες αντιστάσεως
- 3) Υπεραγώγιμοι μαγνήτες

Τα σύγχρονα τμήματα στη πλειοψηφία τους χρησιμοποιούν τους υπεραγωγίσιμους μαγνήτες. Οι υπεραγωγίσιμοι μαγνήτες είναι οι μόνοι που εφαρμόζονται σε συστήματα υψηλής έντασης καθώς μπορούν και παράγουν υψηλής έντασης μαγνητικά πεδία (από 0,5 Tesla και πάνω). Επιπλέον χαρακτηριστικά των υπεραγωγίσιμων μαγνητών είναι η διατήρηση του μαγνητικού τους πεδίου συνεχώς ενεργό, όλες τις ώρες της ημέρας, όλες τις ημέρες του χρόνου, ενώ πολύ σημαντικό για τη σωστή λειτουργία του είναι η χρησιμοποίηση κρυογενών υγρών, εντός του συστήματός του, με πιο σύνηθες από αυτά να είναι το υγροποιημένο ήλιο. Τέλος το απεικονιστικό σύστημα μπορεί να έχει τη δομή είτε κλειστού μαγνήτη, είτε ανοιχτού μαγνήτη. Η κυρίαρχη δομή που συναντάμε είναι οι κλειστοί μαγνήτες ενώ οι ανοιχτοί μαγνήτες προτιμώνται σε ασθενείς με κλειστοφοβία (μέσα σε αυτή τη κατηγορία εντάσσονται και παιδιατρικοί ασθενείς που δεν μπόρεσαν να πραγματοποιήσουν την εξέταση σε κλειστό μαγνήτη λόγω φοβίας για τη δομή του μηχανήματος).



<https://newcastleclinic.co.uk/open-mri-image-quality-compare-scanners/>

Μονάδα μέτρησης της έντασης ενός μαγνητικού πεδίου όπως αναφέραμε και πιο πάνω είναι τα Tesla (T=Tesla). Η ένταση των μαγνητικών πεδίων που χρησιμοποιείται για κλινική πράξη κυμαίνεται από 0,1 T έως 3 T ενώ σε ερευνητικό στάδιο βρίσκονται τα 7 T και πάνω.

Τα πηνία ραδιοσυχνότητας (RF coils) είναι απαραίτητα για την επίτευξη της διαδικασίας του συντονισμού και πιο συγκεκριμένα χρησιμοποιούνται για την διέγερση των εξεταζόμενων ιστών και την ανίχνευση του σήματός τους. Η λειτουργικότητα των πηνίων ραδιοσυχνότητας μπορεί να είναι είτε μόνο ως δέκτη (Receiver coils), είτε μόνο ως πομπού (Transmit coils), είτε ως πομπού και δέκτη (Transmit-Receiver coils) μαζί. Μερικά πηνία ραδιοσυχνότητας είναι το πηνίο σώματος (body coil), το πηνίο κεφαλής (head coil), τα πηνία άκρων (extremity coils) κ.α..

Τα πηνία βαθμίδας (Gradient coils) είναι ενσωματωμένα στο εσωτερικό του συστήματος του κυρίως μαγνήτη και δεν είναι ορατά με το γυμνό οφθαλμό. Η ενεργοποίησή τους δημιουργεί χωρικά μεταβαλλόμενα βαθμιδωτά μαγνητικά πεδία (Gradient fields) στους τρεις άξονες (x , y και z άξονες), ώστε να σχηματιστεί η εικόνα. Δηλαδή έχουν σαν βασικό στόχο την δημιουργία του χωρικού προσδιορισμού του σήματος που εκπέμπουν οι εξεταζόμενοι ιστοί κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Σαν δομή αποτελούνται από τρία σετ πηνίων παράλληλα το καθένα από τις διευθύνσεις x , y , z (τα πηνία βαθμίδας x, τα πηνία βαθμίδας y και τα πηνία βαθμίδας z).

Τα πηνία ομοιογένειας (Shimming coils) χρησιμοποιούνται για να διατηρούν την ομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου του κυρίως μαγνήτη και εντοπίζονται στο εσωτερικό του συστήματος.

Η εξεταστική κλίνη (patient couch) αποτελεί το μέσο εισαγωγής του ασθενούς εντός του gantry. Ο ασθενής ξαπλώνει σε όλη την επιφάνεια της κλίνης με στόχο να αποκτήσει μια άνετη θέση χωρίς να κουνήσει κάποιο μέρος του σώματός του κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Οι κινήσεις τις οποίες μπορεί να κάνει ο τεχνολόγος ακτινολογίας-ακτινοθεραπείας με τη βοήθεια πίνακα ελέγχου (με κουμπιά για να κινήσει τη κλίνη) είναι είτε η μετακίνηση πάνω-κάτω, είτε μέσα-έξω με στόχο να μετακινηθεί ο ασθενής εντός του μηχανήματος και η περιοχή ενδιαφέροντος που πρόκειται να εξεταστεί να βρεθεί στο κέντρο του μαγνήτη (ισόκεντρο), όπου μπορούμε να λάβουμε και το υψηλότερο σήμα κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

Τέλος, κλείνοντας με το απεικονιστικό σύστημα του μαγνητικού τομογράφου δεν μπορούμε να παραλείψουμε το ηλεκτρονικό σύστημα υποστήριξης (Electronic Support System) το οποίο παρέχει ηλεκτρική τάση και ηλεκτρικό ρεύμα σε όλα τα μέρη του μαγνήτη όπως τα πηνία βαθμίδας, το μαγνήτη, τους υπολογιστές κ.α. και τα διάφορα βοηθήματα διαχείρισης του ασθενούς τα οποία είναι απαραίτητα για την ορθή διαδικασία της εξέτασης. Μερικά παραδείγματα είναι ο αυτόματος εγχυτής (automatic injector), ειδικοί αισθητήρες για παρακολούθηση αναπνοής, της καρδιάς με τη μορφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG), φωτάκι επικέντρωσης, υποδοχές σύνδεσης των πηνίων ραδιοσυχνότητας κ.α. για τη ομαλή διαχείριση του ασθενούς κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

Η κονσόλα χειρισμού είναι το πολύτιμο εργαλείο του τεχνολόγου ακτινολογίας-ακτινοθεραπείας από την έναρξη έως την ολοκλήρωση μίας εξέτασης στο μαγνητικό τομογράφο. Πιο ειδικά αποτελεί τον διαχειριστή των βασικότερων και κυριότερων λειτουργιών του τμήματος. Συνήθως εντοπίζεται εντός ενός δωματίου ελέγχου (control room) το οποίο είναι κοντά στο δωμάτιο εξέτασης του μαγνήτη. Περιλαμβάνει μόνιτορ, πληκτρολόγιο, μονάδες ενδοεπικοινωνίας μεταξύ δωματίου ελέγχου και μαγνήτη, μόνιτορ κλειστού κυκλώματος για την οπτική παρακολούθηση του ασθενούς. Η κονσόλα χειρισμού μέσω των υπολογιστών ελέγχει την ορθή εκκίνηση ή το τερματισμό του συστήματος του μαγνήτη ενώ επιπλέον ελέγχει τις παραμέτρους σάρωσης των δεδομένων και τις παραμέτρους επεξεργασίας και διαχείρισης των εικόνων.

Οι υπολογιστές έχουν τη κύρια ευθύνη ελέγχου όλων των υποσυστημάτων και της σωστής διαχείρισης των εικόνων σάρωσης που λαμβάνουμε. Πιο συγκεκριμένα παρέχουν τη δυνατότητα για επεξεργασία των δεδομένων στον ανασχηματισμό της εικόνας , την επεξεργασία , τη

παρουσίαση και την αποθήκευση των εικόνων σάρωσης. Σημαντικοί όροι οι οποίοι δεν πρέπει να παραλειφθούν είναι το PACS (Picture Archiving and Communication System) και το DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine). Το PACS επιτρέπει την αποστολή, λήψη και αποθήκευση δεδομένων από το ευρύτερο δίκτυο του ακτινολογικού ενώ το πρότυπο DICOM είναι υπεύθυνο για τη μεταφορά και παρουσίαση των ψηφιακών εικόνων που παράγονται [60], [75], [76].



https://www.siemens-healthineers.com/ar/magnetic-resonance-imaging/clinical-specialities/pediatric-mri#Clinical_Use

2.2 Ασφάλεια και ζώνες ασφαλείας στον μαγνητικό τομογράφο

Σε σύγκριση με άλλους τρόπους ιατρικής απεικόνισης, η μαγνητική τομογραφία (MRI) παρέχει υψηλότερη αντίθεση μαλακού ιστού και οι φυσιολογικές και πρακτικές χρήσεις της έχουν συμβάλει σε σημαντική αύξηση των παγκόσμιων σαρώσεων μαγνητικής τομογραφίας. Επομένως, απαιτείται αυστηρή γνώση προστασίας στον μαγνητικό τομογράφο για την προστασία των ασθενών και του λοιπού προσωπικού υγειονομικής περίθαλψης από τις πιθανές βιολογικές επιδράσεις και τους κινδύνους των μαγνητικών πεδίων στο χώρο μαγνητικού τομογράφου. Για όλους τους επαγγελματίες υγείας που εργάζονται στον μαγνητικό τομογράφο ή παραπέμπουν τους ασθενείς σε σαρώσεις μαγνητικής τομογραφίας, είναι σημαντική η επίγνωση της λειτουργίας των ζωνών ασφαλείας, καθώς και οι απαιτήσεις καταλληλότητας για μαγνητική τομογραφία. Είναι επίσης κρίσιμο ότι η προστασία της μαγνητικής τομογραφίας και η

συμβατότητα των ιατρικών συσκευών και των εμφυτευμάτων πρέπει να δοκιμάζονται από ακτινολόγους, παραπέμποντες γιατρούς και τεχνολόγους MR, επειδή είναι επίσης οι πρώτοι πάροχοι υγειονομικής περίθαλψης που μιλούν σε έναν ασθενή σχετικά με μια εξέταση μαγνητικής τομογραφίας, πιθανούς κινδύνους και ασφάλεια MRI.

2.2.1 Μαγνητικά πεδία σε έναν χώρο μαγνητικού τομογράφου

Τα μαγνητικά πεδία που βρίσκονται σε έναν χώρο μαγνητικού τομογράφου είναι τρία:

1) Οι σαρωτές κλινικής μαγνητικής τομογραφίας έχουν στατικό μαγνητικό πεδίο B_0 που κυμαίνεται από **0,2 έως 3 T** [53]. Το B_0 είναι τάξεις μεγέθους μεγαλύτερες από το μαγνητικό πεδίο της Γης, οι οποίες μπορούν να στρέψουν, να προσελκύσουν και να προωθήσουν τα σιδηρομαγνητικά αντικείμενα προς την κατεύθυνση του ανοίγματος των οπών ενός σαρωτή μαγνητικής τομογραφίας. Τα εμφυτευμένα όργανα, όπως αντλίες και βηματοδότες, μπορούν επίσης να αλληλεπιδράσουν με το B_0 [52]. Ο κύριος κίνδυνος αφορά τα σιδηρομαγνητικά αντικείμενα (τα βλήματα), τα οποία ανεξάρτητα το μέγεθος, μπορούν να οδηγήσουν σε σοβαρό τραυματισμό, έως μέχρι και θάνατο. Ο κίνδυνος είναι ανάλογος της δύναμης του στατικού μαγνητικού πεδίου. Επιπλέον, όσο αυξάνεται η απόσταση από το κέντρο του μαγνήτη, τόσο μειώνεται η ένταση του μαγνητικού πεδίου. Παρ' όλα αυτά το περιβάλλον μαγνητικό πεδίο είναι αρκετά μεγάλο, με αποτέλεσμα να επηρεάζει συσκευές όπως σκληροί δίσκοι και βηματοδότες. Για την ασφάλεια του κοινού, μια γραμμή γύρω από τον μαγνήτη σχεδιάζεται, η οποία συμπίπτει με ένταση **0,5 mT**. Ένα υλικό το οποίο είναι μέσα στον κύκλο της γραμμής χαρακτηρίζεται MR safe, MR conditional ή MR unsafe

- MR safe: υλικό πλήρως ασφαλές για είσοδο στον μαγνήτη.
- MR conditional: υλικό ασφαλές μόνο για ένα συγκεκριμένο είδους μαγνήτη και τις συνθήκες που έχει δοκιμαστεί.
- MR unsafe: υλικό επικίνδυνο για τον ασθενή και την ποιότητα εικόνας.

2) Ένα πεδίο B_1 ραδιοσυχνότητας (RF) που είναι της τάξης του 1 T και σχηματίζεται από RF-πηνία. Αυτό μπορεί δυνητικά να συμβάλει στη θέρμανση των ιστών, ειδικά όταν υπάρχουν εμφυτεύματα [54]. Η αναμενόμενη εναπόθεση ενέργειας στον ασθενή, εξαρτάται από το βάρος του ασθενή και τα Watts των παλμών RF και ονομάζεται SAR (Specific Absorption Rate). Βλάβη από θέρμανση προκαλείται και όταν καλώδια είναι σε επαφή με το γυμνό δέρμα του ασθενή, καθώς αυτά θερμαίνονται. Επομένως προστασία με μονωτικό υλικό ή ύφασμα είναι απαραίτητη σε μια τέτοια περίπτωση.

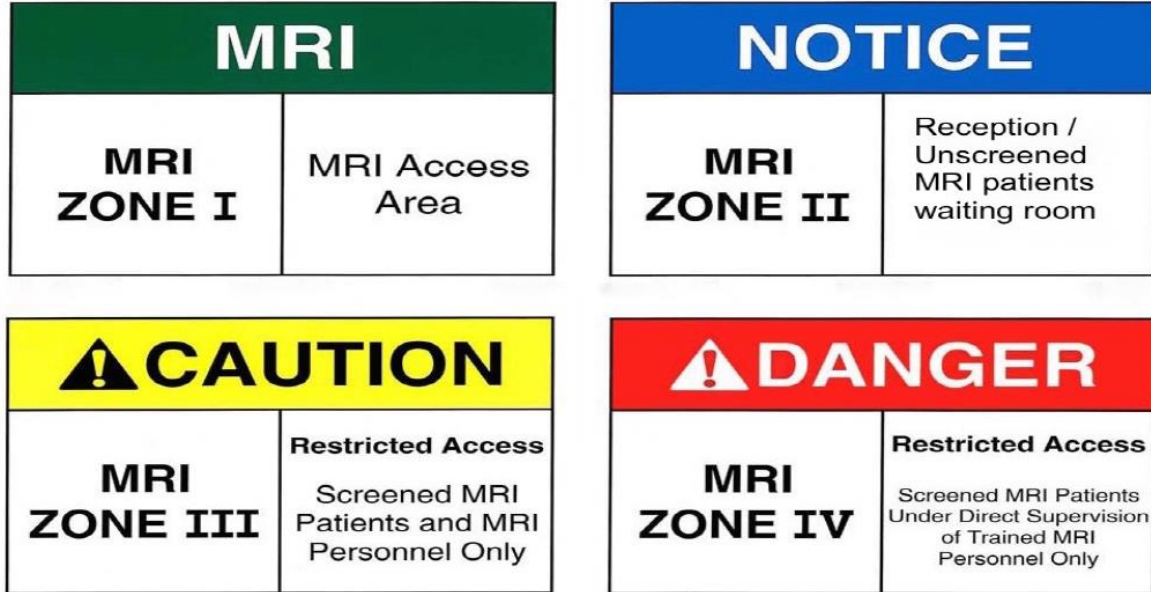
Συμπληρωματικά ο ασθενής δε πρέπει να έχει σε επαφή μεταξύ τους, τα άνω και κάτω άκρα του, καθώς έτσι δημιουργεί κύκλωμα αγωγιμότητας.

- 3) Χρονικά μεταβαλλόμενα βαθμιδωτά πεδία με πλάτη της τάξης των 100 mT / m και τιμές κλίσης έως 200 mT / m / m [52]. Για την χωρική κωδικοποίηση του σήματος MRI, εφαρμόζονται τα βαθμιδωτά πεδία ταχείας εναλλαγής και μπορεί να προκαλέσουν διέγερση περιφερικού νεύρου και θέρμανση εμφυτεύματος. Στον χώρο σάρωσης μαγνητικής τομογραφίας, είναι συχνά υπεύθυνοι για θόρυβο που μπορεί να υπερβεί τα όρια των 100 dB ή περισσότερο και ενδεχομένως να οδηγήσει σε απώλεια ακοής [55].

2.2.2 Ζώνες ασφαλείας

Τέσσερις ξεχωριστές περιοχές προτείνονται γύρω από το σαρωτή μαγνητικής τομογραφίας [56]. Σε εγκαταστάσεις MRI και νοσοκομεία, η πρόσβαση σε αυτές τις ζώνες είναι περιορισμένη και τα όρια κάθε ζώνης σε αυτό το σύστημα προστασίας τεσσάρων ζωνών καθορίζονται από τη λειτουργία και την απόσταση από τον σαρωτή MRI [57]. Λόγω της τρισδιάστατης επέκτασης του μαγνητικού πεδίου, ορισμένες ζώνες μπορούν να εκτείνονται σε άλλες περιοχές ή δάπεδα της εγκατάστασης.

- 1) Ζώνη ασφαλείας I:
περιοχή στην οποία μπορεί να εισέλθει το κοινό και οι ασθενείς και το προσωπικό εισέρχονται στον χώρο του MRI.
- 2) Ζώνη ασφαλείας II:
χώρος υποδοχής ασθενών με σκοπό την συμπλήρωση του ερωτηματολογίου ασφαλείας και χώρο για να αφήσει ο ασθενής τα προσωπικά του αντικείμενα.
- 3) Ζώνη ασφαλείας III:
ελεγχόμενος χώρος στον οποίο βρίσκεται ο τεχνολόγος ακτινολόγος και περιορίζεται από την ελεύθερη είσοδο. Εδώ βρίσκεται η αίθουσα ελέγχου του μαγνήτη και μέσα στη ζώνη III, επιτρέπεται μόνο εγκεκριμένο προσωπικό και ασθενείς που θα υποβληθούν σε έλεγχο μαγνητικής τομογραφίας.
- 4) Ζώνη ασφαλείας IV:
στην αίθουσα αυτή βρίσκεται ο μαγνήτης. Πρέπει να έχει ειδικά προειδοποιητικά σήματα σχετικά με το έντονο μαγνητικό πεδίο και τους σχετικούς κινδύνους.



<https://www.magmedix.com/mri-zone-signs-reflective.html>

2.3 Διαδικασίες και αντενδείξεις πριν την εξέταση μαγνητικής τομογραφίας.

Η σάρωση μαγνητικής τομογραφίας είναι απαραίτητη πριν από οποιαδήποτε εξέταση και αξιολογεί τις μαγνητικές και γεωμετρικές ιδιότητες των εμφυτευμάτων ή ξένων σωμάτων και τις πιθανές αλληλεπιδράσεις τους σε περιβάλλον μαγνητικής τομογραφίας με μαγνητικά πεδία [58]. Είναι σημαντικό να απομακρυνθούν τυχόν αντικείμενα που θα μπορούσαν ενδεχομένως να επηρεάσουν τα μαγνητικά πεδία, προτού επιτραπεί σε κανέναν να έχει πρόσβαση στη αίθουσα MRI. Προκειμένου να αποφευχθούν μεταλλικοί συνδετήρες, χαλαρά μεταλλικά υλικά ή μεταλλικά νήματα σε ρούχα στο χώρο MRI, συνιστάται στους ασθενείς να φορούν νοσοκομειακό φόρεμα ασθενών στο χώρο MRI [59]. Επιπλέον το μαγνητικό πεδίο είναι μονίμως ενεργό, ακόμα και όταν το σύστημα είναι εκτός λειτουργίας. Προκειμένου να συμμορφώνεται με όλους τους νόμους περί ασφάλειας, ο εξεταζόμενος ενημερώνεται από το εκπαιδευτικό προσωπικό της έρευνας και του υποβάλλεται ερωτηματολόγιο σχετικά με το ιστορικό και την ασφάλεια της εξέτασης.

MAGNETIC RESONANCE (MR) PROCEDURE SCREENING FORM FOR PATIENTS

Date: ___/___/___ Patient Number: _____

Name: Last name First name Middle initial Age _____ Height _____ Weight _____

Date of Birth: ___/___/___ Male Female Body Part to be Examined: _____

Address: month day year Telephone (home) (____) ____-____

City: _____ Telephone (work) (____) ____-____

State: _____ Zip Code: _____

Reason for MRI and/or Symptoms: _____

Referring Physician: _____ Telephone: (____) ____-____

1. Have you had prior surgery or an operation (e.g., arthroscopy, endoscopy, etc.) of any kind? No Yes
 If yes, please indicate the date and type of surgery:
 Date: ___/___/___ Type of surgery: _____

2. Have you had a prior diagnostic imaging study or examination (MRI, CT, Ultrasound, X-ray, etc.)? No Yes
 If yes, please list: Body part: _____ Date: ___/___/___ Facility: _____

MRI	CT/CA/ Scan	X-Ray	Ultrasound	Nuclear Medicine	Other
_____	_____	_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____	_____	_____

3. Have you experienced any problem related to a previous MRI examination or MR procedure? No Yes
 If yes, please describe: _____

4. Have you had an injury to the eye involving a metallic object or fragment (e.g., metallic splinters, shavings, foreign body, etc.)? No Yes
 If yes, please describe: _____

5. Have you ever been injured by a metallic object or foreign body (e.g., BB, bullet, shrapnel, etc.)? No Yes
 If yes, please describe: _____

6. Are you currently taking or have you recently taken any medication or drug? No Yes
 If yes, please list: _____

7. Are you allergic to any medication? No Yes
 If yes, please list: _____

8. Do you have a history of asthma, allergic reaction, respiratory disease, or reaction to a contrast medium or dye used for an MRI, CT, or X-ray examination? No Yes

9. Do you have anemia or any diseases that affects your blood, a history of renal (kidney) disease, renal (kidney) failure, renal (kidney) transplant, high blood pressure (hypertension), liver (hepatic) disease, a history of diabetes, or seizures? No Yes
 If yes, please describe: _____

For female patients:

10. Date of last menstrual period: ___/___/___ Post menopausal? No Yes

11. Are you pregnant or experiencing a late menstrual period? No Yes

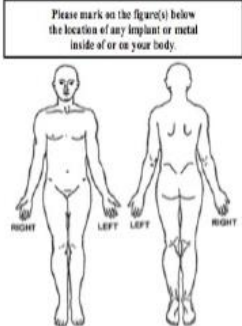
12. Are you taking oral contraceptives or receiving hormonal treatment? No Yes

13. Are you taking any type of fertility medication or having fertility treatment? No Yes
 If yes, please describe: _____

14. Are you currently breastfeeding? No Yes

⚠ WARNING: Certain implants, devices, or objects may be hazardous to you and/or may interfere with the MR procedure (i.e., MRI, MR angiography, functional MRI, MR spectroscopy). Do not enter the MR system room or MR environment if you have any question or concern regarding an implant, device, or object. Consult the MRI Technologist or Radiologist BEFORE entering the MR system room. The MR system magnet is ALWAYS ON.

- Please indicate if you have any of the following:
- Yes No Aneurysm clip(s)
 - Yes No Cardiac pacemaker
 - Yes No Implanted cardioverter defibrillator (ICD)
 - Yes No Electronic implant or device
 - Yes No Magnetically-activated implant or device
 - Yes No Neurostimulation system
 - Yes No Spinal cord stimulator
 - Yes No Internal electrodes or wires
 - Yes No Bone growth/boon fusion stimulator
 - Yes No Cochlear, otologic, or other ear implant
 - Yes No Insulin or other infusion pump
 - Yes No Implanted drug infusion device
 - Yes No Any type of prosthesis (eye, pencil, etc.)
 - Yes No Heart valve prosthesis
 - Yes No Eyelid spring or wire
 - Yes No Artificial or prosthetic limb
 - Yes No Metallic stent, filter, or coil
 - Yes No Shunt (spinal or intraventricular)
 - Yes No Vascular access port and/or catheter
 - Yes No Radiolysis seeds or implants
 - Yes No Swan-Ganz or thermodynamic catheter
 - Yes No Medication patch (Nitroline, Nitroglycerine)
 - Yes No Any metallic fragment or foreign body
 - Yes No Wire mesh implant
 - Yes No Tissue expander (e.g., breast)
 - Yes No Surgical staples, clips, or metallic sutures
 - Yes No Joint replacement (hip, knee, etc.)
 - Yes No Bone/joint pin, screw, nail, wire, plate, etc.
 - Yes No I.I.D., diaphragm, or pessary
 - Yes No Dentures or partial plates
 - Yes No Tattoo or permanent makeup
 - Yes No Body piercing jewelry
 - Yes No Hearing aid
- (Remove before entering MR system room)*
- Yes No Other implant _____
 - Yes No Breathing problem or motion disorder
 - Yes No Claustrophobia



⚠ IMPORTANT INSTRUCTIONS

Before entering the MR environment or MR system rooms, you must remove all metallic objects including hearing aids, dentures, partial plates, keys, zipper, cell phone, eyeglasses, hair pins, barrettes, jewelry, body piercing jewelry, watch, safety pins, paperclips, money clip, credit cards, bank cards, magnetic strip cards, coins, pens, pocket knife, nail clipper, tools, clothing with metal fasteners, & clothing with metallic threads.

Please consult the MRI Technologist or Radiologist if you have any question or concern BEFORE you enter the MR system room.

NOTE: You may be advised or required to wear earplugs or other hearing protection during the MR procedure to prevent possible problems or hazards related to acoustic noise.

I attest that the above information is correct to the best of my knowledge. I read and understand the contents of this form and had the opportunity to ask questions regarding the information on this form and regarding the MR procedure that I am about to undergo.

Signature of Person Completing Form: _____ Date: ___/___/___

Form Completed By: Patient Relative Nurse _____
 Print name Relationship to patient

Form Information Reviewed By: _____
 Print name Signature

MRI Technologist Nurse Radiologist Other _____

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

Σημαντικό να γνωρίζει ένας ακτινολόγος, ακτινοφυσικός και ακτινολόγος τεχνολόγος που μπορεί να συμβουλευτεί για να μάθει τις τελευταίες τεχνικές ασφάλειας γύρω από τον μαγνητικό τομογράφο. Η ιστοσελίδα www.mrisafety.com παρέχει “The List”, έναν ηλεκτρονικό κατάλογο που περιλαμβάνει συσκευές και εμφυτεύματα, ασφαλή για τον μαγνητικό τομογράφο με τις επιτρεπόμενες αντοχές μαγνητικού πεδίου και περιορισμούς.

Παρακάτω αναφέρονται οι κυριότερες αντενδείξεις:

- Καρδιακός βηματοδότης
- Μεταλλικά θραύσματα σε ζωτικά σημεία
- Καθετήρας Swan-Ganz

Υλικά που αποτελούν σχετικές αντενδείξεις (MR conditional) για εξέταση με μαγνητικό τομογράφο είναι:

- Clip ενδοκρανιακού ανευρύσματος
- Καρωτιδικά προθέματα
- Κοχλιακά εμφυτεύματα
- Ενδοκογχικά εμφυτεύματα
- Ορθοπεδικά εμφυτεύματα και προθέσεις (μπορεί να μετακινηθούν ή να θερμανθούν)
- Χειρουργικά clips
- Προσθετικές βαλβίδες καρδιάς
- Ομπρέλα κάτω κοίλης φλέβας και stents (αν έχουν τοποθετηθεί τουλάχιστον πριν 6 βδομάδες) [60]

2.4 Βασικές αρχές μαγνήτισης

Για την διεκπεραίωση μιας τυπικής εξέτασης ρουτίνας στο Μαγνητικό Τομογράφο , θα πρέπει να ακολουθηθεί μια αυστηρά καθορισμένη σειρά συμβάντων από τα οποία και θα δημιουργηθεί η επιθυμητή κλινικά διαγνωστική εικόνα που ζητείται. Επιγραμματικά τα γεγονότα είναι τα εξής:

α) Δημιουργία μαγνήτισης (Διαμήκης Μαγνήτιση) με την κατάλληλη τοποθέτηση του ασθενούς , επικεντρώνοντας στην επιθυμητή εξεταζόμενη ανατομική περιοχή , μέσα σε ισχυρό μαγνήτη (ισχυρό μαγνητικό πεδίο).

β) Διαταραχή της μαγνήτισης με ρίψη (ή αποστολή) κατάλληλου παλμού ραδιοσυχνότητας (ΡΣ) στο εξεταζόμενο ανατομικό θέμα.

γ) Διακοπή του παλμού ΡΣ και χαλάρωση της μαγνήτισης στη θέση ισορροπίας.

δ) Λήψη επιθυμητού σήματος που εκπέμπεται από τον ίδιο τον ασθενή και πιο συγκεκριμένα λήψη υψηλού σήματος από την περιοχή ενδιαφέροντος.

στ) Τέλος επανάληψη των παραπάνω συμβάντων μέχρι τον σχηματισμό κλινικά διαγνωστικής ιατρικής εικόνας.

Τα συμβάντα που αναφέρθηκαν πιο πάνω αποτελούν μια καλή βάση για την πλήρη εμπάθυνση και κατανόηση των φυσικών αρχών μαγνητικής τομογραφίας που θα μελετηθούν αναλυτικά στο κεφάλαιο αυτό.

Στην απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό χρειαζόμαστε πυρήνες με περιττό αριθμό πρωτονίων , για την δημιουργία μακροσκοπικής μαγνήτισης (M_0) η οποία θα είναι παράλληλη με τη διεύθυνση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου (B_0) και ονομάζεται διαμήκης μαγνήτιση. Σαν πηγή σήματος που εκμεταλλευόμαστε για τον σχηματισμό εικόνας στο συγκεκριμένο απεικονιστικό σύστημα είναι η αξιοποίηση των πρωτονίων του υδρογόνου (H). Η επιλογή του συγκεκριμένου χημικού στοιχείου γίνεται για δύο λόγους:

- 1) βρίσκεται σε αφθονία μέσα στον άνθρωπο (75-80 % η κατανομή του υδρογόνου εντός του ανθρώπινου σώματος)
- 2) και το άτομο του διαθέτει στο πυρήνα του ένα πρωτόνιο και κανένα νετρόνιο προσδίδοντας του σχετικά μεγάλη μαγνητική ροπή. Το πρωτόνιο (έχει θετικό ηλεκτρικό φορτίο) που αποτελεί τον πυρήνα ενός ατόμου H περιστρέφεται γύρω από τον άξονά του , η κίνηση του οποίου (ρεύμα) προκαλεί τη δημιουργία μαγνητικού πεδίου και εξαιτίας αυτού του φαινομένου θα μπορούσε να χαρακτηριστεί σαν ένας μικρός μαγνήτης.

Πριν την εφαρμογή ισχυρού μαγνητικού πεδίου, είναι γνωστό ότι ο προσανατολισμός των πρωτονίων του H, μέσα στο χώρο, έχει τυχαία διεύθυνση αλλά με την ένταξή τους μέσα σε ισχυρό στατικό μαγνητικό πεδίο B_0 τα πρωτόνια προσανατολίζονται είτε παράλληλα είτε αντιπαράλληλα με το μαγνητικό πεδίο σαν μαγνητικές βελόνες που τείνουν να ευθυγραμμιστούν με τις δυναμικές γραμμές του μαγνητικού πεδίου. Ο λόγος που προκύπτουν αυτοί οι δύο προσανατολισμοί είναι γιατί έχουμε αντιστοίχιση των πρωτονίων σε δύο διαφορετικές ενεργειακές στάθμες, τη χαμηλή ενεργειακή στάθμη στην οποία εντάσσονται τα παράλληλα ενώ τα πρωτόνια που βρίσκονται στην υψηλότερη ενεργειακή στάθμη είναι τα αντιπαράλληλα. Τα παράλληλα θα είναι πάντα λίγα περισσότερα (καθώς είναι πιο εύκολο να μεταβούν σε κατάσταση χαμηλής στάθμης ενέργεια) και θα έχουν την ίδια φορά με το μαγνητικό πεδίο (δηλαδή θα είναι παράλληλα με αυτό). Ο λόγος μεταξύ παράλληλων και αντιπαράλληλων πρωτονίων είναι ευθέως ανάλογος της έντασης του στατικού μαγνητικού πεδίου και αντιστρόφως ανάλογος της θερμοκρασίας. Είναι γεγονός ότι τα πρωτόνια αλλάζουν συνεχώς μεταξύ των δύο ενεργειακών καταστάσεων όμως κάθε στιγμή τα παράλληλα θα είναι πάντα λίγα περισσότερα.

Τέλος μελετώντας τα πρωτόνια σχετικά με το τρόπο που κινούνται είναι γνωστό ότι εκτελούν Μεταπτωτική κίνηση (Precession). Πιο αναλυτικά κάθε πρωτόνιο εκτελεί μεταπτωτική κίνηση γύρω από τον άξονα του μαγνητικού πεδίου με συχνότητα περιστροφής f που υπολογίζεται από την εξίσωση Larmor:

$$f = \gamma * B_0$$

- f = συχνότητα περιστροφής του πρωτονίου
- γ = σταθερά που καλείται γυρομαγνητικός λόγος (S.I. : MHz / Tesla)

– B_0 = ένταση εξωτερικού μαγνητικού πεδίου

Ο γυρομαγνητικός λόγος του H είναι 42,57 Mhz / Tesla.

2.4.1 Συντονισμός

Η διαμήκης μαγνήτιση που προκύπτει από τη τοποθέτηση του ασθενή μέσα σε ισχυρό μαγνήτη δεν μπορεί να μετρηθεί καθώς είναι παράλληλη με το B_0 ($M_0 // B_0$). Για την πραγματοποίηση της μέτρησης θα πρέπει να στραφεί η μαγνήτιση και πιο συγκεκριμένα θα πρέπει να στραφεί και να βρεθεί στο επίπεδο xy έτσι ώστε να είναι κάθετη με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 (το B_0 είναι παράλληλα με τον άξονα z). Για να το επιτύχουμε αυτό είναι απαραίτητο να εφαρμοστεί μια στιγμιαία εκπομπή ενός παλμού ραδιοσυχνότητας (RF παλμός), ίσης συχνότητας με την συχνότητα Larmor των πρωτονίων 42,57 MHz / Tesla και με κάθετη διεύθυνση στο αρχικό μαγνητικό πεδίο B_0 . Η διέγερση (excitation) που προκαλείται στο σώμα του ασθενή με την εφαρμογή RF παλμού σε συχνότητα ίση με τη φυσική του συχνότητα ονομάζεται συντονισμός (Resonance). Εάν η ενέργεια που προσφέρεται είναι ακόμα και ελάχιστα διαφορετική από τη συχνότητα Larmor του πυρήνα, τότε δεν προκαλείται το φαινόμενο του συντονισμού.

Τα αποτελέσματα αυτού του φαινομένου είναι πρώτον η άμεση επίδραση του πάνω σε μερικά παράλληλα πρωτόνια τα οποία γίνονται αντιπαράλληλα (έχουμε αλλαγή ενεργειακής στάθμης από τη χαμηλή στην υψηλή λόγω απορρόφησης ενέργειας και διέγερσης από το κατάλληλο RF παλμό) με αποτέλεσμα τη μείωση της διαμήκους μαγνήτισης. Δεύτερο αποτέλεσμα, τα πρωτόνια κινούνται συμφασικά (in phase ή coherent) δηλαδή δεν έχουν μια τυχαία κατανομή στο χώρο αλλά μια απόλυτα συγχρονισμένη κίνηση στη χρονική διάρκεια επίδρασης του RF παλμού. Όλα αυτά τα αποτελέσματα οδηγούν στη μετατροπή της διαμήκους μαγνήτισης σε εγκάρσια μαγνήτιση.

2.4.2 Χαλάρωση της μαγνήτισης και ελεύθερη επαγωγική απόσβεση

Με τη διακοπή του RF παλμού, τα πρωτόνια οδηγούνται στην επαναφορά της αρχική τους διάταξης, δηλαδή ταυτόχρονη αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης και απόσβεσης της εγκάρσιας μαγνήτισης. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται χαλάρωση της μαγνήτισης (ή αποδιέγερση, ή relaxation). Μόλις σταματήσει ο RF παλμός οι πυρήνες υδρογόνου οδηγούνται στο να εναποθέσουν την ενέργεια που είχαν λάβει, κατά τη διάρκεια της διέγερσης, στους γύρω ιστούς ενώ επιπλέον τα πρωτόνια χάνουν τη συμφασικότητά τους (out of phase ή incoherent). Αυτές οι δύο διαδικασίες μπορεί να γίνουν ταυτόχρονα αλλά είναι δύο εντελώς ανεξάρτητες διαδικασίες. Η αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης αποδίδεται σε μία γραφική παράσταση, ως μία καμπύλη εκθετικής συνάρτησης, η οποία καλείται καμπύλη αποκατάστασης

T1 (T1 recovery). Ομοίως η απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης αποδίδεται σε μία γραφική παράσταση, ως μία καμπύλη εκθετικής συνάρτησης, η οποία καλείται καμπύλη απόσβεσης T2 (T2 decay). Η καμπύλη αποκατάστασης T1 απεικονίζει το χρόνο χαλάρωσης (αποκατάστασης) T1. Ο χρόνος χαλάρωσης T1 ορίζεται ως ο χρόνος που χρειάζεται η διαμήκης μαγνήτιση για να φτάσει στο 63 % της αρχικής της τιμής αμέσως μετά τον RF παλμό. Η καμπύλη απόσβεσης T2 απεικονίζει το χρόνο χαλάρωσης (απόσβεσης) T2. Ο χρόνος χαλάρωσης T2 ορίζεται ως ο χρόνος που χρειάζεται η εγκάρσια μαγνήτιση για να μειωθεί στο 37 % της αρχικής της τιμής αμέσως μετά τον RF παλμό. Κάθε ιστός έχει διαφορετικούς χρόνους χαλάρωσης T1 και T2. Πιο αναλυτική περιγραφή για τους χρόνους χαλάρωσης T1 και T2 γίνεται στο υποκεφάλαιο " Ενδογενείς παράμετροι αντίθεσης".

Κλείνοντας το κεφάλαιο των βασικών αρχών γίνεται αναφορά για την απόκτηση του επιθυμητού διαγνωστικού σήματος που προκύπτει στην απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό. Με την προοδευτική μείωση του μεγέθους της εγκάρσιας μαγνήτισης (στο επίπεδο xy) εξασθενεί και η ένταση του εξ' επαγωγής σήματος στο πηνίο του δέκτη, η οποία σβήνει με το χρόνο και αποκαλείται Ελεύθερη Επαγωγική Απόσβεση – FID (Free Induction Decay). Το FID που προκύπτει μετά τη διακοπή του RF παλμού δεν μπορεί να είναι χρήσιμο για απεικονιστικούς σκοπούς καθώς δεν περιέχει καμία χωρική πληροφορία λόγω των ανομοιογενειών που εμφανίζονται από το μαγνητικό πεδίο και μέσα από το σώμα του ασθενή. Για να παραχθεί σήμα διαγνωστικής αξίας ακολουθείτε η μέθοδος ανάκλησης του σήματος FID, η οποία μέθοδος ενισχύει την FID με χωρικές πληροφορίες. Η ανάκληση του σήματος FID μπορεί να γίνει με δύο μεθόδους, είτε με τη χρήση RF παλμού 180° , είτε με τη χρήση βαθμιδωτών πηνίων. Αυτοί οι δύο τρόποι ανάκλησης του FID αποτελούν τμήμα των δύο μεγάλων βασικών ακολουθιών που θα αναφερθούν στα παρακάτω κεφάλαια.

Λαμβάνοντας το σήμα με τις επιθυμητές χωρικές πληροφορίες έχει ολοκληρωθεί μία σειρά συμβάντων τα οποία είναι υπεύθυνα για τη δημιουργία και απόκτηση της διαγνωστικής εικόνας όπου ζητείται κάθε φορά από την ιατρική ομάδα. Η ίδια διαδικασία επαναλαμβάνεται για κάθε τομή που πρόκειται να ληφθεί στην εξέταση [60], [75], [76].

2.5 Αντίθεση Εικόνας

2.5.1 Εισαγωγή

Στόχος κάθε απεικονιστικού συστήματος στο τομέα της Ιατρικής Απεικόνισης είναι η λήψη κλινικά διαγνωστικών εικόνων από τις οποίες ο ακτινοδιαγνώστης θα μπορεί να αξιολογεί και να γνωματεύει τις εν λόγω λήψεις ώστε να βγάλει άρτια συμπεράσματα και πορίσματα για κάθε εξέταση. Ο ρόλος του τεχνολόγου ακτινολογίας-ακτινοθεραπείας στη συγκεκριμένη διαδικασία είναι πολύτιμος, καθώς είναι ο επαγγελματίας υγείας ο οποίος έχει τις γνώσεις και την εμπειρία

να γνωρίζει τις τεχνικές, τα ενδεδειγμένα πρωτόκολλα καθώς επίσης και τις παραμέτρους απεικόνισης που πρέπει να ληφθούν ή να αλλάξουν στην εκάστοτε εξέταση ώστε να έχουμε το καλύτερο απεικονιστικό αποτέλεσμα.

Οι κλινικά διαγνωστικές εικόνες (όλων των απεικονιστικών συστημάτων) οφείλουν να αναδεικνύουν την αντίθεση (contrast) μεταξύ των φυσιολογικών ανατομικών δομών ενώ η αντίθεση μεταξύ φυσιολογικών και παθολογικών ιστών τίθεται απαραίτητη για την ανάδειξη της παθολογίας για κάθε εξέταση. Εάν δεν καταφέρουμε να επιτύχουμε την κατάλληλη αντιθετική διακριτική ικανότητα, η δυνατότητα ανίχνευσης της παθολογίας στον ασθενή κρίνεται αδύνατη. Η μαγνητική τομογραφία σε σύγκριση με άλλες απεικονιστικές μεθόδους έχει σημαντικά πλεονεκτήματα με κυριότερα από αυτά να είναι η απουσία της ιοντίζουσας ακτινοβολίας και η άριστη διάκριση μεταξύ των διαφορετικών ιστών που εμφανίζονται στις εικόνες. Τα χαρακτηριστικά αντίθεσης της εικόνας εξαρτώνται από πολλούς συντελεστές και είναι σημαντικό να κατανοηθούν οι μηχανισμοί και οι παράμετροι αντίθεσης που επηρεάζουν την αντίθεση της εικόνας στη μαγνητική τομογραφία.

Η αντίθεση της εικόνας στην μαγνητική τομογραφία καθορίζεται από δύο σημαντικές κατηγορίες παραμέτρων, τους ενδογενείς και εξωγενείς παραμέτρους αντίθεσης. Οι ενδογενείς παράμετροι δεν μπορούν να μεταβληθούν, αποτελούν σταθερά χαρακτηριστικά των ιστών του ανθρώπινου σώματος. Αντιθέτως οι εξωγενείς παράμετροι αντίθεσης μπορούν να τροποποιηθούν και να αλλάξουν ανά πάσα στιγμή και είναι υπεύθυνοι για το βαθμό που οι ενδογενείς παράμετροι θα συμμετέχουν στην δημιουργία αντίθεσης της κλινικής εικόνας.

Πιο συγκεκριμένα οι ενδογενείς παράμετροι αντίθεσης αποτελούνται από :

- α) Χρόνος χαλάρωσης (αποκατάστασης) T1
- β) Χρόνος χαλάρωσης (απόσβεσης) T2
- γ) Πυκνότητα πρωτονίων
- δ) Ροή (είτε αιματική ροή, είτε του ENY)
- ε) Φαινομενικός συντελεστής διάχυσης (apparent diffusion coefficient, ADC)

Όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω οι ενδογενείς παράμετροι δεν μπορούν να μεταβληθούν και είναι απόλυτα λογικό καθώς όλοι αυτοί οι παράμετροι αποτελούν εγγενή χαρακτηριστικά των ιστών του ανθρώπινου σώματος. Οι ενδογενείς παράγοντες συμμετέχουν πάντα στην αντίθεση της εικόνας, κάθε φορά όμως με διαφορετικό βαθμό ενίσχυσης ο καθένας τους. Ο βαθμός που επιτυγχάνεται κάθε φορά καθορίζεται, όπως προαναφέραμε, από τους εξωγενείς παράγοντες και το αποτέλεσμα αυτό ορίζει το βάρος της εικόνας (προσανατολισμός). Οι εξωγενείς παράμετροι αντίθεσης είναι:

- a) Χρόνος επανάληψης (TR)
- b) Χρόνος ηχούς (TE)

- c) Κατηγορία ακολουθίας παλμών (Spin echo ή Gradient echo)
- d) Γωνία εκτροπής (flip angle)
- e) Χρήση μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης (Μ.Σ.Α)
- f) Χρόνος αναστροφής (TI)
- g) Παράγοντας επιτάχυνσης (echo train length)
- h) Συντελεστής b (b value)

Όλοι αυτοί οι παράμετροι επιλέγονται από τον τεχνολόγο ακτινολογίας - ακτινοθεραπείας στη κονσόλα χειρισμού. Όλοι αυτοί οι όροι θα αναλυθούν αναλυτικά σε αυτό το κεφάλαιο.

2.5.2 Βάρος εικόνας

Μπαίνοντας στον όρο βάρος ή προσανατολισμός μιας εικόνας πρέπει να πάρουμε τα πράγματα από την αρχή. Σε κάθε απεικονιστική μέθοδος, έτσι και στη μαγνητική τομογραφία, ο κύριος στόχος είναι να δημιουργεί διαγνωστικές εικόνες, με κάθε μία από αυτές να απεικονίζει μια σειρά από διαβαθμίσεις του γκρι. Κάθε διαφορετική διαβάθμιση του γκρι αντιστοιχεί και σε διαφορετικό ιστό του σώματος δημιουργώντας το επιθυμητό βάρος/προσανατολισμό εικόνας που ζητείται. Στη μαγνητική τομογραφία ο όρος που χρησιμοποιείται για να ξεχωρίσει κάθε διαφορετική διαβάθμιση του γκρι είναι η λέξη σήμα και ο όρος αυτός προκύπτει από τα σήματα που εκπέμπουν το νερό και το λίπος, ενώσεις οι οποίες περιέχονται στους ιστούς του κάθε εξεταζόμενου. Πιο ειδικά όμως το σήμα που προκύπτει προέρχεται από το πρωτόνιο του υδρογόνου που περιέχεται στο νερό και στα λιπίδια αντίστοιχα. Περιοχές της εικόνας με υψηλό σήμα έχουν φωτεινή απόχρωση στην εικόνα, περιοχές με χαμηλό σήμα έχουν πιο σκοτεινή απόχρωση ενώ περιοχές με ενδιάμεσο σήμα έχουν ενδιάμεσες αποχρώσεις του γκρι.

Τα είδη βάρους / προσανατολισμού εικόνας που είναι εφικτό να ληφθούν στη μαγνητική τομογραφία είναι τρία συγκεκριμένα :

- 1) Βάρος T1 ή T1W (T1 weighting), όταν η αντίθεση της εικόνας βασίζεται κυρίως στις διαφορές T1 των ιστών.
- 2) Βάρος T2 ή T2W (T2 weighting), όταν η αντίθεση της εικόνας βασίζεται κυρίως στις διαφορές T2 των ιστών.
- 3) Βάρος PD ή PDW (Proton Density Weighting), όταν η αντίθεση της εικόνας βασίζεται κυρίως στις διαφορές πυκνότητας πρωτονίων των ιστών.

2.5.3 Ενδογενείς παράγοντες αντίθεσης

Στο συγκεκριμένο υποκεφάλαιο θα αναλυθούν οι ενδογενείς παράμετροι αντίθεσης:

Χρόνος χαλάρωσης (αποκατάστασης) T1

Είναι το χρονικό διάστημα (μετρημένο σε χιλιοστά του δευτερολέπτου – msec) , το οποίο απαιτείται για να ανακτήσει η διαμήκης μαγνήτιση το 63 % της αρχικής της τιμής (αρχική τιμή θεωρείται η τιμή που είχε στη θέση ηρεμίας) αμέσως μετά τη διακοπή του RF παλμού. Ο χρόνος T1 περιγράφει τη ταχύτητα, με την οποία γίνεται η απόδοση της ενέργειας, που είχαν απορροφήσει τα πρωτόνια με τον παλμό RF στο περιβάλλον μοριακό πλέγμα (spin – lattice relaxation), δηλαδή τη ταχύτητα, με την οποία τα πρωτόνια αρχίζουν να προσανατολίζονται ξανά στην παράλληλη κατεύθυνση. Κάθε ιστός έχει διαφορετικό χρόνο χαλάρωσης T1. Τον μεγαλύτερο χρόνο T1 διαθέτει το ENY και το μικρότερο το λίπος.

Χρόνος χαλάρωσης (απόσβεσης) T2

Είναι το χρονικό διάστημα (μετρημένο σε χιλιοστά του δευτερολέπτου – msec), μέσα στο οποίο η τιμή της εγκάρσιας μαγνήτισης εξασθενεί και πέφτει στο 37 % του αρχικού μεγέθους , το οποίο είχε αμέσως μετά τη διακοπή του RF παλμού. Ο χρόνος T2 περιγράφει τη ταχύτητα , με την οποία πραγματοποιείται η αποσυμφασικοποίηση (dephasing) των περιστρεφόμενων πρωτονίων , εξαιτίας των ανομοιογενειών, συμπεριλαμβανομένου και των αλληλεπιδράσεων spin – spin του ιστού (spin – spin relaxation). Κάθε ιστός έχει διαφορετικό χρόνο χαλάρωσης T2. Τον μεγαλύτερο χρόνο T2 διαθέτει το ENY και το μικρότερο το λίπος.

Πυκνότητα πρωτονίων PD

Είναι ο αριθμός των πρωτονίων που εντοπίζονται σε ένα ιστό ανά μονάδα όγκου. Τα υγρά (όπως το ENY και το αίμα) έχουν μεγαλύτερη πυκνότητα πρωτονίων σε σύγκριση με το οστόν ή το τένοντα. Αξιοσημείωτη πληροφορία αποτελεί το γεγονός ότι η πυκνότητα πρωτονίων ενός ιστού είναι ο βασικός συντελεστής για το αρχικό πλάτος του σήματος FID που θα ληφθεί.

Ροή

Είναι οι κινούμενοι (ρέοντες) πυρήνες οι οποίοι εμφανίζονται στην εικόνα με διαφορετικά χαρακτηριστικά αντίθεσης σε σχέση με τους γειτονικούς τους στατικούς πυρήνες. Η προέλευσή τους είναι πρωτίστως από πυρήνες του αίματος και του ENY.

Φαινομενικός συντελεστής διάχυσης ADC

Είναι η ανυσματική μετακίνηση των μορίων που διαχέονται κατά μήκος μιας περιοχής ιστού

ανά δευτερόλεπτο. Από το ADC είναι δυνατή η απόκτηση και η μελέτη δύο είδη περιοχών. Αρχικά περιοχές με περιορισμό διάχυσης όπου ο συντελεστής ADC είναι χαμηλός και δεύτερον περιοχές με ελεύθερη διάχυση όπου ο συντελεστής ADC είναι υψηλός. Το φαινόμενο της διάχυσης είναι ένα σημαντικό εργαλείο για τον εντοπισμό παθολογικών καταστάσεων.

2.5.4 Εξωγενείς παράγοντες αντίθεσης

Στο συγκεκριμένο υποκεφάλαιο θα αναλυθούν οι εξωγενείς παράμετροι αντίθεσης:

Χρόνος επανάληψης (TR)

Ο χρόνος επανάληψης (repetition time , TR) είναι από τους βασικότερους εξωγενείς παραμέτρους αντίθεσης. Ο χρόνος TR είναι ο χρόνος που μεσολαβεί μεταξύ δύο διαδοχικών παλμών διέγερσης (δηλαδή ο χρόνος από την εφαρμογή ενός RF παλμού μέχρι την εφαρμογή του επόμενου RF παλμού και μετράτε σε χιλιοστά του δευτερολέπτου – msec). Ο TR προσδιορίζει το βαθμό της διαμήκους χαλάρωσης που συμβαίνει μεταξύ του τέλους ενός RF παλμού και της εφαρμογής του επόμενου και επομένως καθορίζει το ποσοστό της T1 χαλάρωσης που έχει συμβεί, όταν καταγράφεται το σήμα. Ο TR είναι ρυθμιστής της έντασης T1W εικόνων και για τη λήψη T1W εικόνων, η τιμή του TR πρέπει να είναι μικρή. Σε ακολουθίες SE, ο TR χρόνος είναι μεταξύ δύο παλμών 90°, σε ακολουθίες GE είναι μεταξύ παλμών θ° και σε ακολουθίες IR είναι μεταξύ δύο παλμών 180°.

Χρόνος ηχούς (TE)

Ο χρόνος ηχούς (echo time , TE) αποτελεί και αυτός ένας από τους βασικότερους εξωγενείς παραμέτρους αντίθεσης. Ο χρόνος TE είναι ο χρόνος που μεσολαβεί από την εφαρμογή του RF παλμού διέγερσης μέχρι τη λήψη του μέσου του σήματος ηχούς (σε εκείνο το σημείο βρίσκεται το μέγιστο, η κορυφή, του σήματος που παράγεται μέσω επαγωγής στο πηνίο και μετράτε και αυτό σε χιλιοστά του δευτερολέπτου – msec). Ο TE καθορίζει το ποσοστό της T2 χαλάρωσης που έχει συμβεί, όταν καταγράφεται το σήμα. Ο TE είναι ρυθμιστής της έντασης T2W εικόνων και για τη λήψη T2W εικόνων, η τιμή του TE πρέπει να είναι μεγάλη.

Αντιπροσωπευτικές τιμές TR και TE :

Μεγάλο TR → 2000 msec

Μικρό TR → 300 – 700 msec

Μεγάλο TE → 60 msec +

Μικρό TE → 10 – 25 msec

Κατηγορία ακολουθίας παλμών

Η συγκεκριμένη εξωγενής παράμετρος αντίθεσης αναλύεται αναλυτικά στο κεφάλαιο **Βασικές ακολουθίες παλμών**.

Γωνία εκτροπής (flip angle)

Η γωνία εκτροπής ή αλλιώς η γωνία πρόσπτωσης (flip angle) είναι η γωνία μετατόπισης της μαγνήτισης σε σχέση με το μαγνητικό πεδίο. Είναι δηλαδή υπεύθυνη για να καθορίσει πόση από τη μαγνήτιση θα περιστρέφεται από τον άξονα z στον άξονα xy. Το όνομα, του RF παλμού που εφαρμόζεται για να στραφεί η μαγνήτιση, δίνεται ανάλογα με το πόσο καταφέρει να στρέψει τη μαγνήτιση στον άξονα xy. Έτσι έχουμε παλμό 90° όταν ο παλμός αυτός καταφέρει να στρέψει τη μαγνήτιση κατά 90°, παλμό 45° όταν στρέψει τη μαγνήτιση 45° κ.ο.κ.. Στις ακολουθίες SE η συνήθης γωνία εκτροπής είναι η 90° ενώ στις ακολουθίες GE οι τιμές της γωνίας εκτροπής είναι πιο μικρές και κυμαίνονται από 1° – 90°.

Χρήση μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης (Μ.Σ.Α)

Όπως έχει προαναφερθεί οι ενδογενείς παράγοντες αντίθεσης δεν μπορούν να μεταβληθούν καθώς αποτελούν κύρια χαρακτηριστικά των ιστών του ανθρώπινου σώματος. Για να επιτευχθεί η επιθυμητή αντίθεση της εικόνας, ο τεχνολόγος ακτινολογίας – ακτινοθεραπείας πρέπει να εφαρμόσει κατάλληλα τους εξωγενείς παράγοντες αντίθεσης. Με τη χρήση Μ.Σ.Α. επιτυγχάνονται εκλεκτικές αλλαγές στους χρόνους χαλάρωσης T1 και T2 ορισμένων ιστών. Η εφαρμογή Μ.Σ.Α. είναι πολλές φορές επιτακτική ανάγκη για μία εξέταση, καθώς προσφέρει ακριβέστερη ανίχνευση και πιο εξειδικευμένο χαρακτηρισμό μιας βλάβης / παθολογίας, βελτιώνοντας παράλληλα την ευαισθησία ή / και την ειδικότητα της εξέτασης. Πιο συγκεκριμένα η εφαρμογή των Μ.Σ.Α. είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για την ανάδειξη όγκων, λοιμώξεων, φλεγμονών, εμφράκτων, τραυματικών κακώσεων στο σώμα και το ΚΝΣ. Πρωταρχικό παράδειγμα πρωτόκολλου εξέτασης με χρήση Μ.Σ.Α. είναι για τη διάγνωση MS καθώς οι αλλοιώσεις της πολλαπλής σκλήρυνσης ενισχύονται με σκιαγραφικό, σε διαφορετικό βαθμό, υποδεικνύοντας την ενεργότητα της νόσου. Τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα σκιαγραφικά μέσα έχουν ως βάση το γαδολίνιο. Η ορθή εφαρμογή των σκιαγραφικών μέσων για την απόκτηση διαγνωστικών εικόνων είναι ένα σημαντικό κεφάλαιο για το τεχνολόγο ακτινολογίας – ακτινοθεραπείας.

Χρόνος αναστροφής (TI)

Ο χρόνος αναστροφής TI (inversion time) είναι ο χρόνος μεταξύ ενός παλμού 180° και ενός παλμού διέγερσης 90° μιας συγκεκριμένης ακολουθίας. Το TI χρησιμοποιείται στις IR (Inversion Recovery) ακολουθίες, οι οποίες αποτελούνται από τις FLAIR (fluid attenuated inversion recovery), τις STIR (short tau inversion recovery) και τις REAL IR ακολουθίες. Η αντίθεση της εικόνας που προκύπτει εξαρτάται κυρίως από το μήκος του TI. Τα παιδιατρικά πρωτόκολλα νευροαπεικόνισης χρησιμοποιούν εκτενώς τις FLAIR και τις REAL IR ακολουθίες.

Παράγοντας επιτάχυνσης (echo train length)

Ο όρος παράγοντας επιτάχυνσης (ή μήκος ηχοσειράς ή turbo factor ή echo train length) εντοπίζεται στις fast ή turbo spin echo ακολουθίες. Πιο συγκεκριμένα σε μία FSE ακολουθία ο αριθμός των παλμών επαναφοράς φάσης 180° που εφαρμόζονται ανά TR αντιστοιχεί στον αριθμό των αντηχήσεων (echoes ή echo train) που παράγονται και με την εφαρμογή κατάλληλων βημάτων κωδικοποίησης φάσης στον αριθμό των γραμμών που γεμίζουν στον K – χώρο. Αυτός ο αριθμός των αντηχήσεων που παράγονται ανά TR αποκαλείται παράγοντας επιτάχυνσης.

Συντελεστής b (b value)

Ο συντελεστής b (b value) ή παράγοντας b (b factor) είναι εξωγενής παράμετρος αντίθεσης που εντοπίζεται στην απεικόνιση με τεχνική διάχυσης (diffusion weighted imaging, DWI). Ως παράγοντας b ορίζεται η συλλογική δράση της έντασης των πηνίων βαθμίδας, του χρόνου εφαρμογής τους και της χρονικής διάρκειας ανάμεσα στα δύο πηνία ενώ επιπλέον οι παράγοντες αυτοί καθορίζουν την απώλεια του σήματος που προκαλούν τα πηνία βαθμίδας διάχυσης στα voxel της τομής.

Η diffusion εξαρτάται άμεσα από αυτόν τον εξωγενή παράγοντα καθώς ελέγχει σε ποιο ποσοστό ο συντελεστής ADC ενός ιστού συμβάλλει στο βάρος / προσανατολισμό της εικόνας. Ο παράγοντας b εκφράζεται σε μονάδες s / mm^2 και τυπικά οι τιμές του κυμαίνονται από $500 s / mm^2$ έως $1500 s / mm^2$. Αν το TE και το TR σε ένα πρωτόκολλο είναι μεγάλα και το $b = 0$, τότε η εικόνα που θα προκύψει θα είναι προσανατολισμού T2. Στη περίπτωση όμως που έχουμε αύξηση του b factor, το βάρος της εικόνας αλλάζει από T2 σε diffusion. Όσο μεγαλώνει το b value αυξάνεται η ευαισθησία της κίνησης του εξωκυττάριου υγρού στον ιστό και έτσι αυξάνεται το βάρος της diffusion. Συνήθως στον εγκέφαλο χρησιμοποιούνται δύο τιμές b value, $b = 0$ και $b = 1000$.

2.6 Βάρος εικόνας και ακολουθίες

2.6.1 Εισαγωγή

Όπως έχει προαναφερθεί τα βάρη / προσανατολισμοί εικόνας που είναι εφικτό να ληφθούν στη μαγνητική τομογραφία είναι είτε βάρος T1, είτε βάρος T2, είτε βάρος PD. Όλοι αυτοί οι ενδογενείς παράμετροι αντίθεσης βρίσκονται ταυτόχρονα σε μία εικόνα αλλά με τις κατάλληλες εφαρμογές των εξωγενών παραμέτρων αντίθεσης σε συγκεκριμένη ακολουθία παλμών (είτε SE, είτε GE, είτε υβριδική) είναι εφικτή η εμφάνιση του επιθυμητού προσανατολισμού που έχει ζητηθεί κάθε φορά. Υπάρχουν αρκετοί εξωγενείς παράγοντες αλλά οι βασικότεροι για όλη τη διαδικασία είναι δύο εξωγενείς παράγοντες το TR και το TE. Στη συνέχεια θα γίνει κατανοητό ότι για τις GE ακολουθίες είναι σημαντική και μία τρίτη εξωγενής παράμετρος αντίθεσης, η γωνία εκτροπή (flip angle) .

Είναι γνωστό ότι ο TR επηρεάζει την ένταση αντίθεσης T1W εικόνων και για τη λήψη T1W εικόνων, η τιμή του TR πρέπει να είναι μικρή. Από την άλλη πλευρά ο TE είναι ρυθμιστής της έντασης αντίθεσης T2W εικόνων και για τη λήψη T2W εικόνων, η τιμή του TE πρέπει να είναι μεγάλη. Επειδή όμως σε μία ακολουθία καθορίζουμε τόσο το χρόνο TR όσο και το χρόνο TE , είναι αναγκαία η κατανόηση της ορθής εφαρμογής των κατάλληλων συνδυασμών των TR και TE (δηλαδή μικρό ή μεγάλο TR και μικρό ή μεγάλο TE) για την απόκτηση του επιθυμητού βάρους εικόνας.

2.6.2 Βάρος T1 / T1W

Για T1W εικόνες σε μία SE ακολουθία καθορίζεται η εφαρμογή μικρού TR ώστε να αναδειχθούν οι T1 διαφορές των ιστών και μικρό TE για να μην αναδειχθούν οι T2 διαφορές των ιστών .

Για την επίτευξη T1W εικόνων σε GE ακολουθία θα πρέπει η γωνία εκτροπής να είναι μεγάλη για να αναδειχθούν οι διαφορές T1 , το TR που χρησιμοποιείται να είναι το μικρότερο δυνατό για γρήγορη σάρωση και το TE να είναι μικρό για να μην αναδειχθούν οι T2* διαφορές .

Οι T1W εικόνες είναι χρήσιμες για την καλή ανάδειξη των ανατομικών δομών της περιοχής ενδιαφέροντος με σαφή όρια και λεπτομέρεια , για παθολογία λιπώδους συστήματος και για μελέτη μετά από χορήγηση με M.S.A.

2.6.3 Βάρος T2 / T2W

Για T2W εικόνες σε μία SE ακολουθία καθορίζεται η εφαρμογή μεγάλου TR ώστε να μην αναδειχθούν οι T1 διαφορές των ιστών και μεγάλο TE για να αναδειχθούν οι T2 διαφορές των ιστών.

Για την επίτευξη T2*W εικόνων σε μία GE ακολουθία θα πρέπει να εφαρμοστεί μικρή γωνία εκτροπής ώστε να μην αναδειχθούν οι T1 διαφορές, μεγάλο TE ώστε να υπάρξει χρόνος να αναδειχθούν οι T2* διαφορές. Τέλος το TR στις GE ακολουθίες είναι το μικρότερο δυνατό που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για γρήγορη σάρωση.

Οι T2W εικόνες είναι χρήσιμες για την ανάδειξη παθολογίας.

2.6.4 Βάρος PD / PDW

Για PDW εικόνες σε μία SE ακολουθία καθορίζεται η εφαρμογή μεγάλου TR ώστε να μην αναδειχθούν οι T1 διαφορές των ιστών και μικρό TE για να μην αναδειχθούν οι T2 διαφορές των ιστών.

Για την επίτευξη PDW εικόνων σε GE ακολουθία θα πρέπει η γωνία εκτροπής να είναι μικρή για να μην αναδειχθούν οι διαφορές T1 , το TR που χρησιμοποιείται να είναι το μικρότερο δυνατό για γρήγορη σάρωση και το TE να είναι μικρό για να μην αναδειχθούν οι T2* διαφορές.

Οι PDW εικόνες είναι χρήσιμες για την ανάδειξη παθολογίας και τη μελέτη του μυοσκελετικού συστήματος [60] , [75].

Τυπικές τιμές για την δημιουργία εικόνων επιθυμητού προσανατολισμού σε ακολουθίες SE για μαγνητικό τομογράφο ισχύς 1,5 T.

Βάρος	TR	TE
T2W	Μεγάλο TR >2000 ms	Μεγάλο TE > 70 ms
PDW	Μεγάλο TR >2000 ms	Μικρό TE 20 ms
T1W	Μικρό TR 300-600 ms	Μικρό TE min-20 ms

Εικόνα: Κουμαριανός Δ. Τίτλος : Μαγνητική Τομογραφία – Από τις βασικές αρχές στην κλινική πράξη. Αθήνα : Εκδόσεις Ζεβελεκάκη, 2013

2.7 Βασικές Ακολουθίες Παλμών

Ως ακολουθία παλμών ορίζεται μια προσεκτικά σχεδιασμένη και αυστηρά καθορισμένη σειρά παλμών ραδιοσυχνότητας και βαθμιδωτών πεδίων, μέσα σε συγκεκριμένες χρονικές περιόδους εφαρμογής και διάρκειας με απώτερο στόχο τη δημιουργία υψηλής ποιότητας εικόνων με τον κατάλληλα επιθυμητό βάρος εικόνας. Υπάρχουν δύο μεγάλες κατηγορίες ακολουθιών παλμών και διαφοροποιούνται ανάλογα με τον τρόπο ανάκλησης του σήματος που επιλέγεται κάθε φορά. Η πρώτη κατηγορία είναι οι ακολουθίες Spin Echo (SE) και η δεύτερη κατηγορία είναι οι ακολουθίες Gradient Echo (GE). Ακολουθίες που διαθέτουν χαρακτηριστικά και των δύο αποκαλούνται υβριδικές ακολουθίες. Οι δύο αυτές μεγάλες κατηγορίες διαιρούνται σε αρκετές διαφορετικές υποκατηγορίες με κάθε μία από αυτές να έχει σχεδιαστεί για συγκεκριμένη κλινική πράξη και εφαρμογή. Κάθε κατασκευαστική εταιρία χρησιμοποιεί διαφορετικά ακρωνύμια ακολουθιών (συνήθως) και ελαφρές παραλλαγές των παραμέτρων τους για να διαφοροποιείται από τις υπόλοιπες εταιρίες. Όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω, η μεγάλη διαφορά ανάμεσα στις δύο ομάδες είναι ο τρόπος ανάκλησης του σήματος κάθε φορά, με τις ακολουθίες SE να χρησιμοποιούν παλμό 180° και τις ακολουθίες GE να χρησιμοποιούν πηνίο βαθμίδας. Η κατανόηση και η εκμάθηση των ακολουθιών παλμών αποτελεί ένα από τα βασικότερα στάδια εκπαίδευσης που πρέπει να κατέχει ο τεχνολόγος ακτινολογίας-ακτινοθεραπείας για να προβεί στην ορθή απεικονιστική εξέταση και συνάμα διαγνωστική λήψη εικόνων.

Μία τυπική κατηγοριοποίηση των ακολουθιών παλμών έχει την εξής μορφή:

α) Ακολουθίες παλμών SE

- Συμβατική Spin Echo (Conventional Spin Echo)
- Ταχεία ή Υπερταχεία Spin Echo (Fast or Turbo Spin Echo)
- Ανάκτηση αναστροφής (Inversion Recovery)

β) Ακολουθίες παλμών GE

- Σύμφωνη βαθμιδωτή ηχώ (Coherent Gradient Echo)
- Ασύμφωνη βαθμιδωτή ηχώ (Incoherent Gradient Echo)
- Ελεύθερη μετάπτωση σταθεράς κατάστασης (Steady State Free Precession)
- Εξισορροπημένη βαθμιδωτή ηχώ (Balanced Gradient Echo)
- Ταχεία βαθμιδωτή ηχώ (Fast Gradient Echo)
- Επίπεδη απεικόνιση ηχούς (Echo Planar Imaging)

Οι ακολουθίες παλμών που θα αναλυθούν στη συγκεκριμένη ενότητα είναι οι ακολουθίες παλμών που χρησιμοποιούνται στα πρωτόκολλα παιδιατρικών ασθενών για standard εγκέφαλο , standard AMΣΣ , standard ΘΜΣΣ και στα πρωτόκολλα παιδιατρικών ασθενών για εντόπιση MS ή ADEM ανάλογα με τη περιοχή ενδιαφέροντος (είτε εγκεφάλου , είτε σπονδυλικής στήλης)

Συμβατική Spin Echo

Η συμβατική SE είναι από τις κύριες και πιο βασικές ακολουθίες παλμών στο χώρο της μαγνητικής τομογραφίας. Αποτελεί μία από τις πρωιμότερες ακολουθίες παλμών που αναπτύχθηκαν και είναι ευρέως χρησιμοποιούμενη μέχρι και σήμερα. Για να πραγματοποιηθεί η συγκεκριμένη ακολουθία παλμών πρέπει να έχουμε στο νου μας δύο παλμούς: το παλμό 90° και 180° . Αρχικά εφαρμόζεται ο παλμός 90° με στόχο να στραφεί η διαμήκης μαγνήτιση στο εγκάρσιο επίπεδο. Μετά τη χρονική περίοδο $TE/2$ εφαρμόζεται παλμός 180° ώστε να ανακτηθεί η φάση των πρωτονίων. Η μέτρηση του σήματος επιτυγχάνεται σε χρονική περίοδο TE (Χρόνος ηχούς) και αποκαλείται αντήχηση ή ηχώ (echo). Ο χρόνος μεταξύ δύο παλμών 90° αποκαλείται TR (Χρόνος επανάληψης) ενώ η σειρά της διαδικασίας αυτής επαναλαμβάνεται ίδια πολλές φορές με χρόνο επανάληψης TR .

Σαν εφαρμογές στην ιατρική απεικόνιση του μαγνήτη η ακολουθία SE αποτελεί το χρυσό κανόνα για τα περισσότερα πρωτόκολλα απεικόνισης. Οι εικόνες T1W που προκύπτουν είναι ιδιαίτερα χρήσιμες για την αξιολόγηση και μελέτη της ανατομίας της περιοχής που εξετάζεται λόγω του υψηλού SNR που παράγεται. Σε συνδυασμό με τη χρήση ΜΣΑ ανακτάται η δυνατότητα ανίχνευσης και παθολογίας με T1W εικόνες. Στη μελέτη του εγκεφάλου οι T1W εικόνες απεικονίζουν πάρα πολύ καλά την αντίθεση (contrast) μεταξύ λευκής και φαιάς ουσίας. Όσον αφορά τις T2W εικόνες έχουν χαμηλότερο SNR, υψηλή αντίθεση (CNR) και είναι χρήσιμες για την ανάδειξη και αξιολόγηση παθολογίας. Οι παθολογικοί ιστοί είναι συνήθως πιο οιδηματώδεις, άρα διαθέτουν μεγαλύτερη ποσότητα νερού εντός του οιδήματος και επομένως έχουν υψηλό σήμα στις ακολουθίες T2W και εξαιτίας αυτού αναγνωρίζονται ευκολότερα στις εικόνες.

Αναλύοντας προσεκτικά τη συμβατική SE μπορούν να εντοπιστούν τόσο τα πλεονεκτήματα όσο και τα μειονεκτήματα της συγκεκριμένης ακολουθίας, η οποία είναι βασικής αξίας σε αρκετά πρωτόκολλα μαγνητικής τομογραφίας. Αναφερόμενοι στα πλεονεκτήματά της, αρχικά πρέπει να αναφέρουμε την πολύ καλή ποιότητα αντιθετικής διακριτικής ικανότητας που προσφέρει στις εικόνες της, ιδίως στο εγκεφαλικό παρέγχυμα. Επιπλέον είναι ακολουθία με μικρή ευαισθησία σε σφάλματα μαγνητικής επιδεκτικότητας, προκύπτουν εικόνες με πραγματικό T2W οι οποίες είναι πολύ ευαίσθητες στην εντόπιση παθολογίας και σε σύγκριση με εικόνες FSE ίδιας χωρικής διακριτικής ικανότητας (X.Δ.Ι.) δημιουργούνται εικόνες με μικρότερη ασαφοποίηση της ανατομικής περιοχής. Τα μειονεκτήματα που εντοπίζονται αφορούν κυρίως τους σχετικά μεγάλους συλλογής δεδομένων που συνεπάγεται μεγάλες χρονικές περιόδους εξέτασης του παιδιατρικού ασθενή ενώ το πολύ υψηλό SAR που προκύπτει λόγω της χρήσης παλμών $P\psi$ 90° και 180° συγκριτικά με τις GE ακολουθίες, οδηγεί την ιατρική ομάδα σε σκέψεις για την εφαρμογή ή μη της συγκεκριμένης ακολουθίας στα πρωτόκολλα εξέτασης των παιδιατρικών ασθενών.

Ακολουθία Παλμών Dual – Echo SE και ακολουθία παλμών Multi – Echo SE

Η Dual – Echo SE (ή ακολουθία SE διπλής ηχώ) είναι ακολουθία SE η οποία εφαρμόζει ένα δεύτερο παλμό 180° για να παραχθεί μία δεύτερη ηχώ. Αποτέλεσμα αυτής της τεχνικής είναι η ταυτόχρονη απόκτηση εικόνων PDW και T2W χωρίς χρονικό κόστος (έχουν και οι δύο μεγάλο TR αλλά διαφορετικό TE). Επομένως SE με χρήση μίας μόνο αντήχησης (echo) είναι πιο πιθανή για να παράγει εικόνες T1W ενώ SE με χρήση δύο αντηχήσεων (echoes) είναι πιο πιθανή να παράγει ταυτόχρονα εικόνες PDW και T2W μέσα στο ίδιο TR. Γενικά μπορούν να προστεθούν και περισσότεροι παλμοί 180° και να παραχθεί ένας συρμός από σήματα ηχούς (echo train) με αποτέλεσμα την δημιουργία Multi – Echo SE ακολουθιών.

Ταχεία ή Υπερταχεία Spin Echo

Η Ταχεία ή Υπερταχεία Spin Echo (Fast ή Turbo Spin Echo) αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα επιτεύγματα της μαγνητικής τομογραφίας και είναι μία από τις πιο συχνά χρησιμοποιούμενες ακολουθίες στη σημερινή εποχή. Στην ουσία είναι μια ακολουθία παλμών SE με χρόνους συλλογής και χρόνους εξέτασης πιο μικρούς συγκριτικά με μία συμβατική SE ακολουθία και χωρίς σημαντική μείωση του SNR. Η μείωση του χρόνου εξέτασης της FSE ακολουθίας επιτυγχάνεται με τη πραγματοποίηση περισσότερων από μία κωδικοποίηση φάσης σε κάθε TR. Στην ακολουθία SE γεμίζει μία γραμμή του K – χώρου ανά χρόνο TR ενώ στην FSE γεμίζουν περισσότερες γραμμές του K – χώρου ανά TR και αποτελεί κύρια διαφορά μεταξύ SE και FSE. Αυτή η επίτευξη οφείλεται στη δημιουργία ενός " συρμού " από παλμούς 180° με ίσες αποστάσεις , οι οποίοι δημιουργούν μία σειρά αντηχήσεων (echo train) όπου με κατάλληλα βήματα κωδικοποίησης φάσης γεμίζουν συγκεκριμένες γραμμές στον ίδιο K – χώρο. Όλες αυτές οι ενέργειες οδηγούν σε μείωση του αριθμού επαναλήψεων TR με κύριο όφελος τη σημαντική ελάττωση του χρόνου συλλογής δεδομένων.

Το βάρος εικόνας στη FSE ακολουθία εξαρτάται από το TR, το TE effective και το παράγοντα επιτάχυνσης (ή turbo factor). Ο TR είναι ο χρόνος μεταξύ δύο παλμών 90° σε μία ακολουθία FSE . Ο TE effective είναι ο χρόνος ανάμεσα στον παλμό 90° και στην ισχυρότερη ηχώ (echo) της σειράς αντηχήσεων (echo train) που παράγεται σε μία FSE ακολουθία. Ο παράγοντας επιτάχυνσης καλείται ο αριθμός των αντηχήσεων που παράγονται ανά TR σε μία ακολουθία FSE. Όσο μεγαλύτερο είναι το turbo factor, τόσο πιο μικρός θα είναι ο χρόνος εξέτασης καθώς πραγματοποιούνται περισσότερα βήματα κωδικοποίησης φάσης ανά TR.

Τυπικές παράμετροι παραγωγής επιθυμητού προσανατολισμού εικόνας σε FSE ακολουθία:

– Για T1 βάρος εικόνας :

- α) TR → 300 – 700 ms
- β) TE effective → ελάχιστο (10 – 25 ms)
- γ) turbo factor → 2 – 8

– Για T2 βάρος εικόνας :

- α) TR → 3000 – 10000 ms (ανάλογα με τον αριθμό τομών που έχει ζητηθεί)
- β) TE → 80 – 140 ms
- γ) turbo factor → 12 – 30

– Για PD βάρος εικόνας :

- α) TR → 3000 – 10000 ms (ανάλογα με τον αριθμό τομών που έχει ζητηθεί)
- β) TE → ελάχιστο (10 – 50 ms)
- γ) turbo factor → 2 – 16

Η FSE εφαρμόζεται αντικαθιστώντας σχεδόν πλήρως την SE σε αρκετά συστήματα οργάνων όπως το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ), το Μυοσκελετικό Σύστημα κ.α. ενώ σε περιοχές όπου η αναπνοή του ασθενή δημιουργεί προβλήματα (π.χ. θώρακας) στην εικόνα, η FSE συνήθως τα αντιμετωπίζει με τη τεχνική της συγκράτησης της αναπνοής. Όπως είναι κατανοητό τα πλεονεκτήματα από τη FSE ακολουθία είναι αρκετά και πολύ σημαντικά, με το πρώτο και κυρίαρχο, να είναι η πολύ μεγάλη μείωση των χρόνων εξέτασης χωρίς σημαντική μείωση του SNR συγκριτικά με τη SE ακολουθία. Ο μειωμένος χρόνος συλλογής δεδομένων δίνει στον τεχνολόγο ακτινολογίας – ακτινοθεραπείας τη δυνατότητα για περισσότερες διεργασίες με απώτερο στόχο τη βελτίωση της ποιότητας εικόνας, με μερικά παραδείγματα να είναι η χρησιμοποίηση μήτρας υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας για μεγαλύτερη διακριτική ικανότητα ή η χρήση μεγάλων NEX (αριθμός διεγέρσεων). Επιπλέον στις FSE σε T2W και PDW εικόνες το μεγαλύτερο TR μειώνει πιο πολύ τη συνεισφορά του T1 στο προσανατολισμό της εικόνας, δίνοντας αντίθεση με αύξηση πληροφορίας του T2W ή PDW, βελτιώνοντας π.χ. στον εγκέφαλο τη διαφορά μεταξύ λευκής και φαιάς ουσίας. Τέλος, άλλο ένα πλεονέκτημα που εντοπίζεται στις FSE ακολουθίες είναι η σχετικά μικρή ευαισθησία στο τεχνικό σφάλμα της μαγνητικής επιδεκτικότητας. Από την άλλη πλευρά τα μειονεκτήματα που εντοπίζονται στις FSE ακολουθίες δεν είναι καθόλου ασήμαντα και χρήζουν ιδιαίτερης προσοχής. Μερικά από αυτά είναι η μεγαλύτερη ευαισθησία για δημιουργία τεχνικών σφαλμάτων από ορισμένες επιδράσεις κίνησης και ροής, το υψηλό SAR λόγω των πολλαπλών παλμών 180°, το παράδοξα υψηλό σήμα του λίπους στις T2W εικόνες, η εμφάνιση του ENY φωτεινότερο σε PDW εικόνες, αλλαγές στην αντίθεση λόγω φαινομένου magnetization transfer contrast (MTC) και η μείωση του αριθμού των τομών που μπορούν να ληφθούν συγκριτικά με SE ακολουθία ίδιου TR. Επίσης υπάρχει η πιθανότητα να εντοπίζεται ασαφοποίηση της εικόνας, με κύρια εμφάνιση τεχνικών σφαλμάτων ασαφοποίησης των παρυφών ιδιαίτερα σε ιστούς με διαφορετικούς χρόνους T2.

Ακολουθία Παλμών FSE Variable Flip

Η FSE Variable Flip Angle ακολουθία είναι στην ουσία μία FSE ακολουθία στην οποία οι παλμοί επανεστίασης 180° αντικαθίστανται από παλμούς επανεστίασης μεταβαλλόμενων γωνιών εκτροπής 60° έως 130° . Ο λόγος δημιουργίας της συγκεκριμένης ακολουθίας είναι η ανάγκη για μείωση του SAR χωρίς να υποβαθμιστεί η ποιότητα της εικόνας (δεν επηρεάζεται ο λόγος SNR) ιδίως σε συστήματα υψηλού πεδίου. Θέλει προσεκτική εφαρμογή καθώς οδηγεί σε διαφορές στην αντίθεση της εικόνας.

Ακολουθία Παλμών Multi – Echo FSE

Μοιάζει με την ακολουθία Multi – Echo SE καθώς δίνει τη δυνατότητα για ταυτόχρονη λήψη τομών με διαφορετικούς προσανατολισμούς σε ακολουθία FSE. Η πιο συχνή σε χρήση multi – echo FSE είναι η Dual echo FSE η οποία έχει τη δυνατότητα για ταυτόχρονη λήψη τομής με δύο διαφορετικούς προσανατολισμούς. Υπάρχουν τρεις τεχνικές για τη δημιουργία και την εφαρμογή μίας ακολουθίας Dual echo FSE – η τεχνική full echo train, η τεχνική split echo train , η τεχνική shared echo. Αν και στη dual echo SE η πρώτη ηχώ είναι " δωρεάν " χωρίς την αύξηση των χρόνων εξέτασης και συλλογής δεδομένων , δεν ισχύει κάτι παρόμοιο στη περίπτωση της dual echo FSE ακολουθίας καθώς η πρώτη ηχώ κοστίζει σε χρόνο.

Ακολουθία παλμών Single Shot FSE

Η ακολουθία Single Shot FSE (SS – FSE , ταχεία SE μονής διέγερσης) είναι ο συνδυασμός της τεχνικής half ή partial Fourier με την ακολουθία FSE . Η εφαρμογή αυτής της τεχνικής οδηγεί στη συμπλήρωση όλων των γραμμών του K – χώρου σε έναν μόνο TR . Αρχικά εφαρμόζεται ένας RF παλμός 90° και ακολουθεί η συμπλήρωση παραπάνω από τις μισές γραμμές του K – χώρου μέσα σε ένα TR. Οι υπόλοιπες γραμμές του K – χώρου που δεν συμπληρώθηκαν κατά τη διαδικασία αυτή υπολογίζονται με βάση τη συζυγή συμμετρία του K – χώρου , συμπληρώνοντας τον υπόλοιπο κενό K – χώρο. Η κλινική εφαρμογή της SS – FSE εντοπίζεται κυρίως στη μελέτη δομών με περιεχόμενο ύδατος. Η συγκεκριμένη ακολουθία έχει επιτύχει σημαντική μείωση του χρόνου συλλογής δεδομένων αλλά με σημαντικότερο κόστος τη μείωση SNR και τη μείωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας (Χ.Δ.Ι.). Επιπλέον επειδή σε μία SS – FSE ο μέγιστος turbo factor που χρησιμοποιείται είναι 728, αυτό αυτόματα οδηγεί σε σημαντική αύξηση του SAR λόγω εφαρμογής πολλών διαδοχικών παλμών 180° . Το πρόβλημα αυτό από τα περισσότερα συστήματα αντιμετωπίζεται με ελάττωση των γωνιών επανεστίασης 180° έως και τις 120° , με αποτέλεσμα τη μείωση του SAR αλλά ταυτόχρονα και τη μείωση του SNR.

Ακολουθία Παλμών Driven Equilibrium FSE

Μία παραλλαγή της FSE ακολουθίας, στην οποία εφαρμόζεται παλμός διέγερσης με αντίστροφη γωνία εκτροπής (flip angle) στο τέλος της ηχοσειράς (echo train). Η ακολουθία αυτή εφαρμόζεται κυρίως για την ενίσχυση του σήματος του ENY και την επίτευξη μυελογραφικού αποτελέσματος με χρήση μικρού TR. Μπορεί να ληφθούν εικόνες με ενισχυμένο σήμα ENY και τη χρήση μικρού TR όμως πρέπει να επισημανθεί ότι η ικανότητα της ακολουθίας να αναδεικνύει βλάβες του νωτιαίου μυελού που διαθέτουν μεγάλους χρόνους χαλάρωσης T2 είναι σημαντικά μειωμένη εξαιτίας της εφαρμογής μικρού TR. Εκτός από το ENY είναι εφικτή η χρήση της και για ενίσχυση του σήματος σε ιστούς και δομές οι οποίες περιέχουν ποσότητα ύδατος.

Ακολουθία Παλμών Inversion Recovery (IR)

Η ακολουθία inversion recovery (IR, Ανάκτηση αναστροφής) εντάσσεται στη μεγάλη οικογένεια των SE ακολουθιών. Διαφέρει ως προς τις SE ακολουθίες επειδή πραγματοποιεί μία τεχνική "προετοιμασίας" της διαμήκους μαγνήτισης πριν από κάθε συλλογή δεδομένων της. Πιο αναλυτικά στην αρχή κάθε ακολουθίας εφαρμόζεται ένας παλμός αναστροφής 180° (ο οποίος είναι υπεύθυνος για να στρέψει τη διαμήκη μαγνήτιση κατά 180°) για να ακολουθήσει μετά από συγκεκριμένη χρονική διάρκεια μία SE ή FSE ακολουθία και η εφαρμογή των παλμών που διαθέτει η καθεμία τους. Ο χρόνος μεταξύ του παλμού αναστροφής 180° και του παλμού 90° (από τη SE ή τη FSE ακολουθία) καλείται χρόνος αναστροφής TI (inversion time). Η τεχνική αυτή της ακολουθίας IR δίνει τη δυνατότητα για εκλεκτική καταστολή του σήματος συγκεκριμένων ιστών όπως του λίπους ή του ENY καθώς και τη δυνατότητα για παραγωγή εικόνων με αυξημένο βάρος T1. Οι κύριες ακολουθίες της IR που προκύπτουν είναι η FLAIR, η STIR και η REAL IR.

Ακολουθία Παλμών STIR

Η STIR (short tau inversion recovery) είναι μία παραλλαγή της ακολουθία IR, η οποία χρησιμοποιεί μικρό TI για να καταστείλει το σήμα του λίπους. Για τη συλλογή του σήματος συνήθως χρησιμοποιείται ακολουθία FSE. Η STIR στη κλινική πράξη είναι πολύ σημαντική για την απεικόνιση του μυοσκελετικού συστήματος καθώς επιτυγχάνει καταστολή του σήματος του φυσιολογικού λιπώδους μυελού αναδεικνύοντας αλλοιώσεις εντός του οστού. Είναι κύρια ακολουθία στα πρωτόκολλα που επιθυμούν εικόνες με καταστολή του λίπους καθώς προσφέρει ικανοποιητική καταστολή του λίπους συγκριτικά με άλλες τεχνικές όπου εφαρμόζονται για τον ίδιο στόχο στην απεικόνιση της μαγνητικής τομογραφίας. Στο τομέα της παιδιατρικής νευροαπεικόνισης, η STIR συνήθως εντοπίζεται στα standard πρωτόκολλα εγκεφάλου για παιδιατρικούς ασθενείς ηλικίας κάτω των 2 ετών.

Ακολουθία Παλμών FLAIR

Η FLAIR (fluid attenuated inversion recovery) είναι μία ακολουθία IR, η οποία χρησιμοποιεί κατάλληλο TI, όπου στη περίπτωση της FLAIR χρησιμοποιείτε μεγάλο TI, για να καταστείλει το σήμα του ENY σε εικόνες T2W, ώστε να αναδειχθεί η παθολογία η οποία βρίσκεται εντός ή εγγύς του ENY. Η εφαρμογή FSE ακολουθίας ή variable angle FSE ακολουθίας αντί για μία SE ακολουθία, οδηγεί σε σημαντικά μειωμένους χρόνους συλλογής δεδομένων και δημιουργεί τη fast FLAIR, η οποία είναι εξαιρετικά χρήσιμη για τη κλινική πράξη. Η FLAIR είναι ιδανική για τη μελέτη του εγκεφάλου και της σπονδυλικής στήλης, αναδεικνύοντας περικοιλιακές βλάβες, βλάβες στη περιοχή του νωτιαίου μυελού και αυτό είναι εφικτό χάρις τη καταστολή του σήματος του παρακείμενου ENY. Επιπλέον είναι εξαιρετικά χρήσιμη για την ανάδειξη της σκλήρυνσης κατά πλάκας και εμπεριέχεται σαν ακολουθία σε όλα τα πρωτόκολλα νευροαπεικόνισης παιδιατρικών ασθενών για την ανάδειξης της συγκεκριμένης νόσου. Η FLAIR, τέλος, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και μετά από χορήγηση μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης.

Ακολουθία Παλμών REAL IR

Άλλη μία παραλλαγή της IR ακολουθίας. Σαν ακολουθία προσφέρει εξαιρετική αντίθεση T1W εικόνων και παράγει εικόνες T1W ιδανικές για μελέτη ανατομίας ιδιαίτερα στον εγκέφαλο. Συγκριτικά με εικόνες T1W από SE, οι εικόνες T1W από ακολουθία REAL IR έχουν πολύ μεγαλύτερο προσανατολισμό T1. Άλλη μία συνεισφορά της ακολουθίας REAL IR είναι η δυνατότητα να μεγαλώσει κι άλλο την αντίθεση δύο ιστών με μικρές διαφορές των χρόνων T1 όπως στη περίπτωση μεταξύ φαιάς και λευκής ουσίας.

Ακολουθία Παλμών Double Inversion Recovery (DIR)

Η ακολουθία παλμών double IR είναι μία inversion recovery ακολουθία, η οποία χρησιμοποιεί δύο παλμούς αναστροφής 180°. Επιλέγοντας κατάλληλο TI₁ και TI₂ μπορεί να καταστείλει το σήμα από δύο διαφορετικούς ιστούς (π.χ. ENY και λευκής ουσίας). Η κυριότερη εφαρμογή της DIR εντοπίζεται στην απεικόνιση εγκεφάλου και πιο ειδικά στην ανίχνευση αλλοιώσεων από σκλήρυνση κατά πλάκας στο εγκεφαλικό παρέγχυμα. Σε αυτή τη περίπτωση ο πρώτος παλμός αναστροφής 180° καταστέλλει το ENY ενώ ο δεύτερος την λευκή ουσία.

Ακολουθίες Παλμών Gradient Echo (GE)

Η ακολουθίες παλμών Gradient Echo (GE) αποτελούν τη δεύτερη μεγάλη κατηγορία ακολουθιών που εφαρμόζεται στην απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό και διαθέτουν διαφορετικές εφαρμογές και τεχνικές λήψης συγκριτικά με τη κατηγορία ακολουθιών Spin Echo (SE). Η βασική διαφορά της ακολουθίας GE είναι η χρήση μικρών γωνιών εκτροπής θ° και η εφαρμογή δύο λοβών βαθμιδωτών πεδίων για επανεστίαση. Αρχικά αμέσως μετά την εφαρμογή του RF παλμού δημιουργείται η FID. Αμέσως εκείνη τη στιγμή ο τεχνολόγος ακτινολογίας – ακτινοθεραπείας είναι υπεύθυνος για την ενεργοποίηση ενός αρνητικού βαθμιδωτού πεδίου που έχει σαν στόχο τη μεγαλύτερη αποσυμφασικοποίηση των πρωτονίων. Στη συνέχεια τη χρονική στιγμή TE/2 πραγματοποιείται η εφαρμογή του ίδιου βαθμιδωτού πεδίου αλλά αυτή τη φορά ως θετικό βαθμιδωτό πεδίο παρέχοντας την ικανότητα, τη χρονική στιγμή TE, να δημιουργηθεί επανεστίαση και μέτρηση του σήματος της βαθμιδωτής ηχούς.

Ο λόγος χρήσης της εν λόγω κατηγορίας ακολουθιών είναι η πραγματοποίηση ταχείας απεικόνισης που έχει σαν κύριο χαρακτηριστικό την εφαρμογή μικρών TR. Στη παιδιατρική απεικόνιση είναι πολύ σημαντική η ταχεία πραγματοποίηση εξεταστικών απεικονίσεων. Ένα βασικό πλεονέκτημα της χρήσης βαθμιδωτού πεδίου είναι η ταχύτερη επανεστίαση συγκριτικά με τη χρήση του παλμού επανεστίασης 180° στις SE. Αυτά τα γεγονότα δίνουν τη δυνατότητα για μείωση των χρόνων TE και TR, οδηγώντας παράλληλα στη μείωση των χρόνων συλλογής δεδομένων για την κάθε εξέταση.

Στις ακολουθίες GE είναι απαραίτητη η γνώση και η κατανόηση του τρόπου διαχείρισης της εγκάρσιας συνοχής των σημάτων (coherence) που προκύπτει κάθε φορά, δηλαδή η συγχώνευση του επιθυμητού σήματος FID με σήματα από προηγούμενες διεγέρσεις. Ο κατάλληλος τρόπος χειρισμού επηρεάζει κατάλληλα και καθοριστικά την αντίθεση της εικόνας που θα δημιουργηθεί. Υπάρχουν τρία είδη σχηματισμού της εικόνας όπου είτε μπορούν να εκμεταλλευτούν μόνο τη FID, είτε μόνο την εγκάρσια μαγνήτιση από προηγούμενα TR, είτε συνδυασμός και των δύο και αντίστοιχα να οδηγήσουν σε τρεις διαφορετικές GE ακολουθίες:

α) Rewound ή Coherent GE : προκύπτει από αξιοποίηση της εγκάρσιας μαγνήτισης προηγούμενων TR μαζί με τη FID προσφέροντας κυρίως T2*W εικόνες.

β) Spoiled ή Incoherent GE : προκύπτει από αξιοποίηση μόνο της FID και ακύρωση της εγκάρσιας μαγνήτισης από προηγούμενα TR προσφέροντας κυρίως T1W εικόνες.

γ) Steady – state free precession (SSFP) ή Time – reversed GE : προκύπτει από αξιοποίηση μόνο της εγκάρσιας μαγνήτισης από προηγούμενα TR προσφέροντας κυρίως T2W εικόνες.

Ακολουθία Παλμών Rewound GE ή Coherent GE

Η ακολουθία παλμών Rewound GE (ή Coherent GE, ή σύμφωνη GE) έχει σαν στόχο την αξιοποίηση της υπολειπόμενης εγκάρσιας μαγνήτισης που προκύπτει ανάμεσα στα TR μαζί με

την FID (είναι σαν άθροισμα του σήματος FID και της εναπομείνας εγκάρσιας μαγνήτισης). Σαν ακολουθία GE χρησιμοποιεί παλμό διέγερσης με μεταβλητές γωνίες εκτροπής ενώ η επαναφορά φάσης πραγματοποιείται μέσω βαθμιδωτών πεδίων για απόκτηση βαθμιδωτής ηχούς (gradient echo). Συγκριτικά με την spoiled GE, η rewound GE δημιουργεί εικόνες υψηλότερου σήματος ενώ επιπλέον οι εικόνες που παράγονται διαθέτουν ένα πιο περίπλοκο συνδυασμό αντίθεσης της εικόνας. Η δειγματοληψία τόσο της FID όσο και της εναπομείνας εγκάρσιας μαγνήτισης, προσδίδει στην εικόνα υπερίσχυση του σήματος κυρίως από ιστούς που περιέχουν νερό και επομένως έχουν μεγάλο T2. Οι εικόνες που δημιουργούνται έχουν κατά κύριο λόγο μυελογραφική εμφάνιση ή αγγειογραφική εμφάνιση καθώς το ENY και το αίμα της εικόνας είναι φωτεινά. Οι τομές μπορούν να λαμβάνονται είτε με 3D, είτε με 2D τεχνική. Η rewound GE είναι πολύ σημαντική για τον εντοπισμό αιμορραγίας στον εγκέφαλο. Τέλος η συγκεκριμένη ακολουθία είναι αρκετά ευαίσθητη στη κίνηση και τη ροή δημιουργώντας προβλήματα ή καταστροφή της εγκάρσιας συνοχής των σημάτων.

Τα πλεονεκτήματα που προκύπτουν από τη συγκεκριμένη ακολουθία είναι σίγουρα η γρήγορη απεικόνιση και η λήψη εικόνων T2*W σε χρόνους τόσο σημαντικά μικρούς όπου είναι εφικτή ακόμα και η εφαρμογή συγκράτησης της αναπνοής. Επιπλέον αποκτάτε SAR μειωμένο λόγω χρήσης μικρών γωνιών εκτροπής ενώ η μεγάλη ευαισθησία στη ροή, όπως έχει προαναφερθεί, δίνει την ιδιαίτερη ευχέρεια στην ιατρική κοινότητα για χρήση της rewound GE στη μαγνητική αγγειογραφία. Τα μειονεκτήματα που εντοπίζονται είναι η μεγάλη ευαισθησία στη κίνηση και τη ροή, η ευαισθησία στα σφάλματα μαγνητικής επιδεκτικότητας, η λήψη εικόνων με μικρό SNR σε 2D τεχνική και το πολύπλοκο βάρος εικόνας που προκύπτει, το οποίο είναι ανάλογο του λόγου T2/T1.

Ακολουθία παλμών Fully Rewound GE

Η ακολουθία fully rewound GE αποτελεί παραλλαγή της ακολουθίας rewound GE. Πιο αναλυτικά η παραλλαγή εντοπίζεται στη χρήση ισορροπημένης κυματομορφής στα πηνία βαθμίδας σε συνδυασμό με παλμούς διέγερσης εναλλασσόμενης γωνίας εκτροπής. Η διαφοροποίηση αυτή έχει ως στόχο την επαύξηση των αποτελεσμάτων της σταθερής κατάστασης με την εφαρμογή μεγαλύτερων γωνιών εκτροπής και πιο μικρού TR συγκριτικά με την ακολουθία rewound GE.

Μοιάζοντας σημαντικά με τη rewound GE είναι κατανοητό ότι η ακολουθία fully rewound GE αξιοποιεί την εγκάρσια μαγνήτιση που εναπομένει ανάμεσα στα TR μαζί με την FID, χρησιμοποιώντας μεγάλες γωνίες εκτροπής και παράγοντας εικόνες με πολύ υψηλό σήμα στους ιστούς με βάρος εικόνας ανάλογο του λόγου T2/T1 (διαθέτουν πολύ μεγάλο λόγο T2/T1). Η εφαρμογή της ακολουθίας αυτής είναι σημαντική στη μελέτη της καρδιάς, στη μελέτη άνω και κάτω κοιλίας σε συνδυασμό με συγκράτηση της αναπνοής, στη μαγνητική αγγειογραφία, στη μελέτη των εμβρύων (καθώς προσφέρει μεγάλη ταχύτητα, υψηλό SNR και μειωμένο SAR) και στη μελέτη της σπονδυλικής στήλης, εξαιτίας της μείωσης των σφαλμάτων ροής του ENY που προκύπτουν.

Ακολουθία Παλμών Spoiled GE ή Incoherent GE

Η ακολουθία παλμών spoiled GE (ή incoherent GE , ή ασύμφωνη GE) έχει σαν στόχο την ακύρωση της εγκάρσιας μαγνήτισης από προηγούμενα TR είτε με πηνίο βαθμίδας , είτε πιο αποτελεσματικά με RF παλμούς. Με την εφαρμογή αυτής της διαδικασίας ο σχηματισμός της εικόνας προκύπτει από την αξιοποίηση μόνο του FID. Η ακολουθία spoiled GE αρχίζει με ένα παλμό διέγερσης μεταβλητής γωνίας εκτροπής και συνεχίζει με εφαρμογή κατάλληλων βαθμιδωτών πεδίων για επαναφορά φάσης και απόκτησης βαθμιδωτής ηχούς (gradient echo). Η spoiled GE εφαρμόζεται εκτενώς για παραγωγή εικόνων T1W υψηλής χρονικής διακριτικής ικανότητας με κύρια παραδείγματα να είναι οι 3D απεικονίσεις, οι εξετάσεις με συγκράτηση αναπνοής και οι εξετάσεις πριν και μετά την έγχυση σκιαγραφικού. Επιπλέον η spoiled GE μπορεί να χρησιμοποιηθεί στη TOF – MRA , στη CE – MRA, στη DCE – MRA και στη SWI . Οι τομές που μπορούν να λαμβάνονται είναι είτε με 3D, είτε με 2D τεχνική. Τα δύο βασικότερα πλεονεκτήματα που εντοπίζονται σε αυτή την ακολουθία είναι το μειωμένο SAR που προκύπτει εξαιτίας των μικρών γωνιών εκτροπής που εφαρμόζονται και η ικανοποιητική μελέτη ανατομίας και ανάδειξης παθολογίας μετά από χορήγηση σκιαγραφικού σε εικόνες T1W. Τέλος τα μειονεκτήματα που εντοπίζονται είναι το μικρό SNR των εικόνων με 2D τεχνική και ο έντονος θόρυβος που προκύπτει από τα βαθμιδωτά πηνία.

Ακολουθία Παλμών Steady State Free Precession (SSFP) GE

Είναι γνωστό από τη θεωρία ότι οι ακολουθίες GE δεν μπορούν να επιτύχουν T2W εικόνες επειδή η επανεστίαση που προκαλούν τα πηνία βαθμίδας δεν είναι αποτελεσματική και το σήμα που προκύπτει καθορίζεται από απόσβεση T2*. Όμως η ακολουθία steady – state free precession GE (ή SSFP GE , ή Time – reversed GE) έχει δημιουργηθεί για την επίλυση του συγκεκριμένου θέματος . Η λύση του ζητήματος αυτού στηρίζεται στη χρήση ενός πηνίου επανεστίασης που οδηγεί σε δημιουργία ηχούς νωρίτερα ώστε να μην συμπίπτει με την FID του επερχόμενου παλμού. Έτσι η SSFP GE προκύπτει στηριζόμενη στην αξιοποίηση μόνο της εγκάρσιας μαγνήτισης που δημιουργείται από προηγούμενα TR. Στην πραγματικότητα η SSFP GE έχει πολύ μικρή εφαρμογή στη κλινική πράξη καθώς η FSE την έχει αντικαταστήσει σχεδόν πλήρως λόγω της επίτευξης παραγωγής ποιοτικών T2W εικόνων σε μικρούς χρόνους συλλογής. Παρόλα αυτά η SSFP GE παράγει ικανοποιητικές T2W εικόνες κάνοντας την πολύτιμη στον εγκέφαλο (εμφάνιση ισχυρού σήματος του ENY στους χώρους όπου εντοπίζεται) και στις αρθρώσεις τόσο με 2D τεχνική όσο και με 3D ογκομετρικές λήψεις. Κυριότερη χρήση της εντοπίζεται στη DWI του μυσσκελετικού συστήματος αντί για την εφαρμογή της τεχνικής EPI (Echo Planar Imaging) . Σίγουρα όμως η απόκτηση εικόνων με χαμηλό SNR , φτωχής ποιότητας και η εμφάνιση δυνατών θορύβων από τα βαθμιδωτά πηνία δεν την καθιστά ιδανική για αρκετά πρωτόκολλα απεικόνισης και κυρίως στη παιδιατρική απεικόνιση.

Ακολουθία Παλμών Fast GE

Οι ακολουθίες fast GE είναι πολύ γρήγορες ακολουθίες παλμών οι οποίες δίνουν τη δυνατότητα για κάλυψη αρκετών τομών ή και ενός όγκου ιστών στη διάρκεια ενός και μόνου κρατήματος της αναπνοής . Συνήθως εφαρμόζουν σύμφωνες ή ασύμφωνες gradient echo ακολουθίες , αλλά με τη χρήση ενός πολύ μικρού TE. Ο χρόνος λήψης κάθε εικόνας υπολογίζεται περίπου στο 1 sec, καθιστώντας το αυτό εφικτό χάρις στη χρήση μικρών γωνιών εκτροπής μειωμένου εύρους , με πολύ μικρό χρόνο TR και βελτιστοποιημένο τρόπο πλήρωσης του K – χώρου. Τα πολύ μικρά TR και οι μικρές γωνίες εκτροπής οδηγούν σε μειωμένη αντίθεση των ιστών, επομένως πριν από κάθε συλλογή δεδομένων για τη βελτίωση της αντίθεσης είναι απαραίτητη η χρήση κατάλληλων παλμών προετοιμασίας της μαγνήτισης (magnetization prepared GE), οι οποίοι επίσης καθορίζουν και το προσανατολισμό της εικόνας που θα παραχθεί. Για λήψη εικόνων T1W στην αρχή της ακολουθίας εφαρμόζεται ένας παλμός αναστροφής 180° για προετοιμασία της μαγνήτισης και στη συνέχεια ακολουθείται μία GE ακολουθία ενώ για λήψη εικόνων T2W για προετοιμασία μαγνήτισης εφαρμόζονται οι παλμοί $90^\circ / 180^\circ / -90^\circ$ (driven equilibrium preparation pulse) και στη συνέχεια ακολουθείται μία GE ακολουθία. Για επίτευξη ακολουθίας παλμών 3D Fast GE λόγω χρονικών περιορισμών εφαρμόζεται μία κατάλληλη τροποποίηση στο τρόπο συλλογής δεδομένων της ακολουθίας. Η fast GE είναι χρήσιμη γρήγορη ακολουθία κυρίως για την ορθή παρακολούθηση της έλευσης και της μελέτης πρόσληψης σκιαγραφικού σε διάφορες τεχνικές απεικόνισης (όπως στη δυναμική απεικόνιση ή τη PWI) καθώς επίσης και για τη λήψη 3D εικόνων υψηλής διακριτικής ικανότητας.

Ακολουθία Παλμών Multi – Echo SE

Μπορεί στη multi – echo SE τα σήματα ηχούς να αξιοποιούνται για τη μείωση του χρόνου συλλογής των δεδομένων , όμως η multi – echo GE τα χρησιμοποιεί για διαφορετικό σκοπό . Πιο συγκεκριμένα τα επιπλέον σήματα ηχούς που λαμβάνει τα αξιοποιεί για τη βελτίωση του SNR και την ενίσχυση του βάρους εικόνας σε T2. Για την απόκτηση πολλαπλών σημάτων GE πρέπει να εφαρμοστούν πολλαπλές διαδοχικές αλλαγές του πηνίου βαθμίδας μετά από μία και μόνο διέγερση με RF παλμό. Σε διαφορετικούς χρόνους TE λαμβάνονται τα πολλαπλά σήματα ηχούς, τα οποία συνδυάζονται όλα μαζί σε μία εικόνα. Τα σήματα ηχούς που προέρχονται από τα μικρά TE προσφέρουν αύξηση του SNR ενώ τα σήματα ηχούς που προέρχονται από τα πιο μεγάλα TE βελτιώνουν την αντιθετική διακριτική ικανότητα της εικόνας . Όλα αυτά όμως κοστίζουν στο διαθέσιμο χρόνο λήψης επιπλέον τομών σε 2D multislice τεχνική. Σημαντική η χρήση της ακολουθίας αυτής κυρίως για τη μελέτη της ΑΜΣΣ , αφού καταφέρνει να βελτιώσει την αντίθεση μεταξύ λευκής και φαιάς ουσίας αλλά και να ελαχιστοποιήσει τα σφάλματα ροής του ENY σε εκείνη τη περιοχή [60], [75], [76], [77], [78].

2.8 Πρωτόκολλα Απεικόνισης μαγνητικού τομογράφου εγκεφάλου και σπονδυλικής στήλης

Τα μέλη από τις παγκόσμιες ακτινολογικές εταιρίες ανά το κόσμο έχουν προτείνει συγκεκριμένα πρωτόκολλα απεικόνισης για όλους τους κλάδους και τομείς της ιατρικής απεικόνισης. Το ίδιο φυσικά ισχύει και για το κλάδο της παιδιατρικής νευροακτινολογίας. Κάθε ένα πρωτόκολλο περιέχει τις κατάλληλες κατευθυντήριες γραμμές και οδηγίες για τα μέλη της ιατρικής ομάδας, ώστε το αποτέλεσμα που θα προκύψει να είναι το καλύτερο δυνατό διαγνωστικά. Με την εξέλιξη της μαγνητικής τομογραφίας ο τεχνολόγος ακτινολογίας-ακτινοθεραπείας έχει πληθώρα επιλογών ώστε να φτάσει στο επιθυμητό αποτέλεσμα. Ταυτόχρονα όμως οι ευθύνες για την ασφάλεια του παιδιατρικού ασθενή και οι απαιτήσεις για υψηλής ποιότητας εικόνες στο πεδίο της απεικόνισης με μαγνητικό τομογράφο, έχουν αυξηθεί με τον τεχνολόγο ακτινολογίας – ακτινοθεραπείας να έχει όλο και μεγαλύτερο μερίδιο ευθύνης στη διαδικασία της εξέτασης.

Γενικά

Για πολλές δεκαετίες η ανάπτυξη του φυσιολογικού εγκεφάλου στα μικρά παιδιά αποτελεί αντικείμενο μελέτης όλων των ιατρικών ειδικοτήτων όπου ασχολούνται αποκλειστικά με τον παιδιατρικό ασθενή. Η συνεισφορά της ιατρικής απεικόνισης σε αυτό το τομέα είναι καθοριστική, και δε μάλιστα της ιατρικής απεικόνισης με μαγνητικό συντονισμό, η οποία έδωσε ένα πολύτιμο εργαλείο στα χέρια των επιστημόνων. Στις μελέτες των περισσότερων ερευνητών ένα σημαντικό ηλικιακό σημείο αναφοράς και καμπής για την ανάπτυξη των φυσιολογικών δομών και της μυελίνης στα μικρά παιδιά είναι τα δύο έτη. Συγκεκριμένα αναφερόμενοι στη διαδικασία ανάπτυξης της μυελίνης παρατηρείται ταχεία ανάπτυξής της μέχρι και πριν από τα δύο έτη ενώ μετά τα δύο έτη η ανάπτυξη της μυελίνης είναι αισθητά πιο αργή. Όσον αφορά τη λευκή ουσία, ο προσανατολισμός της εικόνας που θα επιλεγθεί για τη βέλτιστη μελέτη των αλλαγών της ωρίμανσης της λευκής ουσίας καθορίζεται ανάλογα την ηλικία του νηπίου. Οι εικόνες T1W είναι ωφέλιμες για νήπια της ηλικιακής βαθμίδας των 6 – 8 μηνών ενώ οι εικόνες T2W προτιμώνται για παιδιά από 8 – 18 μηνών. Τέλος ο προσανατολισμός των εικόνων με τη μεγαλύτερη ευαισθησία και τη καλύτερη απεικονιστική προσέγγιση για τη μελέτη της φυσιολογικής ανάπτυξης και ωρίμανσης του εγκεφαλικού στελέχους και της παρεγκεφαλίδας είναι οι εικόνες T2W.

Πρωτόκολλα απεικόνισης

Οι δομές που πρέπει να απεικονιστούν είναι γενικά μικρές και ο στόχος της ομάδας του τμήματος του μαγνητικού τομογράφου είναι η επίτευξη λήψης ενός μέγιστου πάχους τομής στα 5 mm στον εγκέφαλο και 3 mm στην σπονδυλική στήλη. Για απόκτηση εικόνων T2W δεν προτιμώνται ακολουθίες ultrafast με συγκράτηση αναπνοής (breath hold) καθώς μειώνεται σημαντικά το CNR και η συνεργασία των παιδιατρικών ασθενών σε τέτοιου είδους ακολουθίες

είναι σχεδόν αδύνατη.

Μια γενική αρχή η οποία εφαρμόζεται για την δημιουργία πρωτοκόλλων στη μαγνητική τομογραφία είναι ότι πρέπει να υπάρχει συνδυασμός T2W εικόνων σε δύο επίπεδα, με υποστήριξη T1W εικόνων σε δύο επίπεδα (δεν είναι απαραίτητο να είναι τα ίδια επίπεδα που ελήφθησαν για τις T2W εικόνες). Όσον αφορά τη χρήση ΜΣΑ* (Μέσου Σκιαγραφικής Αντίθεσης) είναι καθαρά απόφαση του ιατρού-ακτινολόγου και καθορίζεται πάντα από τη πιθανή ασθένεια που μελετάτε κάθε φορά. Αναφερόμενοι στις δύο παιδιατρικές ασθένειες που μελετώνται στην εν λόγω εργασία η ADEM είναι μία ασθένεια η οποία συνήθως χρήζει χορήγησης ΜΣΑ, ενώ και η MS τόσο στην αρχή για την εμφάνιση της νόσου όσο και σε κάποιο follow-up είναι πιθανή η ανάγκη για σκιαγραφικό.

Στη δημιουργία των standard πρωτοκόλλων απεικόνισης εγκεφάλου είναι επιθυμητό να γίνει ο διαχωρισμός των παιδιατρικών ασθενών ανάλογα την ηλικιακή κατηγορία στην οποία ανήκουν, με τις ηλικιακές κατηγορίες να χωρίζονται στην ηλικιακή κατηγορία κάτω των δύο ετών και στην ηλικιακή κατηγορία άνω των δύο ετών. Στο standard πρωτόκολλο εγκεφάλου κάτω των δύο ετών τα επίπεδα και οι ακολουθίες που λαμβάνονται κυρίως είναι η εγκάρσια και στεφανιαία dual echo STIR, η στεφανιαία και οβελιαία T1W Spin Echo, η DWI και στα τρία επίπεδα με τη συνοδεία του χάρτη ADC ενώ κρίνεται απαραίτητο σε μερικές περιπτώσεις η χρήση μίας εγκάρσιας T2*W GE (D SWAN) κυρίως για εντόπιση τραύματος στο εγκεφαλικό παρέγχυμα. Στο standard πρωτόκολλο εγκεφάλου άνω των δύο ετών τα επίπεδα και οι ακολουθίες που λαμβάνονται κυρίως είναι η εγκάρσια T2W FSE, η στεφανιαία FLAIR, η στεφανιαία και η οβελιαία T1W Spin Echo, η DWI και στα τρία επίπεδα με τη συνοδεία του χάρτη ADC ενώ όπως και στο αρχικό πρωτόκολλο κρίνεται απαραίτητο σε μερικές περιπτώσεις η χρήση μίας εγκάρσιας T2*W GE (3D SWAN). Στη περίπτωση που επιθυμείτε χορήγηση ΜΣΑ τα πρωτόκολλα παραμένουν σχεδόν ίδια αλλά η προσθήκη ακόμα μίας ακολουθίας επιβάλλεται καθώς είναι υπεύθυνη για την ορθή ερμηνεία της εικόνας με χορήγηση σκιαγραφικού. Η ακολουθία αυτή είναι η T1W Spin Echo με μεταφορά μαγνήτισης (magnetization transfer) και στα τρία επίπεδα και για τις δύο ηλικιακές κατηγορίες. Νεότερες βιβλιογραφικές πηγές αναφέρουν και άλλες ακολουθίες στην ένταξη των standard πρωτοκόλλων όπως την οβελιαία 3D T1W Spoiled GE , τη στεφανιαία 3D T2W Flair MP – RAGE (magnetization prepared rapid GE) και τη 3D T2W Flair χρησιμοποιώντας ακολουθία FSE Variable Flip Angle. Γενικά η εφαρμογή ακολουθιών FSE είναι συχνή καθώς προσφέρουν υψηλή αντίθεση μεταξύ φαιάς και λευκής ουσίας καθώς επίσης και υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα (X.Δ.Ι.).

Στη δημιουργία των standard πρωτοκόλλων απεικόνισης της σπονδυλικής στήλης δεν επιβάλλεται ο διαχωρισμός των παιδιατρικών ασθενών σε ηλικιακές κατηγορίες. Ένα standard πρωτόκολλο σπονδυλικής στήλης περιέχει οβελιαίες T1W και T2W FSE ακολουθίες , εγκάρσιες T1W και T2W FSE ενώ σε περιπτώσεις χορήγησης και σκιαγραφικού κρίνεται σκόπιμο και η εφαρμογή μίας οβελιαίας T1W FSE. Μία ενδιαφέρουσα ακολουθία για την απόκτηση ικανοποιητικής απεικόνισης της σπονδυλικής στήλης με υψηλή αντίθεση και πολύ καλή X.Δ.Ι. είναι η 3D CISS (μία αργή παραλλαγή της Fully Rewound GE).

Πιο κάτω υπάρχει πίνακας με αγγλικούς όρους , στον οποίο αναγράφονται λεπτομερώς τα standard πρωτόκολλα εγκεφάλου και σπονδυλικής στήλης για τα παιδιά.

Standard MRI brain and spine protocols

Types of brain and spine MRI	Protocols
MRI brain (under 2 years old)	Axial and coronal dual echo STIR Coronal and sagittal T1-W spin-echo DWI in three planes and calculated ADC map Axial "susceptibility-weighted" GE sequence ^a
MRI brain (over 2 years old)	Axial T2-W fast spin-echo Coronal FLAIR Coronal and sagittal T1-W spin-echo DWI in three planes and calculated ADC map Axial "susceptibility-weighted" GE sequence ^a
MRI brain with contrast enhancement (under 2 years old)	Axial and coronal dual-echo STIR Coronal T1-W spin-echo DWI in three planes and calculated ADC map Contrast-enhanced axial, coronal and sagittal T1-W spin-echo with magnetization transfer Axial "susceptibility-weighted" GE sequence ^a
MRI brain with contrast enhancement (over 2 years old)	Axial T2-W fast spin-echo Coronal FLAIR Coronal T1-W spin-echo DWI in three planes and calculated ADC map Contrast-enhanced axial, coronal and sagittal T1-W spin-echo with magnetization transfer Axial "susceptibility-weighted" GE sequence ^a
MRI spine	Sagittal T1-W and T2-W fast spin-echo Axial T1-W and T2-W fast spin-echo through target area and conus (Coronal T1-W spin-echo for scoliosis, if patient compliant)
MRI spine with contrast enhancement	Sagittal T1-W and T2-W fast spin-echo Contrast-enhanced sagittal T1-W fast spin-echo Axial T1-W spin-echo through target area

Saunders D. , Thompson C. , Gunny R. , Jones R. , Cox T. , Chong W. *Magnetic resonance imaging protocols for paediatric neuroradiology* . *Pediatr Radiol* . (2007)37:789-797 . DOI:10.1007/s00247-007-0462-9

Μελλοντικές εξελίξεις

Το μέλλον στη μαγνητική τομογραφία είναι η advanced MRI (προηγμένη μαγνητική τομογραφία) η οποία θα είναι ένας συνδυασμός standard πρωτοκόλλων απεικόνισης με τεχνικές λειτουργικής απεικόνισης, όπως η απεικόνιση αιματικής διήθησης (Perfusion Weighted Imaging, DWI), απεικόνιση ταυστών διάχυσης (Diffusion Tensor Imaging, DTI), η Μαγνητική Φασματοσκοπία (MR Spectroscopy) κ.α.. Τέλος η εξέλιξη και η χρήση μαγνητικών τομογράφων μεγαλύτερης ισχύος θα προσδώσουν σημαντικά πλεονεκτήματα σε αύξηση του SNR και μείωση του χρόνου σάρωσης, δύο στοιχεία τα οποία θα είναι ωφέλιμα για τους παιδιατρικούς ασθενείς οι οποίοι έχουν μικρά μεγέθη και μεγαλύτερη πιθανότητα να κινηθούν κατά τη διάρκεια της εξέτασης MRI [81], [82], [83], [84].

3. Παιδική Σκλήρυνση κατά Πλάκας

Η **σκλήρυνση κατά πλάκας (ΣΚΠ)** είναι μια ιδιοπαθή φλεγμονώδης διαταραχή, την οποία αντιπροσωπεύει η απομυελίνωση και ο εκφυλισμός του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ) [17]. Πιστεύεται ότι η σκλήρυνση κατά πλάκας οφείλεται σε αυτοάνοση απόκριση που προκαλείται από κύτταρα εναντίον των συστατικών της μυελίνης κάποιου ατόμου, με απώλεια ολιγοδενδροκυττάρων, με μικρό ή καθόλου αξονικό εκφυλισμό στην οξεία φάση. Ωστόσο, σε μεταγενέστερα στάδια, η απώλεια ολιγοδενδροκυττάρων οδηγεί σε εκφυλισμό αξονικού. Τα επίκτητα σύνδρομα απομυελίνωσης είναι οξείες διαταραχές που επιμένουν για τουλάχιστον 24 ώρες και προσβάλλουν περιοχές όπως το οπτικό νεύρο, τον εγκέφαλο ή τον νωτιαίο μυελό. Οι περιοχές αυτές εμφανίζουν αυξημένο σήμα T2 στην μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging – MRI).

3.1 Επιδημιολογία

Η ΣΚΠ είναι η συχνότερη νευρολογική πάθηση των ανήλικων ανθρώπων. Η δημιουργία της παθολογικής κατάστασης της ΣΚΠ είναι, μέχρι σήμερα ημέρα, ακόμα μη ιδιαίτερα κατανοητή. Είναι αυτοάνοση ασθένεια, ωστόσο έχει τάση να εμφανίζεται σε άτομα που έχουν ιστορικό συγγένειας με παθόντες. Συνήθως εκδηλώνεται στη 2^η έως 4^η δεκαετία της ζωής, παρ'όλα αυτά ένα ποσοστό του 2-5% των περιπτώσεων είναι παιδιατρική ΣΚΠ [8]. Μελέτες λένε ότι, η παιδιατρική έναρξη της νόσου χαρακτηρίζεται, όταν η πρώτη φλεγμονώδης απομυελυνωτική επίθεση εμφανίζεται πριν από το 16^ο ή 18^ο έτος. Η εμφάνιση πριν από την ηλικία των 10 είναι πολύ σπάνια με συχνότητα 0,09 / 100.000 και αυξάνεται στην εφηβεία σε 2,64 / 100.000 [18]. Τα δωδέκατα γενέθλια φαίνεται να παίζουν πολύ μεγάλο ρόλο στην καμπύλη εκτίμησης κινδύνου της εμφάνισης της ΣΚΠ, καθώς τα μικρότερα παιδιά έχουν μεγαλύτερη πιθανότητα εμφάνισης **οξείας διάχυτης εγκεφαλομυελίτιδας (Acute disseminated encephalomyelitis – ADEM)** [19]. Η επικράτηση της ΣΚΠ κυρίως δυναμώνει με την ανάπτυξη του οργανισμού και 32-50% των παιδιών που εμφανίζουν το πρώτο σύμπτωμα αναπτύσσουν ΣΚΠ μέσα σε πέντε χρόνια [8]. Η συχνότητα εμφάνισης είναι υψηλότερη σε παιδιά ηλικίας 13 έως 16 ετών. Γενικότερα κανένας αιτιολογικός παράγοντας δεν συνδέεται στενά με την ΣΚΠ, ωστόσο η αναλογία θηλυκού: αρσενικού είναι σχεδόν ίση στην πολλαπλή σκλήρυνση πριν από την εφηβεία, η οποία σε σύγκριση μετά την έναρξη της εφηβείας, αυξάνεται σε περίπου 2:1 [25]. Ένας ακόμη παράγοντας θεωρείται και η παχυσαρκία [10].

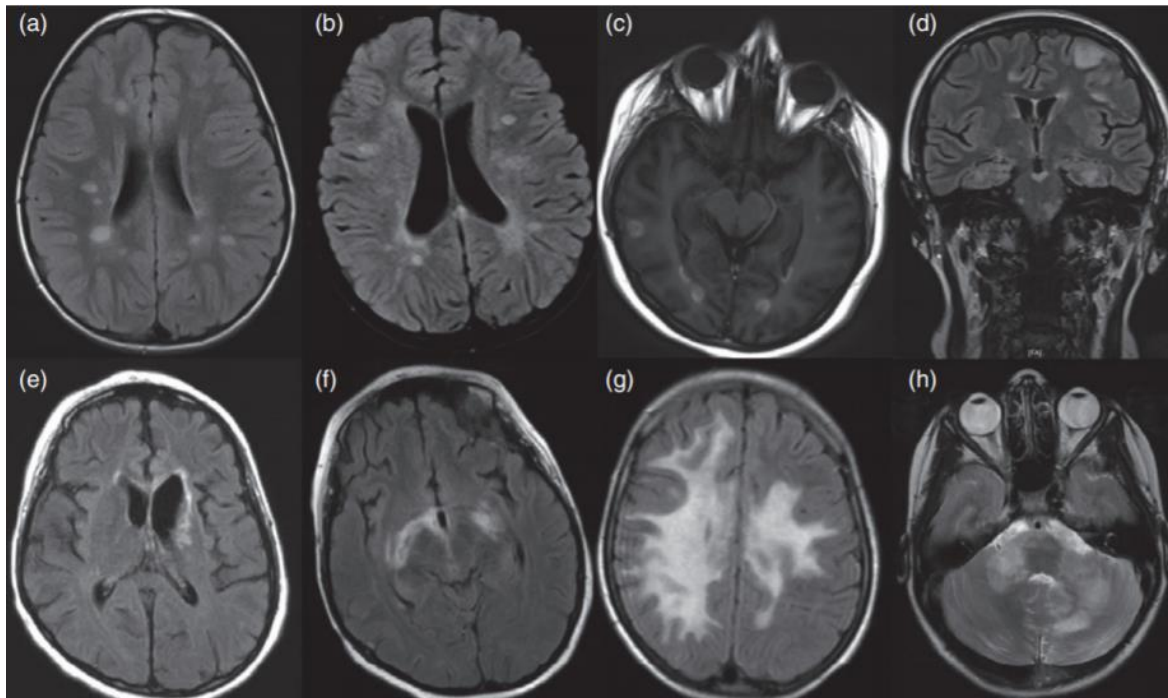
Βασικά, η παιδιατρική σκλήρυνση κατά πλάκας και η σκλήρυνση κατά πλάκας στην ενηλικίωση φαίνεται να είναι η ίδια ασθένεια, ωστόσο διαφέρει η κλινική εικόνα, η πορεία και η θεραπεία της ασθένειας, βάση την ηλικία του ασθενούς. Οι παιδιατρικοί ασθενείς με σκλήρυνση

κατά πλάκας έχουν περισσότερες κακώσεις στη μαγνητική τομογραφία και σημαντική υποτροπή σε σχέση με τους ενήλικες. Μια σαφής, έγκαιρη διάγνωση και πρόωπη αντιμετώπιση της ασθένειας μπορεί να καθυστερήσει την εμφάνιση των συμπτωμάτων αρκετά. Επιπρόσθετα, λόγω της νεαρής ηλικίας της επίθεσης, η ανάπτυξη αναπηρίας εμφανίζεται 10 χρόνια νωρίτερα σε σχέση ενήλικες ασθενείς με σκλήρυνση κατά πλάκας [7].

3.2 Κλινική εικόνα και πορεία

Οι παιδιατρικοί ασθενείς μπορούν να εμφανίσουν μια μεγάλη ποικιλία συμπτωμάτων. Συμπεριλαμβανόμενα είναι η οπτική νευρίτις, αισθητικά, κινητικά και εγκεφαλικά συμπτώματα. Στα παιδιά, το πρώτο επεισόδιο είναι συχνά πολυεστιακό με κινητικές διαταραχές, αταξία, διαταραχές του σφιγκτήρα, αλλά και σημαντική γνωστική εξασθένηση. Στους εφήβους, από την άλλη πλευρά, η εστίαση είναι μονοεστιακή, όπως η οπτική νευρίτιδα, παραισθησίες αλλά και παράλυση [18]. Οι Amato MP, Goretti B και Ghezzi A, στην μελέτη που πραγματοποίησαν βρήκαν σε ένα δείγμα 63 ασθενών, ότι τα κριτήρια για γνωστική εξασθένηση (αποτυχία σε τουλάχιστον τρεις εξετάσεις) πληρούνταν σε 19 ασθενείς (31%), ενώ 32 ασθενείς (53%) απέτυχαν τουλάχιστον δύο εξετάσεις [21]. Τα χαρακτηριστικά ακτινολογικά χαρακτηριστικά φαίνονται στην Εικόνα 1.

Ο φαινότυπος διαφέρει αρκετά από των ενηλίκων, καθώς παρατηρείται πιο έντονα επιθετική εμφάνιση της νόσου, μια πολυεστιακή εμφάνιση νευρολογικών ελλειμμάτων και υψηλότερο ποσοστό υποτροπής νωρίς στην πορεία της νόσου [20]. Συνολικά, τα παιδιά τείνουν να έχουν ευνοϊκότερο αποτέλεσμα με βραδύτερη εξέλιξη της νόσου με την πάροδο του χρόνου: χρειάζονται 10 χρόνια περισσότερο για να φτάσουν στη δευτερογενή φάση προοδευτικής νόσου σε σύγκριση με τους ενήλικες [7]. Η σχετικά αργή ανάπτυξη μη αναστρέψιμης σωματικής αναπηρίας στα παιδιά πιστεύεται ότι οφείλεται σε καλύτερη νευροπλαστικότητα, επιτρέποντας καλύτερη ανάκαμψη από υποτροπές. Στην παιδιατρική σκλήρυνση κατά πλάκας ο χρόνος από την έναρξη έως την επιβεβαιωμένη αναπηρία μπορεί να είναι σχετικά μεγάλος, αλλά το ορόσημο της αναπηρίας επιτυγχάνεται σε νεαρή ηλικία [20].



Εικόνα 1: Ακτινολογικοί φαινότυποι σε παιδιά με σύνδρομο απομυελίνωσης. (a) Ένα 5χρονο κορίτσι που παρουσίασε αδυναμία στην αριστερή της πλευρά. (b) Νευροαπεικόνιση 4 χρόνια αργότερα, εμφανίζοντας ιδιαίτερη ατροφία. (c,d) Ένα 15χρονο κορίτσι με επιθετική ΣΚΠ που είχε τρία επιθετικά επεισόδια μέσα στους πρώτους δύο μήνες και παρατηρούνται πολλαπλές ενισχυμένες (c) και μη (d) βλάβες. (e,f) Ένα 12χρονο κορίτσι με οπτική νευρίτις. (g) Ένα αγόρι με υποτροπιάζουσες εγκεφαλοπάθειες και αντίσωμα γλυκοπρωτεΐνης ολιγοδενδροκυττάρων μυελίνης. (h) Συμμετοχή της μέσης παρεγκεφαλίδας σε ένα 5χρονο κορίτσι με επανειλημμένα επεισόδια αταξίας και MOG-Ab. Η εικόνα από: Daignan, S., Brownlee, W., Wassmer, E., Hemingway, C., Lim, M., Ciccarelli, O., & Hacohen, Y. (2019). *Paediatric multiple sclerosis: a new era in diagnosis and treatment. Developmental Medicine & Child Neurology*. doi:10.1111/dmcn.14212

Η ετερογενής πορεία της ΣΚΠ μπορεί να κατηγοριοποιηθεί σε γενικές γραμμές σε τρία μοτίβα:

α) Υποτροπιάζουσα διαλείπουσα μορφή [relapsing – remitting MS (RRMS)] : 98% των παιδιατρικών περιπτώσεων, η συχνότητα των υποτροπών είναι δυο με τρεις φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη των ενηλίκων με σοβαρότερες προσβολές αλλά με ταχύτερη και καλύτερη ανάρρωση. Επιπλέον η λειτουργική έκπτωση συμβαίνει με βραδύτερο ρυθμό σε σχέση με τους ενήλικες. Στην υποτροπιάζουσα μορφή, τα κλινικά συμπτώματα φαίνεται να επιλύονται πλήρως ή μερικώς μέσα σε μερικές εβδομάδες. Δεν υπάρχει εξέλιξη των κλινικών συμπτωμάτων μεταξύ των εξάρσεων. Το μέσο ποσοστό υποτροπής στην παιδιατρική σκλήρυνση κατά πλάκας είναι 1,9 το πρώτο έτος μετά την έναρξη, 0,7 το δεύτερο έτος και 0,4 το τρίτο έτος [18].

β) Πρωτοπαθής προϊούσα μορφή [primary – progressive MS (PPMS)] : μόνο 2% των παιδιατρικών περιπτώσεων, καθώς πολύ σπάνια θα πρέπει να γίνει διαφορική διάγνωση από άλλα σπάνια νοσήματα (μιτοχονδριακά, νεοπλασματικά, νευροεκφυλιστικά). Αυτή η μορφή χαρακτηρίζεται από αυξανόμενη εμφάνιση κλινικών συμπτωμάτων χωρίς υποτροπές.

Επιπροσθέτως είναι ιδιαίτερα σπάνια στα παιδιά και στους εφήβους.

γ) Δευτεροπαθής προϊούσα μορφή [secondary – progressive MS (SPMS)]: περιγράφει ένα δεύτερο στάδιο της σκλήρυνσης κατά πλάκας στο οποίο υπάρχει σταδιακή αύξηση της αναπηρίας, συχνά χωρίς πρόσθετες υποτροπές. Εάν εμφανιστεί στα παιδικά χρόνια η ΣΚΠ, τότε η μετάβαση στην δευτεροπαθή μορφή έρχεται μετά από 10-20 χρόνια.

3.3 Πρόγνωση και τωρινά διαγνωστικά κριτήρια

Η πρώτη κλινική επίθεση, στην οποία η εγκεφαλική ή/και η σπονδυλική μαγνητική τομογραφία δείχνει αλλοιώσεις αλλά τα κριτήρια για χωρική/και χρονική διάδοση [Dissemination in space (DIS) and/or time (DIT)] δεν πληρούνται και τα συμπτώματα είναι τυπικά για ΣΚΠ, χαρακτηρίζεται ως Κλινικά Μεμονωμένο Σύνδρομο (Clinically Isolated Syndrome- CIS).

Οι παιδιατρικοί ασθενείς με αρχική CIS είναι πιο πιθανό να αποκτήσουν μελλοντικά μια διάγνωση για MS αντί για ADEM. Μελέτες έχουν αναφέρει ότι 5% έως 29% των ασθενών που είναι διαγνωσμένοι με παιδιατρική ADEM, θα παρουσιάσουν στο χρονικό διάστημα από έξι (6) μηνών έως επτά (7) χρόνων, σκλήρυνση κατά πλάκας [26]. Σε μια μελέτη 123 παιδιών (< 18 χρονών), η μετατροπή από CIS σε MS, συνέβη στα 26 από τα 67 παιδιά (38.8%) και η μετατροπή από ADEM σε MS στα 4 από τα 47 παιδιά (8.5%) [22]. Το θηλυκό γένος, συμμετοχή του στελέχους και των ημισφαιρίων και τα κριτήρια Callen MS-ADEM έχουν φανεί να προβλέπουν την επικράτηση της MS [23]. Σε μια αναδρομική μελέτη των Lee CG, Lee B, Lee J, et al μπορεί κανείς να δει ότι, μια δεύτερη υποτροπή με αρχική εντόπιση στο εγκεφαλικό στέλεχος, παρεγκεφαλίδα ή εγκεφαλική δυσλειτουργία ή πολυεστιακή CIS συσχετίστηκαν έντονα με την ανάπτυξη MS ($p = 0,002$) [24].

Προκειμένου να διαγνωστεί ένας παιδιατρικός ασθενής με MS χρειάζεται η φλεγμονώδης δραστηριότητα να είναι εξαπλωμένη σε περισσότερο από ένα σημείο του ΚΝΣ (δηλ. DIS) και να είναι σε ισχύ για ένα χρονικό διάστημα (δηλ. DIT). Για να γίνει αυτό χρειάζονται τουλάχιστον δύο επιθετικά επεισόδια, το καθένα να διαρκεί τουλάχιστον 24 ώρες και να υπάρχει μεταξύ τους ένα διάστημα 30 ημερών. Στην σημερινή εποχή, με την βοήθεια του MRI, διαπιστώνεται πολύ εύκολα η ύπαρξη των συμπτωμάτων. Η διάδοση στον χώρο μπορεί να αποδειχθεί με την ύπαρξη ενός ή παραπάνω T2 βλαβών σε τουλάχιστον δύο ή παραπάνω από τις παρακάτω περιοχές: περικοιλιακά, παραφλοιώδη ή φλοιώδη, υποσκηνίδια και στο νωτιαίο μυελό. Επιπρόσθετα, η DIT μπορεί να αποδειχθεί με την ταυτόχρονη παρουσία βλαβών με την βοήθεια ή μη, της ενίσχυσης της παραμαγνητικής ουσίας γαδολίνιο σε μία μόνο σάρωση μαγνητικής τομογραφίας, είτε με νέα T2 βλάβη που εμφανίζεται με την παρουσία ή μη του γαδολινίου σε μια follow-up παρακολούθηση [25].

Στον παιδιατρικό πληθυσμό, υπάρχουν αρκετές ιδιαιτερότητες στην χρήση του μαγνητικού τομογράφου, καθώς είναι αναγκαίο ο χρόνος να είναι όσο πιο σύντομος γίνεται για να μην χρησιμοποιούνται άσκοπα μέσα αναισθησίας στα παιδιά. Παρόλα αυτά μετά την ηλικία των οκτώ (8) χρονών μπορεί να πραγματοποιηθεί μια μαγνητική σάρωση χωρίς την απαραίτητη χρήση αναισθητικού [35]. Ακόμα, στα πρωτόκολλα παιδιατρικής απεικόνισης το πάχος των τομών πρέπει να ρυθμίζεται ανάλογα με την ηλικία του παιδιατρικού ασθενή για να εκτιμηθεί με ακρίβεια το εγκεφαλικό παρέγχυμα [35]. Μέσω της μαγνητικής τομογραφίας ο Ακτινολόγος ενημερώνεται για την παθολογία της σκλήρυνσης κατά πλάκας. Επιπρόσθετα, μετά από ακόμη και μονοφασική απομυελίνωση, όπως για παράδειγμα της μονοφασικής ADEM, ο όγκος του εγκεφάλου και η αναμενόμενη ηλικία ανάπτυξης επηρεάζονται [86]. Ο θάλαμος έχει χαρακτηριστεί ως περιοχή ιδιαίτερης ευπάθειας σε αυτήν την νευροεκφυλιστική πτυχή της παιδικής σκλήρυνσης κατά πλάκας [87].

Η διάγνωση της σκλήρυνσης κατά πλάκας βασίζεται στα **κριτήρια McDonald**, τα οποία αναθεωρήθηκαν τελευταία το 2017. Τα κριτήρια πήραν το όνομά τους από τον Ian McDonald (1933-2006), έναν νευρολόγο της Νέας Ζηλανδίας, ο οποίος επινόησε τα αρχικά κριτήρια με τους διεθνείς συναδέλφους του το 2001. Ένα ιδιαίτερο χαρακτηριστικό της παιδιατρικής σκλήρυνσης κατά πλάκας είναι ότι η πρώτη επίθεση δεν μπορεί να εκτιμηθεί ως τέτοια, εάν υπάρχουν συμπτώματα εγκεφαλοπάθειας, καθώς μια τέτοια φλεγμονή δεν μπορεί να διαφοροποιηθεί αξιόπιστα από την ADEM [18]. Τα συγκεκριμένα κριτήρια μέσα από μελέτες, έχουν φανεί να έχουν ευαισθησία για το POMS (Paediatric Onset Multiple Sclerosis) στο 0,71 (0,56-0,83), ειδικότητα στο 0,96 (0,90-0,98), θετική προγνωστική τιμή ήταν 0,82 (0,67-0,92) και αρνητική η προγνωστική τιμή στο 0,91 (0,86-0,95) [85]. Σε γενικές γραμμές, η διάγνωση της σκλήρυνσης κατά πλάκας μπορεί να γίνει εάν υπάρχει εκπλήρωση οποιασδήποτε από αυτές τις πέντε κατηγορίες κριτηρίων, ανάλογα με το πόσες κλινικές επιθέσεις έχουν συμβεί:

- ≥ 2 κλινικές επιθέσεις
 - με ≥ 2 βλάβες με αντικειμενικά κλινικά στοιχεία χωρίς πρόσθετα δεδομένα
 - χωρίς πρόσθετα δεδομένα
- ≥ 2 κλινικές επιθέσεις
 - με 1 βλάβη με αντικειμενικά κλινικά στοιχεία και κλινικό ιστορικό που υποδηλώνει προηγούμενη βλάβη, χωρίς πρόσθετα δεδομένα
- ≥ 2 κλινικές επιθέσεις
 - με 1 βλάβη με αντικειμενικά κλινικά στοιχεία και κανένα κλινικό ιστορικό που δεν υποδηλώνει προηγούμενη βλάβη
 - με διάδοση στο χώρο εμφανές στο MRI
- 1 κλινική επίθεση (δηλ. Κλινικά απομονωμένο σύνδρομο)
 - με ≥ 2 βλάβες με αντικειμενικά κλινικά στοιχεία
 - με διάδοση στο χρόνο εμφανή σε μαγνητική τομογραφία ή επίδειξη ολιγοκλωνικών ζωνών ειδικά για CSF
- 1 κλινική επίθεση (δηλ. Κλινικά απομονωμένο σύνδρομο)

- με 1 βλάβη με αντικειμενικά κλινικά στοιχεία
- με διάδοση στο χώρο εμφανές στο MRI
- με διάδοση στο χρόνο εμφανή σε μαγνητική τομογραφία ή επίδειξη ολιγοκλωνικών ζωνών ειδικά για CSF

Η διάδοση στο χώρο απαιτεί ≥ 1 υπερτασικές T2- αλλοιώσεις (≥ 3 mm σε μακρύ άξονα), συμπτωματικές ή / και ασυμπτωματικές, που είναι χαρακτηριστικές της πολλαπλής σκλήρυνσης σε δύο ή περισσότερες από τις τέσσερις ακόλουθες θέσεις:

- περικοιλιακά (βλάβη ≥ 1 , εκτός εάν ο ασθενής είναι άνω των 50 ετών, οπότε συνιστάται να αναζητηθεί μεγαλύτερος αριθμός βλαβών)
- φλοιώδη ή υποφλοιώδη (βλάβη ≥ 1)
- υποσκηνίδια (≥ 1 βλάβη)
- νωτιαίο μυελό (≥ 1 βλάβη)

Η διάδοση στον χρόνο μπορεί να καθοριστεί με έναν από τους δύο τρόπους:

- βλάβες που είναι εμφανείς σε T2 ακολουθία ή με το γαδολίνιο σε σύγκριση με μια προηγούμενη αρχική σάρωση MRI (ανεξάρτητα από το χρονοδιάγραμμα).
- ταυτόχρονη παρουσία μιας βλάβης που ενισχυμένη με γαδολίνιο και μιας μη ενισχυμένης βλάβης της T2 ακολουθίας σε οποιαδήποτε σάρωση MRI.

Δεδομένου ότι υπάρχει αυξανόμενη ευαισθητοποίηση σχετικά με τους ιδιαίτερους τρόπους με τους οποίους τα παιδιά επηρεάζονται από σκλήρυνση κατά πλάκας, είναι προφανές ότι οι πιο πρόσφατες αλλαγές στις ιατρικές οδηγίες για ενήλικες είναι ουσιαστικά λιγότερο δεκτές και δεν εφαρμόζονται στη διάγνωση της σκλήρυνσης κατά πλάκας στην παιδιατρική ηλικιακή ομάδα. Αυτό συνέβαλε στη δημοσίευση από το **IPMSSG** (International Pediatric Multiple Sclerosis Study Group) το 2007 των πρώτων προτύπων συναίνεσης για τη σκλήρυνση κατά πλάκας στα βρέφη, τα οποία ενημερώθηκαν πρόσφατα το 2013. Παρόλο που ορισμένες περιπτώσεις παιδιατρικής σκλήρυνσης κατά πλάκας, μπορεί να προστατεύονται από τις πιο πρόσφατες οδηγίες για σκλήρυνση κατά πλάκας ενηλίκων, τα τροποποιημένα κριτήρια McDonald 2017, τα παιδιά με προσβολές που περιλαμβάνουν αλλοιωμένη ψυχική κατάσταση ή που πληρούν διαφορετικά τον ορισμό του ADEM, θα βρεθούν ότι πληρούν ιατρικά κριτήρια εάν έχουν τυπικές επιθέσεις με κλινικά και MRI χαρακτηριστικά συμβατά με τα κριτήρια McDonald 2017 και συμβούν στο διάστημα >3 μηνών από την πρώτη επίθεση [73].

2012 IPMSSG κριτήρια παιδιατρικής σκλήρυνσης κατά πλάκας (μπορεί να ικανοποιηθεί από οποιοδήποτε από τα επόμενα):

- Δύο ή περισσότερα μη εγκεφαλοπαθητικά (π.χ. όχι ADEM), κλινικά συμβάντα ΚΝΣ με υποτιθέμενη φλεγμονώδη αιτία, χωρισμένα για περισσότερες από 30 ημέρες και συμμετοχή σε περισσότερες από μία περιοχές του ΚΝΣ [74].
- Ένα μη εγκεφαλοπαθητικό επεισόδιο τυπικό της σκλήρυνσης κατά πλάκας που σχετίζεται με ευρήματα μαγνητικής τομογραφίας σύμφωνα με τα αναθεωρημένα κριτήρια McDonald 2017 για το DIS και στο οποίο η παρακολούθηση της μαγνητικής τομογραφίας δείχνει τουλάχιστον μία νέα βλάβη ενίσχυσης ή μη ενίσχυσης που συνάδει με τα χρονικά κριτήρια διάδοσης MS (DIT) [74].
- Μία επίθεση ADEM ακολουθούμενη από ένα μη εγκεφαλοπαθητικό κλινικό συμβάν, τρεις ή περισσότερους μήνες μετά την έναρξη των συμπτωμάτων, που σχετίζεται με νέες βλάβες μαγνητικής τομογραφίας που πληρούν τα κριτήρια αναθεωρημένων McDonald DIS του 2017 [74].
- Ένα πρώτο, μοναδικό, οξύ συμβάν που δεν πληροί τα κριτήρια ADEM και του οποίου τα ευρήματα μαγνητικής τομογραφίας είναι σύμφωνα με τα αναθεωρημένα κριτήρια McDonald 2017 για DIS και DIT (ισχύει μόνο για παιδιά ηλικίας ≥ 12 ετών) [74].

3.4 Πρωτόκολλα και ειδικές τεχνικές απεικόνισης

Παρόλο που πολλές αλληλουχίες είναι συμβολικές, οι αναθεωρημένες κατευθυντήριες γραμμές του 2018 του Consortium of MS Centers MRI Protocol για τη διάγνωση και παρακολούθηση της Σκλήρυνσης κατά πλάκας, παραθέτουν τις ακόλουθες βασικές ακολουθίες:

- Ακολουθία παλμών **Flair** (fluid attenuated inversion recovery) (εγκάρσια και οβελιαία). Είναι μια ακολουθία στην οποία χρησιμοποιείται μεγάλος χρόνος T1 (1700-2200 ms), με αποτέλεσμα να είναι μηδενικό το σήμα του εγκεφαλονωτιαίου υγρού στην εφαρμογή του παλμού 90° και μεγάλο TE (>60 ms), ώστε να παραχθεί μια εικόνα μεγάλου T2.
 - ιδανικά εκτελείται ως ογκομετρική σάρωση 3D (ισοτροπική 1 mm), ή
 - 3 mm συνεχόμενα
- T1: 3D inversion recovery (IR, ανάκτηση αναστροφή) gradient echo
- T2 (εγκάρσιο): 3D ή 2D

- Συμβατική μαγνητική τομογραφία (conventional MRI – cMRI). Μετράει την ατροφία του εγκεφάλου σαν εργαλείο για την διαβάθμιση της απομυελίνωσης σε σχέση με την MS [69].
- Ο λόγος μεταφοράς μαγνήτισης (Magnetization Transfer Ratio-MTR). Πρόκειται για μια ποσοτική τεχνική που στηρίζεται στις αλληλεπιδράσεις μεταξύ ελευθέρων πρωτονίων που βρίσκονται στο νερό του ΚΝΣ και πρωτονίων που είναι δεσμευμένα σε μακρομόρια της μυελίνης και των κυτταρικών μεμβρανών. Τα τελευταία αλλάζουν εκλεκτικά προσανατολισμό με τη βοήθεια ενός παλμού ραδιοσυχνότητας. Την ενέργεια αυτή που έχουν αποκτήσει τη μεταφέρουν στα ελεύθερα πρωτόνια, με αποτέλεσμα να μειώνεται η ένταση του καταγραφόμενου σήματος. Ο λόγος της μείωσης της έντασης του σήματος σε σχέση με το σήμα που λαμβάνεται χωρίς χρήση του παλμού ραδιοσυχνότητας, αποτελεί το λόγο μεταφοράς μαγνήτισης [70]. Ο λόγος αυτός παραθέτει μια ξεκάθαρη εκτίμηση της διαταραχής των ιστών. Στην παιδική σκλήρυνση κατά πλάκας, η τιμή του λόγου (MTR), είναι ελαττωμένη σε αυτές τις περιοχές [71].
- Απεικόνιση μοριακής διάχυσης (Diffusion weighted-DWI και Diffusion Tensor Imaging-DTI). Παρουσιάζει την τυχαία κίνηση των μορίων του νερού για την διαδικασία μεταφοράς ουσιών σε μικροσκοπικό επίπεδο (κίνηση Brown). Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού διάχυσης παρέχει επίσης πληροφορίες σχετικά με το μέγεθος, τη δομή και τη γεωμετρία των ιστών του ΚΝΣ. Αντίστοιχες παραλλαγές στην εικόνα της μαγνητικής τομογραφίας διάχυσης προκαλούνται από παθολογικές διαταραχές που προκαλούν την καταστροφή ορισμένων υλικών του ιστού που αναστέλλουν την ελεύθερη διάχυση μορίων νερού ή μείωση της διαπερατότητάς τους στο νερό. Δεδομένου ότι οι διάφορες κυτταρικές δομές στο ΚΝΣ είναι προσανατολισμένες έτσι ώστε να είναι ουσιαστικά παράλληλες μεταξύ τους, η ροή του νερού δεν λαμβάνει χώρα και στις δύο κατευθύνσεις με την ίδια ταχύτητα. Αυτή η συνάρτηση ονομάζεται ανισοτροπία και αντιπροσωπεύεται καλύτερα από τη χρήση ενός διανύσματος που προκύπτει από την επεξεργασία τρισδιάστατων φορέων που περιγράφουν την κίνηση των μορίων του νερού (Diffusion Tensor Imaging). Χρησιμοποιώντας DTI, ο προσανατολισμός και η κατεύθυνση των ινών λευκής ουσίας, μπορούν να οπτικοποιηθούν και να ποσοτικοποιηθούν. Δείκτες όπως η μέση διάχυση και η κλασματική ανισοτροπία, σχετίζονται με το περιεχόμενο μυελίνης, την ακεραιότητα των ιστών. Η απεικόνιση μοριακής διάχυσης DTI έδειξε ότι τόσο η αλλοιωμένη όσο και η φυσιολογική εμφάνιση λευκής ύλης έχουν μειωμένη κλασματική ανισοτροπία και αυξημένη μέση διάχυση, στην παιδιατρική σκλήρυνση κατά πλάκας και στην μονοφασική απομυελίνωση [88].
- Η λειτουργική μαγνητική τομογραφία εγκεφάλου (functional MRI-fMRI). Το fMRI είναι μια μη επεμβατική τεχνική για τον καθορισμό μη φυσιολογικών προτύπων εγκεφαλικής λειτουργίας, που προκαλούνται από τραυματισμό ή ασθένεια. Το σήμα

- fMRI εξαρτάται από μεταβολές που εξαρτώνται από το επίπεδο οξυγόνωσης στο αίμα (Blood Oxygenation Level Dependent: BOLD) στη συγκέντρωση δεοξυαιμοσφαιρίνης που σχετίζεται με την αυξημένη μεταβολική δραστηριότητα στον ενεργοποιημένο νευρικό ιστό, ο οποίος με τη σειρά του μεταβάλλει τον χρόνο χαλάρωσης του εγκάρσιου μαγνητισμού. Σκοπός είναι να ποσοτικοποιηθεί η δραστηριότητα των νευρώνων που προκαλεί η εγκεφαλική ενεργοποίηση. Ακολουθίες SE ή GE Single shot EPI είναι χρήσιμες στην μελέτη του BOLD.
- Φασματοσκοπία MRS: μπορεί να συμπληρώσει τη κλασική μαγνητική τομογραφία στην αξιολόγηση των ασθενών με σκλήρυνση κατά πλάκας, προσδιορίζοντας ταυτόχρονα αρκετούς χημικούς συσχετισμούς των παθολογικών αλλαγών που συμβαίνουν στον εγκέφαλο [72].

3.5 Απεικονιστικά ευρήματα βάση ακολουθίας

- **T1**
 - Οι βλάβες είναι συνήθως ίσης ή χαμηλής έντασης (T1 black holes)
 - Το μεσολόβιο ίσως φαίνεται ελάχιστα λεπτό
 - Οι βλάβες υψηλής έντασης είναι συνδεδεμένες με ατροφία είτε προχωρημένη ασθένεια.
- **T2**
 - Οι βλάβες είναι συνήθως υψηλής έντασης
 - Οι οξείες βλάβες είναι περιτριγυρισμένες από οίδημα
- **Flair**
 - Οι βλάβες είναι συνήθως υψηλής έντασης
 - Ένα στοιχείο που μπορεί να παρατηρηθεί νωρίς είναι το επιδευματικό dot – dash σημάδι. Το σύμβολο dot - dash αντιπροσωπεύει την πρόιμη περιφερική εμπλοκή του επιθήματος των πλευρικών κοιλιών.
 - Άλλο ένα χαρακτηριστικό είναι το λεγόμενο Dawson’s Fingers. Είναι χαρακτηριστικό απομυελίνωσης, καταναμημένο κατά μήκος του άξονα των

- μυελοθηκών φλεβών, κάθετα προς το σώμα των πλευρικών κοιλιών. Μπορεί κανείς να τα παρατηρήσει καλά σε μια οβελιαία λήψη.
- Το Flair είναι πιο ευαίσθητο από το T2 στην ανίχνευση παραφλοιωδών και περικοιλιακών πλακών, ενώ το T2 είναι πιο ευαίσθητο στις υποσκληνίδες αλλοιώσεις.
-
- **T1 C+ (Gd)**
 - Οι βλάβες που είναι ενεργές φαίνονται ενισχυμένες.
 - Η ενίσχυση είναι συχνά ατελής στην περιφέρεια. (open ring sign)

 - **Απεικόνιση μοριακής διάχυσης (DWI)**
 - Οι ενεργές πλάκες μπορεί να εμφανίζουν υψηλή ή χαμηλή ADC (αυξημένη ή μειωμένη διάχυση)
 - Open ring.

 - **Απεικόνιση μαγνητικής επιδεκτικότητας (Susceptibility weighted imaging - SWI)**
 - Η σταθμισμένη απεικόνιση ευαισθησίας (SWI) κατά τη διάγνωση μπορεί να διακρίνει τις βλάβες μεταξύ MS και ισχαιμικών βλαβών.

 - **Πυκνότητα πρωτονίων (PD – proton density)**
 - Συγκεκριμένα καλύτερες για εικόνες αυχενικού νωτιαίου μυελού όπου οι εικόνες T2W αποτυγχάνουν να αποδείξουν αυτές τις βλάβες.

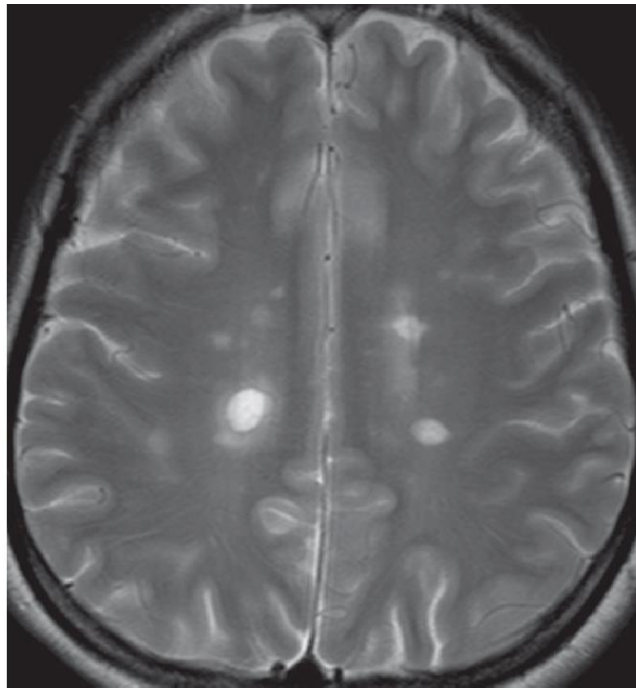
 - **Φασματοσκοπία MRS**
 - Η χολίνη και το γαλακτικό βρέθηκαν να αυξάνονται στην οξεία παθολογική φάση

 - **Ανάκτηση διπλής αναστροφής DIR (Double Inversion Recovery)**
 - μια νέα ακολουθία που καταστέλλει τόσο το σήμα του εγκεφαλονωτιαίου υγρού όσο και της λευκής ουσίας και προσφέρει καλύτερη οριοθέτηση των πλακών.

3.6 Χαρακτηριστικές αλλοιώσεις της σκλήρυνσης κατά πλάκας

1) Ωοειδείς βλάβες

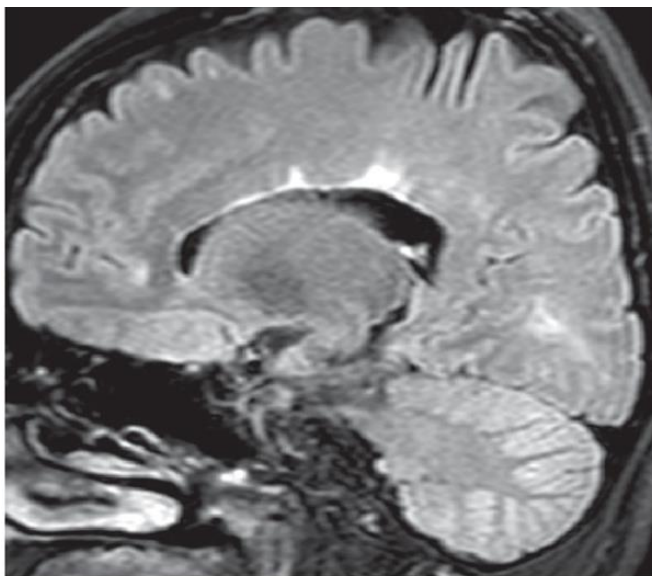
Οι συγκεκριμένες βλάβες έχουν σχήμα οβάλ και τοποθετούνται κατά μήκος της πλευρικής κοιλίας (Dawson's Fingers). Βρίσκονται συνήθως περικοιλιακά ή βαθιά στην λευκή ουσία. Δηλώνουν φλεγμονή στις μυελοθηκές φλέβες και είναι βλάβες που είναι 63% πιθανό να παρατηρηθούν σε μια μαγνητική τομογραφία. Παρόλο την συχνή εμφάνισή τους, αυτές του είδους βλάβες είναι συχνές και σε άλλες παθήσεις κάτι που δηλώνει ότι δεν είναι πολύ ειδικές για την διαφοροποίηση της ΣΚΠ [38].



Miki, Yukio. (2019). Magnetic resonance imaging diagnosis of demyelinating diseases: An update. Clinical and Experimental Neuroimmunology. 10. 32-48. 10.1111/cen3.12501.

2) Βλάβες στην κατώτερη επιφάνεια του μεσολοβίου

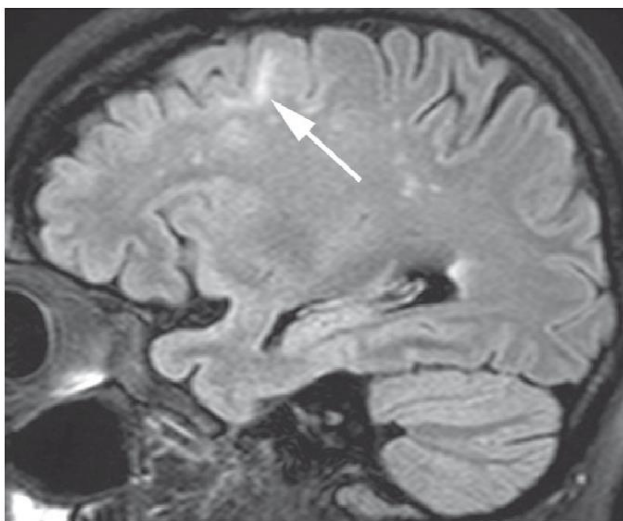
Απλώνονται κάθετα στο κοιλιακό τοίχωμα. Είναι αρκετά συχνές με ποσοστό πάνω από 50% [38].



Miki, Yukio. (2019). Magnetic resonance imaging diagnosis of demyelinating diseases: An update. Clinical and Experimental Neuroimmunology. 10. 32-48. 10.1111/cen3.12501.

3) Απομονωμένες βλάβες ινών U, παραφλοιώδεις βλάβες

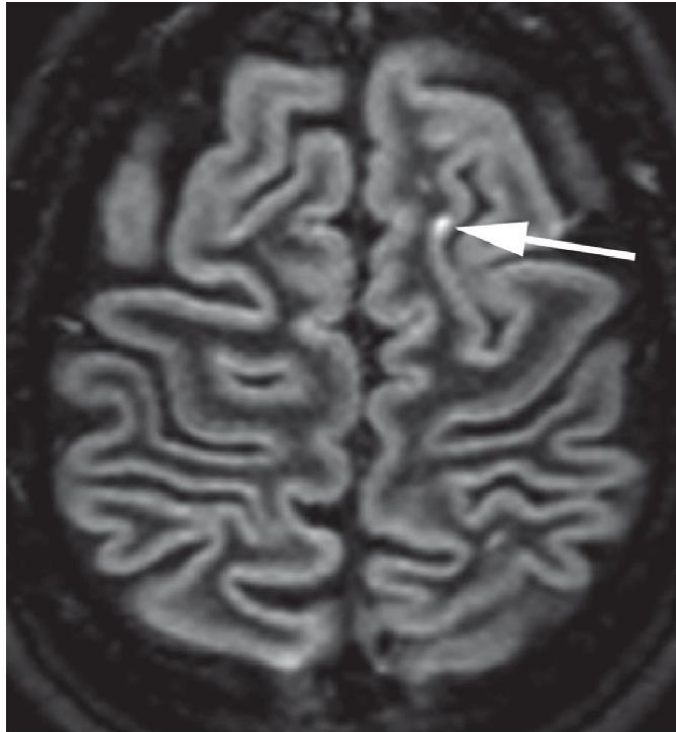
Είναι πολύ συγκεκριμένες για την σκλήρυνση κατά πλάκας και την διαχωρίζουν από άλλες παθήσεις. Το 50% των ασθενών με ΣΚΠ έχουν τουλάχιστον μία βλάβη στις υποφλοιώδεις U-ίνες. Πλέον οι συγκεκριμένες αλλοιώσεις αποτελούν και κριτήριο αναγνώρισης της ΣΚΠ στα McDonald Criteria [38].



Miki, Yukio. (2019). Magnetic resonance imaging diagnosis of demyelinating diseases: An update. Clinical and Experimental Neuroimmunology. 10. 32-48. 10.1111/cen3.12501.

4) Φλοιώδεις αλλοιώσεις.

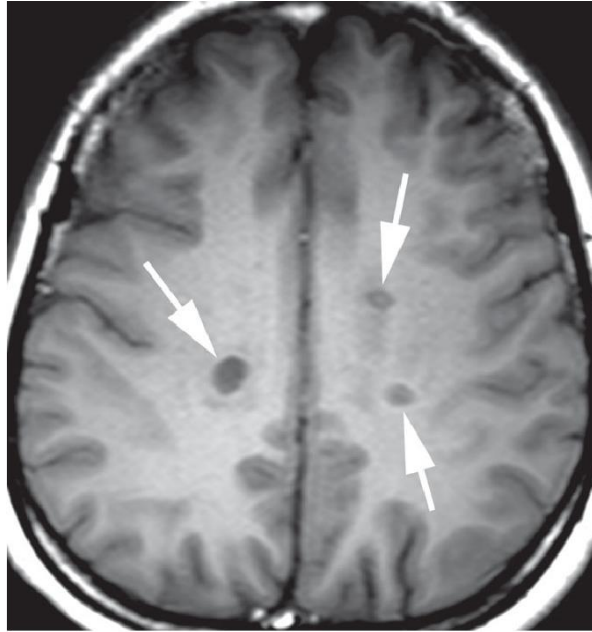
Εμφανίζονται όχι μόνο στην λευκή αλλά και στην φαιά ουσία συμπεριλαμβανομένου και του φλοιού. Η ανάκτηση διπλής αναστροφής είναι ευαίσθητη ακολουθία για την εμφάνιση της συγκεκριμένης αλλοίωσης [38].



Miki, Yukio. (2019). Magnetic resonance imaging diagnosis of demyelinating diseases: An update. Clinical and Experimental Neuroimmunology. 10. 32-48. 10.1111/cen3.12501.

5) T1 βλάβες χαμηλής έντασης (T1 black holes)

Οι βλάβες που είναι χαμηλής έντασης στις T1 ακολουθίες, αλλά στις T2 είναι έντονες, συχνά είναι σημάδια σοβαρής παθολογικής κατάστασης.



Miki, Yukio. (2019). Magnetic resonance imaging diagnosis of demyelinating diseases: An update. Clinical and Experimental Neuroimmunology. 10. 32-48. 10.1111/cen3.12501.

6) Ενισχυμένες βλάβες

Αλλοιώσεις που με τη χρήση παραμαγνητικής ουσίας γαδολινίου αυξάνονται στην αντίθεση, δηλώνουν ενεργές βλάβες ΣΚΠ, δηλαδή βλάβες που έχουν συνεχή δραστηριότητα. Συχνά αυτές οι βλάβες απομακρύνονται μετά από έξι μήνες. Μία αλλοίωση μπορεί να έχει ενισχυμένο εσωτερικό και ο περίγυρος είναι ασυνεχής (Open Ring). [38]



Miki, Yukio. (2019). Magnetic resonance imaging diagnosis of demyelinating diseases: An update. Clinical and Experimental Neuroimmunology. 10. 32-48. 10.1111/cen3.12501.

7) Ατροφία εγκεφάλου

Στα αρχικά στάδια της πάθησης, η ατροφία του εγκεφάλου μπορεί να ανιχνευθεί και να γίνει πιο έντονη στη χρόνια φάση. Ο όγκος του εγκεφάλου μειώνεται σε ασθενείς με σκλήρυνση κατά πλάκας με ρυθμό 0,5-1,6% κάθε χρόνο. Η εξάντληση των ιστών της φαιάς ουσίας θεωρείται πιο εμφανής από εκείνη της λευκής ουσίας. Κατά τη χορήγηση στεροειδών, ιντερφερόνης βήτα και natalizumab, μπορεί να παρατηρηθεί χρονικά, μείωση του όγκου του εγκεφάλου (ψευδοατροφία) [38].

8) Διάχυτες ανωμαλίες λευκής ουσίας

Σε εικόνες με στάθμιση T2, συχνά εντοπίζονται διάχυτες, ελαφρές υπερτάσεις στην περικοιλιακή ή βαθιά λευκή ύλη. Αυτή η μορφή βλάβης μπορεί να οδηγήσει σε ήπια αξονική βλάβη, απώλεια μυελίνης και γλοίωση [38].

9) Ογκώδης ανωμαλίες

Τέτοιες ευρείες (> 2 cm) απομυελινωτικές βλάβες μοιάζουν με πρωταρχικούς καρκίνους του εγκεφάλου, όπως γλοίωμα υψηλού βαθμού ή λέμφωμα, οίδημα και / ή ενίσχυση του δακτυλίου.

10) Αλλοιώσεις νωτιαίου μυελού

Παρατηρούνται στο 90% των ασθενών και συνήθως βρίσκονται στην αυχενική σπονδυλική μοίρα. Σε σύγκριση με την ADEM οι βλάβες είναι συνήθως μικρές και βραχείες. Στη χρόνια πάθηση, παρατηρείται πιο συχνά ατροφία του νωτιαίου μυελού [38].



Miki, Yukio. (2019). Magnetic resonance imaging diagnosis of demyelinating diseases: An update. Clinical and Experimental Neuroimmunology. 10. 32-48. 10.1111/cen3.12501

11) Αλλοιώσεις του οπτικού νεύρου

Στα αρχικά στάδια της επίθεσης, εμφανίζεται πρήξιμο και διαστολή του υπαραχνοειδή χώρου στο πρόσθιο άκρο του οπτικού νεύρου. Σε χρόνια πάθηση παρατηρείται ατροφία. Ακολουθίες χαμηλού χρόνου αναστροφής και καταστολής λίπους είναι κατάλληλες για την μελέτη του οπτικού νεύρου [38].

4. Οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα

Μια σπάνια, θεραπεύσιμη, κυρίως παιδιατρική, ανοσοδιαμεσολαβούμενη ασθένεια είναι η οξεία εγκεφαλομυελίτιδα (Acute disseminated encephalomyelitis - ADEM). Συχνά επηρεάζει την υποφλοιώδη λευκή ύλη, είναι μια φλεγμονώδης απομυελινωτική ασθένεια και χαρακτηρίζεται από εγκεφαλοπάθεια και πολυεστιακά νευρολογικά συμπτώματα που συνήθως προκύπτουν μετά από ιογενή λοίμωξη ή εμβολιασμό [36]. Αναφέρθηκε για πρώτη φορά τον 18ο αιώνα από τον Lucas, ότι παιδικές μολύνσεις όπως ιλαρά, ευλογιά και ανεμοβλογιά ευθύνονται ευρέως και συσχετίστηκαν με σοβαρές επιπλοκές της ADEM. Έχει πολύ πιο ευνοϊκό αποτέλεσμα σήμερα, ειδικά σε παιδιά και νεαρούς ενήλικες που διαγιγνώσκονται και αντιμετωπίζονται αποτελεσματικά [39]. Δύο κρίσιμα στοιχεία είναι απαραίτητα για τη διάγνωση του ADEM:

- Πρότυπα κλινικά χαρακτηριστικά και εμφανή αποτελέσματα από απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού εγκεφάλου (MRI).
- Επιπλέον, η εγκεφαλοπάθεια και οι πολυεστιακές νευρολογικές διαταραχές, οι οποίες αναπτύσσονται ταχέως, ανάλογα με τη θέση των βλαβών του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ) [36].

Άξιο αναφοράς είναι, ότι στους παιδιατρικούς ασθενείς είναι περίπλοκο να γίνει διάγνωση της ADEM και αν στην αρχική κλινική εικόνα δεν γίνουν εμφανή η εγκεφαλοπάθεια και η πολυεστιακές νευρολογικές διαταραχές, τότε αργεί η θεραπεία, καθώς η ADEM δεν είναι από τις πρώτες παθήσεις που θα δοθούν ως αιτιολογία της ασθένειας [37].

4.1 Επιδημιολογικά χαρακτηριστικά

Η οξεία διάσπαρτη εγκεφαλομυελίτιδα προκαλεί πολυεστιακή νευρολογική σημειολογία και συνήθως συνοδεύεται με μία εμφάνιση μηνιγγοεγκεφαλίτιδας. Η ADEM μπορεί να εμφανιστεί σε οποιαδήποτε ηλικιακή κατηγορία. Πιο συχνά εντοπίζεται κυρίως σε παιδικές ηλικίες και νεαρούς ενήλικες (5-8 ετών) ενώ σπάνια είναι η εκδήλωση της νόσου σε ηλικιωμένα άτομα. Από στατιστικής φύσεως για το πιο φύλο νοσεί περισσότερο από ADEM, δεν υπάρχει πλήρως κατανοητή επιστημονική εικόνα (με τις περισσότερες έρευνες να διατυπώνουν ότι ίσως οι άρρενες να νοσούν σε μεγαλύτερο βαθμό από τις γυναίκες) [47].

Ως αίτια εκδήλωσης έχουν αναφερθεί οι περιπτώσεις ειδικής ίωσης (εμβολιασμός, ιλαρά, ανεμοβλογιά, ερυθρά, παρωτίτιδα, ηπατίτιδα Α και Β, απλός έρπης, γρίπη Α και Β, λοίμωξη από EBV, CMV, HIV) ή μη ειδικής ίωσης (ιογενείς λοιμώξεις του ανώτερου αναπνευστικού) ή ιδιοπαθώς [47]. Εποχιακή κατανομή των κρουσμάτων κυρίως οι χειμερινοί και οι ανοιξιάτικοι μήνες. Σημειωτέον είναι, ότι η εμφάνιση της ADEM μετά από εμβολιασμό έναντι ιλαράς έχει πιθανότητα 1-2 περιπτώσεων ανά 1 εκατομμύριο [46].

Μελέτες έχουν δείξει ότι το 5% έως 29% του παιδιατρικού ADEM προχωρεί σε σκλήρυνση κατά πλάκας με παρακολούθηση 6 μηνών έως 6 ετών και 7 μηνών [61].

4.2 Κλινική εικόνα

Συνήθως 4-21 μέρες μετά την λοίμωξη, ο ασθενής αισθάνεται κακουχία, μυαλγίες, πονοκεφάλους, ναυτία και τάση για εμετό. Βέβαια στην συνύπαρξη της μηνιγγοεγκεφαλίτιδας, υπάρχει και διαταραχή της συνείδησης και επιληπτικές κρίσεις. Επιπλέον παρατηρείται εστιακή ή και πολυεστιακή σημειολογία, όπως για παράδειγμα η αταξία, μυοκλονίες, προσβολή κρανιακών νεύρων και ημιπάρεση.

Όπως αναφέρεται και στην μελέτη των Dale et. Al., στην περίπτωση παρουσίας αμφοτερόπλευρης οπτικής νευρίτιδας, μπορεί να γίνει διαφορική διάγνωση από την παιδική σκλήρυνση κατά πλάκας, αλλά ταυτόχρονα πρέπει να γίνει έλεγχος για οπτική νευρομυελίτιδα [48].

Η πορεία της νόσου αποτελείται από την μονοφασική, την υποτροπιάζουσα και την πολυφασική ADEM. Αυτό συμβαίνει καθώς η ADEM έχει πολλές παραλλαγές, αν και τίνει να ακολουθεί την μονοφασική της μορφή, με την βελτίωση της κατάστασης της υγείας ενός ασθενούς και την φάση κατά την οποία αρχίζει πλέον να αναλαμβάνει τις δυνάμεις του, να ολοκληρώνεται μέσα σε μερικές εβδομάδες ή μήνες. Η μονοφασική ADEM στο πρώτο επεισόδιο της χαρακτηρίζεται από εγκεφαλοπάθεια και αλλοιώσεις της λευκής ουσίας, υψηλού σήματος στην MRI. Η επανεμφάνιση των δυσάρεστων συμπτωμάτων μετά από μια περίοδο βελτίωσης, εντός των πρώτων τριών (3) μηνών, κρίνεται ως η ίδια μονοφασική επίθεση. Υποτροπιάζουσα ADEM χαρακτηρίζεται το κλινικό επεισόδιο που συμβαίνει τουλάχιστον τρεις (3) μήνες μετά την πρώτη επίθεση και προσβάλλει τις ίδιες περιοχές του εγκεφάλου στην MRI. Τέλος, η πολυφασική ADEM στο νέο κλινικό επεισόδιο, προσβάλλει διαφορετικές περιοχές από την πρώτη επίθεση στην εξέταση με MRI, το οποίο συμβαίνει τουλάχιστον τρεις (3) μήνες μετά το πρώτο.

4.3 Παθολογικά ευρήματα και εργαστηριακές μελέτες

Μακροσκοπικά η παθολογία ενός ασθενή με ADEM εμφανίζει διάχυτο οίδημα και διάσπαρτες πετεχειώδη αιμορραγίες. Σε αντίθεση με την ADEM, η σκλήρυνση κατά πλάκας έχει μια εικόνα, με πολλαπλές ανισομεγέθες βλάβες ερυθρόφαιας χροιάς [47].

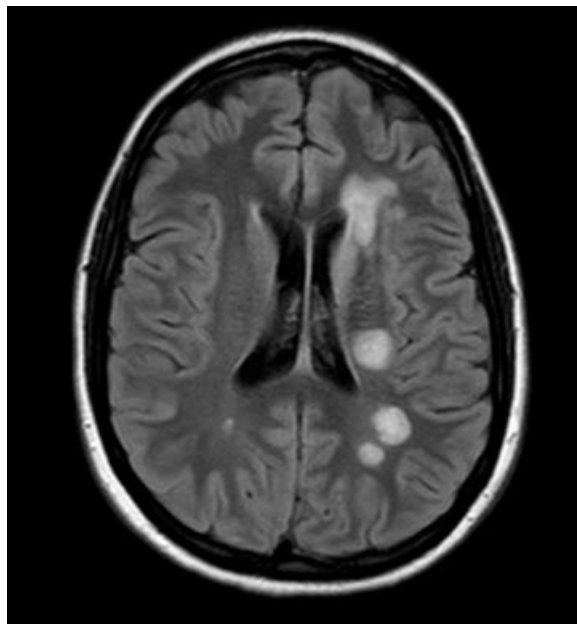
Από την άλλη πλευρά σε μικροσκοπική μελέτη, η κατανομή των βλαβών γίνεται περιφλεβικά με σημαντική εμφάνιση των λεμφοκυττάρων και μακροφάγων. Σε αντίθεση με την σκλήρυνση κατά πλάκας, στην ADEM οι αλλοιώσεις είναι της ίδιας ηλικίας και δεν παρουσιάζουν ιδιαίτερη αστροκυτταρική αντίδραση [47]. Αξιοσημείωτη η διαφορά ανάμεσα στην ADEM και της σκλήρυνση κατά πλάκας, στην διαφορά μεταξύ της περιφλεβικής

κατανομής των βλαβών, και της συρρέουσας απομυελίνωσης αντίστοιχα.

Σε ορισμένα παιδιά με ADEM, ο αριθμός των αιμοπεταλίων είναι αυξημένος. Στο ένα τρίτο των ασθενών, τα ποσοστά καθίζησης είναι αυξημένα [62]. Στην παιδική ηλικία ADEM, παρατηρείται μέτρια αύξηση του αριθμού των λευκών και ερυθρών αιμοσφαιρίων στο εγκεφαλονωτιαίο υγρό. Ο κίνδυνος συσχετισμένης ADEM, ειδικά στην υποτροπιάζουσα εγκεφαλίτιδα από έρπητα, δεν αποκλείεται από τους αυξημένους τίτλους CSF HSV ή Lyme. Σε λιγότερο από το δέκα τοις εκατό των παιδιών πριν από την εφηβεία με ADEM, τα ευρήματα της δοκιμής ανοσολογικού προφίλ του εγκεφαλονωτιαίου υγρού που χρησιμοποιούν κατάλληλες ηλικιακές κανονιστικές ενδείξεις είναι θετικά [63]. Η θετικότητα των δοκιμών ολιγοκλωνικής ζώνης εγκεφαλονωτιαίου υγρού και η αύξηση της ανοσοσφαιρίνης υποστηρίζει τη διάγνωση της σκλήρυνσης κατά πλάκας σε άτομα με οξείες ή χρόνιες περιόδους απομυελινωτικής διαταραχής του ΚΝΣ ηλικίας κάτω των 20 ετών [64]. Σε τέτοιες περιπτώσεις, εκείνοι που αξιολογούν αυτά τα άτομα φαίνεται να είναι υπεύθυνοι για την απομάκρυνση διαταραχών που δεν πάσχουν από σκλήρυνση κατά πλάκας με μοναδικούς βιολογικούς δείκτες, όπως συστηματικός λύκος, σαρκοειδή, οπτική νευρομυελίτιδας κ.λπ. Το επίπεδο συγκέντρωσης της βασικής πρωτεΐνης μυελίνης εγκεφαλονωτιαίου υγρού, που δείχνει απομυελίνωση, είναι συχνά αυξημένο στο ADEM [65].

4.4 Παρακλινικός έλεγχος

Στις απομυελινωτικές παθήσεις παίζει ιδιαίτερα σημαντικό ρόλο η απεικόνιση με μαγνητική τομογραφία εγκεφάλου για την διαφορική διάγνωση από άλλες παθήσεις. Στις αρχικές μέρες η απεικόνιση εμφανίζεται συνήθως φυσιολογική, όμως ύστερα από 4-14 μέρες, πολλαπλές εστίες υψηλού σήματος εμφανίζονται σε εικόνες T2 και FLAIR, οι οποίες επηρεάζουν μόνο την λευκή ουσία και όχι την φαιά [49].



Case courtesy of Assoc Prof Frank Gaillard, Radiopaedia.org, rID: 39817

Ανωμαλίες αξονικής τομογραφίας χαμηλής πυκνότητας παρατηρούνται σε περισσότερες από τις μισές περιπτώσεις ADEM σε παιδιά ή εφήβους [62], αλλά αυτή η διαδικασία είναι πολύ λιγότερο ευαίσθητη στην αποκάλυψη μεγέθους και ποσότητας βλαβών από τη μαγνητική τομογραφία. Σε όλες σχεδόν τις περιπτώσεις ADEM, ακολουθία Flair T2, η πυκνότητα πρωτονίων τεχνικές δείχνουν τυπικές βλάβες υψηλού σήματος [62]. Κατά την αξιολόγηση των νεαρών ενηλίκων με φλεγμονώδεις απομυελινωτικές διαταραχές του ΚΝΣ, οι οποίες μπορεί να είναι ADEM ή MS, οι εικόνες T2 / FLAIR είναι ιδιαίτερα σχετικές. [11] Οι χάρτες φαινομένου συντελεστή διάχυσης εμφανίζουν αλλαγές υψηλού σήματος που σχετίζονται με αγγειογενές οίδημα. Με την σημερινή τεχνολογία, χρησιμοποιούνται νέες τεχνικές που βοηθάνε στη διαφορική διάγνωση της ADEM. Μέσα σε αυτές περιλαμβάνονται τεχνικές μεταφοράς μαγνήτισης (Magnetic Transfer Imaging, MTI) και ταυστών διάχυσης (Diffusion Tensor Imaging, DTI). Οι συγκεκριμένες τεχνικές οδηγούν στην ξεκάθαρη εικόνα της υγιούς λευκής ουσίας. Στην σκλήρυνση κατά πλάκας, με τις νέες τεχνικές εμφανίζονται σημαντικές μεταβολές

από τις συμβατικές ακολουθίες, ενώ στην ADEM δεν υπάρχουν αλλαγές. Επιπλέον μια άλλη διαφορά από την σκλήρυνση κατά πλάκας είναι, ότι ολιγοκλωνικές ζώνες αρνητικοποιούνται μετά από μερικούς μήνες [51].

Παρατηρούνται μεγάλες βλάβες, οι οποίες έχουν ασαφή όρια, ωστόσο οι βλάβες μπορεί να είναι από πολύ μικρές έως αρκετά μεγάλες με αιμορραγικά στοιχεία. Επιπλέον το ποσοστό πρόσληψης παραμαγνητικής ουσίας γαδολίνιου είναι μεταβλητό και μπορεί να είναι δακτυλιοειδές, συμπαγές η ανομοιόμορφο [50]. Επιπρόσθετα, στην θωρακική μοίρα του νωτιαίου μυελού παρατηρείται στο 25% των περιπτώσεων, προσβολή. Όπως και στον εγκέφαλο, το μέγεθος των βλαβών ποικίλλει. Χαρακτηριστικά, οι βλάβες ADEM είναι πολυάριθμες, διμερείς αλλά ασύμμετρες και κοινές σε όλο το ΚΝΣ.

- Στη διασταύρωση της βαθιάς φλοιώδους φαιάς και της υποφλοιώδους λευκής ουσίας. Οι αλλοιώσεις αυτές είναι συχνές στο 90% των παιδιατρικών ασθενών με ADEM. Επίσης σε λιγότερο από το 40% των ενηλίκων που αρχικά διαγνώστηκαν ότι είχαν ADEM, πολλοί από τους οποίους αργότερα διαγνώστηκαν ότι είχαν MS, είχαν αυτές τις βλάβες [66].
- Στην βαθύτερη λευκή ουσία, βασικά γάγγλια (30-40 %), θάλαμο (30-40 %), εγκεφαλικό στέλεχος (45-55 %), παρεγκεφαλίδα (30-40 %) και νωτιαίο μυελό, μπορεί να εντοπιστούν επιπλέον βλάβες (16-28 %). [67] Στην παιδική ηλικία, οι ασθενείς με ADEM, οι περικολιακές βλάβες και οι βλάβες του βλεννογόνου του σώματος είναι σπάνιες σε σχέση με τη σκλήρυνση κατά πλάκας. [66]
- Αντί του καθαρού περιθωρίου που χαρακτηρίζει τις συνηθισμένες ελλειψοειδείς πλάκες της σκλήρυνσης κατά πλάκας, τα ασαφή περιθώρια των παιδιατρικών βλαβών ADEM φαίνεται να υποδηλώνουν ένα «μουτζουρωμένο» περίγραμμα.
- Στις βλάβες ADEM, ο βαθμός αύξησης της αντίθεσης είναι συνήθως ομοιόμορφος και γενικά δεν είναι αρκετά πυκνός. Οι πλάκες MS, από την άλλη πλευρά, φαίνεται να διαφέρουν ως προς τον βαθμό αύξησης της αντίθεσης και μπορεί μερικές φορές να αυξάνονται πολύ πυκνά [68].
- Η μεταφορά μαγνήτισης στην μαγνητική τομογραφία (Magnetization transfer-MT MRI), η σάρωση CT με εκπομπές μονών φωτονίων ή η φασματοσκοπία πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (NMR) μπορεί να είναι χρήσιμη για τον διαχωρισμό του ADEM από εναλλακτικές διαγνώσεις. Είναι επικίνδυνο όμως, να διαγνωστεί το ADEM βάσει αποτελεσμάτων μόνο από τη σάρωση. Στα βρέφη, όπως και στους ενήλικες, η διάγνωση του ADEM πρέπει να στηρίζεται σε κλινικούς λόγους.

4.5 Διαγνωστικά κριτήρια οξείας διάσπαρτης εγκεφαλομυελίτιδας από IPMSSG 2012 [74]:

(πρέπει να ισχύουν όλα)

- Ένα πρώτο πολυεστιακό, κλινικό συμβάν στο ΚΝΣ με πιθανή φλεγμονώδη απομυελινωτική αιτία.
- Εγκεφαλοπάθεια που δεν μπορεί να εξηγηθεί από τον πυρετό.
- Δεν εμφανίζονται νέα κλινικά και MRI ευρήματα τρεις μήνες ή περισσότερο μετά την έναρξη.
- Η εγκεφαλική μαγνητική τομογραφία είναι μη φυσιολογική κατά τη διάρκεια της οξείας φάσης (τρεις μήνες).
- Συνήθως σε μαγνητική τομογραφία εγκεφάλου :
 - Διάχυτες, κακώς οριοθετημένες, μεγάλες (> 1-2 cm) βλάβες που περιλαμβάνουν κυρίως την εγκεφαλική λευκή ουσία
 - Οι βλάβες χαμηλού σήματος T1 στη λευκή ουσία είναι σπάνιες
 - Βλάβες στην βαθιά φαιά ουσία (π.χ. θάλαμος ή βασικά γάγγλια) μπορεί να είναι παρούσες.

4.6 Χαρακτηριστικές αλλοιώσεις της οξείας διάσπαρτης εγκεφαλομυελίτιδας

1) Εγκεφαλικές αλλοιώσεις

Οι διμερείς, ασύμμετρες, κακώς οριοθετημένες, μεγάλες βλάβες που επηρεάζουν την υπερσκηνίδιο και την υποσκηνίδιο λευκή ουσία, αποτελούν κοινές εγκεφαλικές βλάβες στο ADEM [40]. Παρατηρείται συχνά συμμετοχή των θαλάμων και των βασικών γαγγλίων. Βλάβες στο μεσολόβιο είναι αρκετά σπάνιες, αλλά όταν παρατηρούνται είναι αρκετά μεγαλύτερες από την MS [38]. T1 black holes είναι αρκετά σπάνιες. Η παρακολούθηση της μαγνητικής τομογραφίας δείχνει συνήθως απόλυτη ή σχεδόν ολοκληρωμένη θεραπεία βλαβών [41]. Μια εξέταση μαγνητικής τομογραφίας με την χρήση γαδολινίου, θα εμφανίσει στις 30% των περιπτώσεων, αυξημένο σήμα [40]. Οι οξείες βλάβες δείχνουν αυτό το ενισχυμένο σήμα και αυτές οι βλάβες ενισχύονται ταυτόχρονα.

2) Αλλοιώσεις νωτιαίου μυελού

Σε 11-28% των ασθενών, παρατηρούνται βλάβες του νωτιαίου μυελού [42]. Βασική προσβεβλημένη περιοχή είναι η θωρακική σπονδυλική μοίρα [43]. Οι εξετάσεις με χρήση παραμαγνητικής ουσίας γαδολινίου δείχνουν μεταβλητές περιοχές ενισχυμένης έντασης.

3) *Αλλοιώσεις οπτικού νεύρου*

Οι ασθενείς με ADEM σε σπάνιες περιπτώσεις αργότερα αναπτύσσουν οπτική νευρίτιδα, ως «ADEM ακολουθούμενη από οπτική νευρίτιδα» [44].

5. Διαφοροποίηση της παιδικής σκλήρυνσης κατά πλάκας από την οξεία διάσπαρτη εγκεφαλομυελίτιδα με την βοήθεια μαγνητικού τομογράφου

Οι παρουσιάσεις της ADEM και MS στην μαγνητική τομογραφία, σε παιδιατρικούς ασθενείς είναι συχνά ίδιες, επομένως δεν είναι τόσο εύκολο να γίνει διάκριση μεταξύ αυτών των ασθενειών. Οι διαφορές στην τεχνική περιπλέκουν τις συγκρίσεις μεταξύ των μελετών, ιδίως ως προς το εάν μια διάγνωση ADEM περιλαμβάνει εγκεφαλοπάθεια και πολυεστιακά νευρολογικά ελαττώματα κατά την έναρξη, εάν μία ή δύο μη εγκεφαλοπαθητικές απομυελινωτικές δραστηριότητες εμπλέκονται σε επακόλουθη διάγνωση της σκλήρυνσης κατά πλάκας και κατά πόσον μπορεί να ανιχνευθεί πολλαπλή σκλήρυνση σε ένα παιδί που έχει ADEM χωρίς άλλα κλινικά συμπτώματα και οι επακόλουθες μελέτες μαγνητικής τομογραφίας δείχνουν επιπλέον ανωμαλίες που ικανοποιούν το ακτινολογικό κριτήριο για διάδοση χώρου και χρόνου.

Επομένως, λόγω την ανάγκης για νέα και πιο ακριβή κριτήρια διαφοροποίησης, οι Callen et.al. δημιούργησαν τα κριτήρια Callen MS-ADEM criteria, καθώς η πρώτη επίθεση της απομυελίνωσης που προκαλείται από το ανοσοποιητικό είναι μια συχνή διαγνωστική πρόκληση. Δεδομένης της διαγνωστικής πρόκλησης, διάφορα διαγνωστικά κριτήρια μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διαφοροποίηση, π.χ. κριτήρια Barkhof, κριτήρια KIDMUS, κριτήρια Callen MS-ADEM, κριτήρια διάγνωσης MS Callen. Μια μελέτη του 2010 συνέκρινε αυτά τα διαφορετικά κριτήρια, με τα κριτήρια Callen MS-ADEM να δείχνουν τον καλύτερο συνδυασμό ευαισθησίας (75%) και ειδικότητας (95%) [45].

Αρκούν δύο από αυτά τα κριτήρια για να διαφοροποιηθεί η MS από την ADEM.

- απουσία διάχυτης διμερής βλάβης
- παρουσία μαύρων οπών (T1 black hole)
- παρουσία δύο ή περισσότερων περικοιλιακών βλάβων

B. Σκοπός

Στόχος της συγκεκριμένης εργασίας είναι να προσδιοριστεί πως, η χρήση του απεικονιστικού συστήματος της Μαγνητικής Τομογραφίας (Magnetic Resonance Imaging - MRI), μπορεί να προσφέρει υψηλής ποιότητας αξιολόγηση και διαφορική διάγνωση των παιδιατρικών ασθενών που νοσούν από MS σε σύγκριση αυτών που νοσούν από ADEM. Θα ελεγχθεί η ευαισθησία της μεθόδου, η ειδικότητα καθώς και η επαλήθευση ή μη των κλινικών κριτηρίων τα οποία αναφέρονται στην παγκόσμια βιβλιογραφία, για την κάθε ασθένεια ξεχωριστά στο μαγνητικό τομογράφο. Επιπλέον θα υπάρξει μια στατιστική αναδρομική μελέτη περιστατικών με τα οποία θα καταλήξουμε σε πιθανή κατηγοριοποίηση των ασθενών. Τέλος βασικός στόχος της εργασίας είναι και η πλήρης κατανόηση τόσο των τεχνικών (πρακτικών) και των μεθόδων που έχουν εφαρμοστεί στη κλινική πράξη όσο και τον πρωτοκόλλων που έχουν εφαρμοστεί ανά περιστατικό. Περαιτέρω, σκοπός είναι επίσης η πιθανή πραγματοποίηση μιας συγκριτικής μελέτης περιστατικών και πρωτοκόλλων ανάμεσα στην Ελλάδα και το εξωτερικό βάση βιβλιογραφικών αναφορών.

Γ. Ειδικό Μέρος

6. Υλικό και μέθοδος

6.1 Εισαγωγή

Αυτή η μελέτη χρησιμοποιεί μια ποιοτική αναδρομική μέθοδο που αναπτύσσεται σε τρία στάδια. Αρχικά στο 1ο στάδιο, δηλαδή το γενικό μέρος, γίνεται μια βιβλιογραφική ανασκόπηση των εννοιών και των μεθόδων που χρησιμοποιούνται, σχετιζόμενες με την απεικονιστική προσέγγιση και τη κλινική διάγνωση της MS και ADEM στους παιδιατρικούς ασθενείς. Για αυτό τον σκοπό, Ηλεκτρονικές βάσεις δεδομένων όπως το Mendeley (<https://www.mendeley.com/>) και το Pubmed (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>) χρησιμοποιούνται εκτενώς για τη συλλογή πληθώρας επιστημονικών εννοιών και κλινικών πληροφοριών, συμπεριλαμβανομένου και δευτερευόντων πηγών όπως η επιστημονική βιβλιοθήκη του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής. Στο 2ο στάδιο παρευρεθήκαμε στο Νοσοκομείο Παιδών "Η Αγία Σοφία" και μελετήσαμε αναδρομικά τους ασθενείς που είχαν διαγνωστεί με ADEM και MS κατά τα έτη 2010 - 2021. Οι εξετάσεις συλλέχθηκαν από τα PACS (Picture Archiving and Communication System) και Logbooks του Τμήματος Αξονικής – Μαγνητικής τομογραφίας του νοσοκομείου Παιδών "Η Αγία Σοφία". Επιπλέον χρησιμοποιήσαμε υλικό από Evangelisches Krankenhaus Kalk της Κολωνίας στην Γερμανία, για σύγκριση των περιστατικών με αυτών της Ελλάδας σε επίπεδο πρωτοκόλλων και διεργασιών. Το 3ο στάδιο αποτελείται από την ανάλυση των δεδομένων που συλλέχθηκαν στα πρώτα δυο στάδια και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα και τα διαγράμματα των συγκεκριμένων αναλύσεων με την βοήθεια του προγράμματος Microsoft Excel. Τα μηχανήματα αναφοράς είναι:

- GE HDXT Software Release 23 1,5 Tesla
- Phillips Multiva 1,5 Tesla
- Siemens Harmony 1T

Η έρευνα, έλαβε χώρα τους μήνες Ιούλιο του 2020 έως και Ιανουάριο του 2021 και έγινε σε δείγμα ασθενών από Αύγουστο του 2010 έως Ιανουάριο 2021. Επιλέξαμε για το δείγμα μας, το τμήμα Αξονικού και Μαγνητικού Τομογράφου στο νοσοκομείο Παιδών «Η Αγία Σοφία». Είναι από τα μεγαλύτερα παιδιατρικά νοσοκομεία σε ευρωπαϊκό επίπεδο και το μεγαλύτερο παιδιατρικό νοσοκομείο της Ελλάδος, με 750 κλίνες νοσηλείας.

Μελετήσαμε συνολικά 56 παιδιατρικούς ασθενείς (Πίνακας Ι), εκ των οποίων 28 παρουσιάζουν ADEM και 28 MS, από τα PACS και τα Logbooks του Νοσοκομείου Παίδων "Η Αγία Σοφία" και επιλέχθηκαν κλινικές εξετάσεις μαγνητικής τομογραφίας σε παιδιατρικούς ασθενείς με MS και κλινικές εξετάσεις μαγνητικής τομογραφίας σε παιδιατρικούς ασθενείς με ADEM. Επιπλέον επιλέχθηκαν κλινικές εξετάσεις μαγνητικής τομογραφίας, τα οποία δεν νοσούν από MS και ADEM και θα παρουσιαστούν σαν φυσιολογικές περιπτώσεις. Πιο κάτω θα αναλυθούν κάποια περιστατικά αναφέροντας τις ακολουθίες που ελήφθησαν για κάθε πρωτόκολλο, οι παράμετροι που εφαρμόστηκαν (TR , TE , πάχος τομής = T) σε κάθε ακολουθία, ο μαγνητικός τομογράφος που χρησιμοποιήθηκε, η ηλικία και το φύλο του κάθε παιδιατρικού ασθενή καθώς επίσης και εικόνες οι οποίες θα αντιστοιχούν στις εν λόγω ακολουθίες και θα παρουσιάζουν στοιχεία για κάθε ασθένεια.

Κλινική Διάγνωση	Ηλικία	Κορίτσια	Αγόρια	Σύνολο
A. MS	0 - 11	2	3	5
	12 - 18	15	8	23
B. ADEM	0 - 11	8	17	25
	12 - 18	1	2	3
Σύνολο	0 - 18			56

Πίνακας Ι

6.2 Εξέταση φυσιολογικού παιδιατρικού εγκεφάλου με την μαγνητική τομογραφία

Αρχικά, θα γίνει λόγος για την τοποθέτηση του εξεταζόμενου και για το πρωτόκολλο απεικόνισης του εγκεφάλου που ακολουθείται στο νοσοκομείο Παίδων «Η Αγία Σοφία» . Επίσης, θα γίνει μια αναφορά για τη χρήση των σκιαγραφικών ,που χρησιμεύουν και ποιες είναι οι δοσολογίες που χορηγούνται ανά φάρμακο.

Επομένως, ύστερα από την συμπλήρωση του ερωτηματολογίου και την αφαίρεση όλων των ειδών μετάλλου (πχ. Ζώνες, τεχνητή οδοντοστοιχία, κοσμήματα, κλειδιά), ο ασθενής εισέρχεται στον χώρο του μαγνήτη. Ξαπλώνει ύπτια πάνω στο εξεταστικό τραπέζι και τοποθετεί το κεφάλι του στο κοίλο μαξιλάρι του πηνίου του εγκεφάλου. Στην συνέχεια δίνονται στον ασθενή ειδικά ακουστικά ή ωτοασπίδες για προστασία. Γίνεται ακινητοποίηση του κεφαλιού με δύο μικρά μαξιλάρια και τοποθετείται ακόμα ένα μαξιλάρι κάτω από τα πόδια του ασθενή για περαιτέρω άνεση. Ισόκεντρο της εξέτασης είναι το μεσόφρυο.



https://www.siemens-healthineers.com/ar/magnetic-resonance-imaging/clinical-specialities/pediatric-mri#Clinical_Use

Το **πρωτόκολλο** με τις παρακάτω ακολουθίες είναι βασισμένο στο πρωτόκολλο που ακολουθεί το νοσοκομείο Παίδων «Η Αγία Σοφία» για **MRI εγκεφάλου ρουτίνας**.

Η εξέταση έγινε σε ένα αγόρι, ηλικίας εννέα (9) ετών με φυσιολογικό, χωρίς ευρήματα εγκέφαλο. Πραγματοποιήθηκε στο μηχάνημα GE HDXT 1,5 Tesla Software Release 23.

- Localizer: περιέχει 18 εικόνες, 6 axial (σε εγκάρσιο επίπεδο) , 6 sagittal (σε οβελιαίο επίπεδο) και 6 coronal (σε στεφανιαίο επίπεδο). Το localizer αποτελεί μία εντοπιστική σάρωση για μια γρήγορη ανάδειξη της εξεταζόμενης περιοχής και στα τρία επίπεδα.
Στοιχεία σάρωσης: TR : 516,2 ms
TE : 34,7 ms
T : 10 mm
- Sag T1 Flair: Περιέχει 21 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας FLAIR.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 2500 ms
TE : 19,4 ms
T : 5 mm
- Axial T2 Flair Propeller STD: Περιέχει 24 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή ακολουθίας FLAIR, με Radial τεχνική τροχιάς πλήρωσης του K – Χώρου (Η radial τεχνική στη GE αποκαλείται Propeller).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 10000 ms
TE : 138,8 ms
T : 5 mm
- Axial T2 Propeller STD: Περιέχει 24 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή τεχνικής Propeller STD .

Στοιχεία σάρωσης: TR : 6573,7 ms
TE : 99,4 ms
T : 5 mm
- Axial T1 SE: Περιέχει 24 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο , βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας SE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 440 ms

TE : 10 ms

T : 5 mm

- Cor T2 FRFSE: Περιέχει 27 εικόνες σε στεφανιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή ακολουθίας FRFSE (FRFSE ονομάζεται μία ακολουθία driven equilibrium FSE στη GE).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 6518 ms

TE : 120,3 ms

T : 5 mm

- Axial DWI: Περιέχει 48 εικόνες diffusion σε εγκάρσιο επίπεδο ($b=1000 \text{ s/mm}^2$).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 8000 ms

TE : 96,5 ms

T : 5 mm

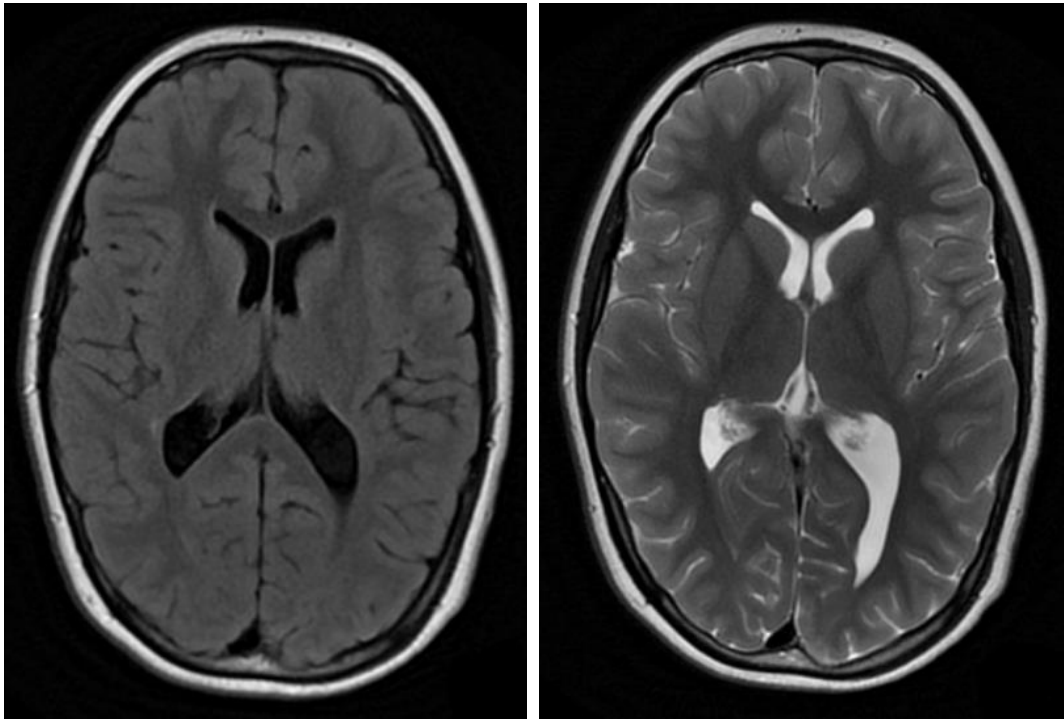
- Axial T1 SE + Gd: Περιέχει 24 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας SE.
(Να αναφέρουμε ότι, η χορήγηση σκιαγραφικού στους παιδιατρικούς ασθενείς, βασίζεται σε συγκεκριμένες ενδείξεις (π.χ. όγκους, μεταστάσεις, απομυελινωτικές παθήσεις κ.α..))

Στοιχεία σάρωσης: TR : 440 ms

TE : 10 ms

T : 5 mm

Παρακάτω διατίθενται οι απεικονίσεις του παιδιατρικού ασθενή με φυσιολογικό εγκέφαλο. Οι εικόνες λήφθηκαν με την αδειοδότηση του νοσοκομείου Παίδων «Η Αγία Σοφία».



Axial T2 Flair Propeller STD

Axial T2 STD

6.3 Εξέταση παιδιατρικού εγκεφάλου με σκλήρυνση κατά πλάκας με μαγνητική τομογραφία

Η εξέταση πραγματοποιήθηκε στο μηχάνημα GE HDXT 1,5 Tesla Software Release 23. Ο παιδιατρικός ασθενής είναι αγόρι, ηλικίας 15 ετών. Πραγματοποιήθηκαν πρωτόκολλα MRI εγκεφάλου με σκλήρυνση κατά πλάκας και MRI αυχενικής μοίρας και με τη χρήση μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης.

MRI Εγκεφάλου με σκιαγραφικό

- Localizer για εγκέφαλο: Περιέχει 18 εικόνες, 6 axial (σε εγκάρσιο επίπεδο), 6 sagittal (σε οβελιαίο επίπεδο) και 6 coronal (σε στεφανιαίο επίπεδο).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 516,2 ms
TE : 34,7 ms
T : 10 mm

- Sag T1 Flair: Περιέχει 23 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας FLAIR.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 2925 ms
TE : 19,4 ms
T : 4 mm

- Sag T2 Flair: Περιέχει 30 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή ακολουθίας FLAIR.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 9000 ms
TE : 149,5 ms
T : 4 mm

- Sag T2 FRFSE: Περιέχει 30 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή ακολουθίας FRFSE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 6746 ms
TE : 120,5 ms
T : 4 mm

- Axial T2 Flair Propeller : Περιέχει 26 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή ακολουθίας Flair, με Radial τεχνική τροχιάς πλήρωσης του K – Χώρου.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 10000 ms
TE : 139,5 ms
T : 5 mm

- Axial T2 Propeller : Περιέχει 26 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή τεχνικής Propeller.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 6885,3 ms
TE : 99,9 ms
T : 5 mm

- Axial T1 SE : Περιέχει 26 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας SE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 700 ms
TE : 10 ms
T : 5 mm

- Axial DWI: Περιέχει 52 εικόνες diffusion σε εγκάρσιο επίπεδο ($b=1000 \text{ s/mm}^2$)..

Στοιχεία σάρωσης: TR : 8000 ms
TE : 96,2 ms
T : 5 mm

- Έγχυση σκιαγραφικού (Gd). (Σε παιδιά όλων των ηλικιών (συμπεριλαμβανομένου του όρου νεογνά), μία δόση 0,2 ml ανά kg σωματικού βάρους ενδείκνυται για όλες τις εξετάσεις.)

- Sag T1 SE + Gd: Περιέχει 23 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας SE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 580 ms
TE : 10 ms
T : 4 mm

- Cor T1 SE + Gd: Περιέχει 31 εικόνες σε στεφανιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας SE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 780 ms
TE : 10 ms
T : 5 mm

- Axial T1 FSE + Gd: Περιέχει 26 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και

εφαρμογή ακολουθίας FSE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 566 ms
TE : 14 ms
T : 5 mm

- Axial T1 SE MTI + Gd: Περιέχει 26 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 με μεταφορά μαγνήτισης και εφαρμογή ακολουθίας SE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 600 ms
TE : 10 ms
T : 5 mm

MRI ΑΜΣΣ (Αυχενική μοίρα σπονδυλικής στήλης) με σκιαγραφικό

- Localizer: Περιέχει 15 εικόνες, 5 axial (σε εγκάρσιο επίπεδο), 5 sagittal (σε οβελιαίο επίπεδο) και 5 coronal (σε στεφανιαίο επίπεδο).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 2000 ms
TE : 79,6 ms
T : 5 mm

- Sag T2 FRFSE: Περιέχει 12 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή ακολουθίας FRFSE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 2915 ms
TE : 111,4 ms
T : 2,5 mm

- Sag T1 FSE : Περιέχει 12 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο , βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας FSE .

Στοιχεία σάρωσης: TR : 559 ms
TE : 8,1 ms
T : 2,5 mm

- Sag PD FSE: Περιέχει 12 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας PD και εφαρμογή ακολουθίας FSE. Όπως αναφέρθηκε και στο γενικό μέρος, οι εικόνες πυκνότητας

πρωτονίων είναι απαραίτητες για την **αυχενική μοίρα σπονδυλικής στήλης** για απομυελινωτικές παθήσεις.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 1800 ms
TE : 8,1 ms
T : 2,5 mm

- Axial 2D MERGE: Περιέχει 29 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T2* και εφαρμογή ακολουθίας MERGE (MERGE ονομάζεται η ακολουθία Multiecho GE στη GE).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 901,6 ms
TE : 15,3 ms
T : 3 mm

- Axial T1: Περιέχει 29 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο και βάρος εικόνας T1.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 497 ms
TE : 8,2 ms
T : 3 mm

- Έγχυση σκιαγραφικού (Gd). (Σε παιδιά όλων των ηλικιών (συμπεριλαμβανομένου του όρου νεογνά), μία δόση 0,2 ml ανά kg σωματικού βάρους ενδείκνυται για όλες τις εξετάσεις.)

- Sag T1 FSE + Gd FS: Περιέχει 12 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο , βάρος εικόνας T1 με FS (Fat Suppression = καταστολή λίπους) και εφαρμογή ακολουθίας FSE.

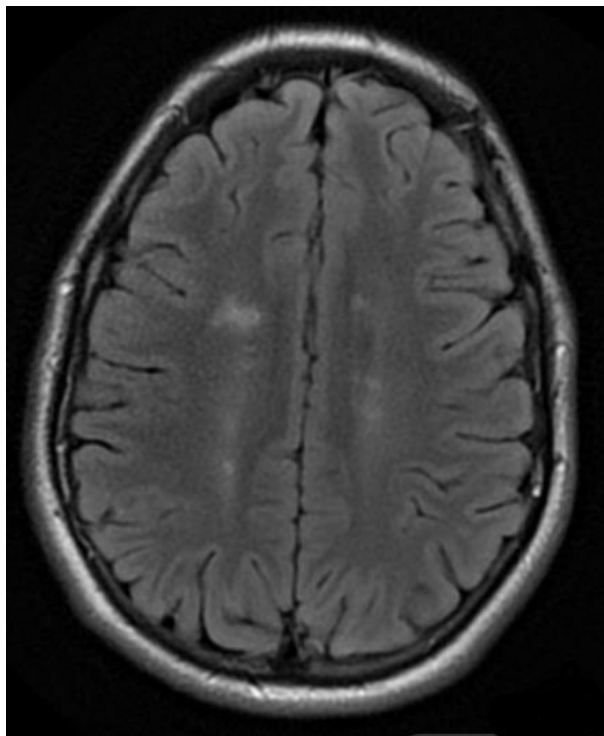
Στοιχεία σάρωσης: TR : 915 ms
TE : 9,2 ms
T : 2,5 mm

- Axial T1 + Gd: Περιέχει 29 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο και βάρος εικόνας T1.

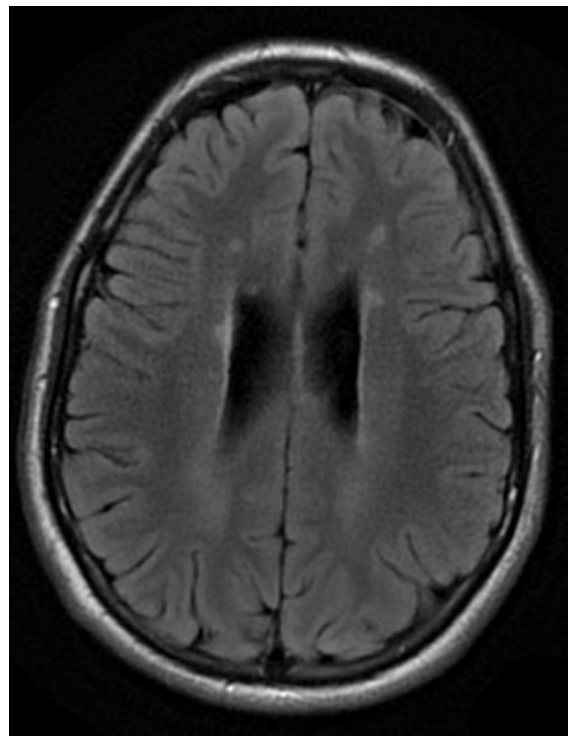
Στοιχεία σάρωσης: TR : 497 ms
TE : 8,2 ms
T : 3 mm

Παρακάτω διατίθενται οι απεικονίσεις του παιδιατρικού ασθενή με σκλήρυνση κατά πλάκας. Οι εικόνες πάρθηκαν με την άδεια του νοσοκομείου Παιδων «Η Αγία Σοφία». Τα σχόλια του γιατρού ακτινολόγου για την εξέταση αποτελούν: Πραγματοποιήθηκαν πρωτόκολλα εγκεφάλου και ΑΜΣΣ. Χορηγήθηκε και μέσο σκιαγραφικής αντίθεσης με ξεκάθαρη εντόπιση σκλήρυνσης κατά πλάκας.

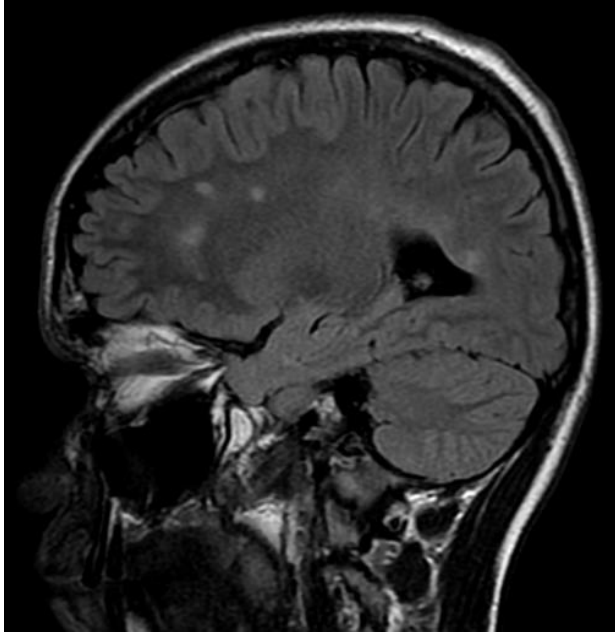
- Αρχικά ας δούμε μια κλασσική T2 Flair απεικόνιση, στην οποία εμφανίζονται χαρακτηριστικά οι αλλοιώσεις υψηλής έντασης. Στην εγκάρσια απεικόνιση οι βλάβες τοποθετούνται κατά μήκος της πλευρικής κοιλίας (Dawson's Fingers). Στην οβελιαία απεικόνιση έχουμε βλάβες στην κατώτερη επιφάνεια του μεσολοβίου. Απλώνονται κάθετα στο κοιλιακό τοίχωμα.



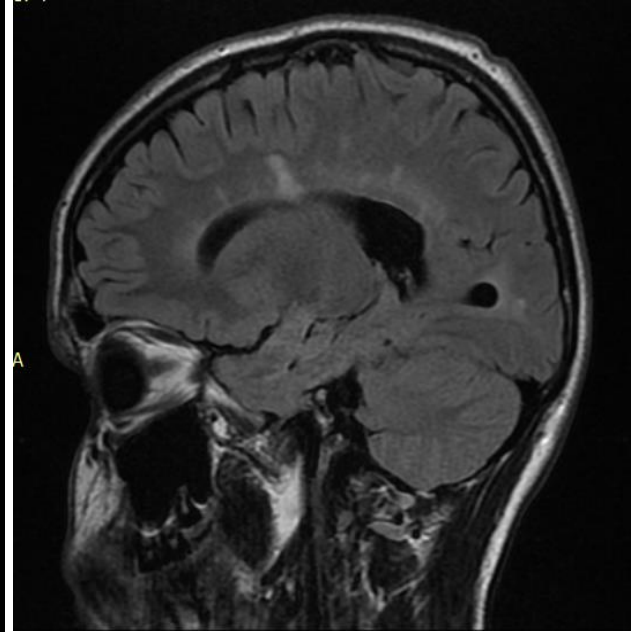
Axial T2 Flair



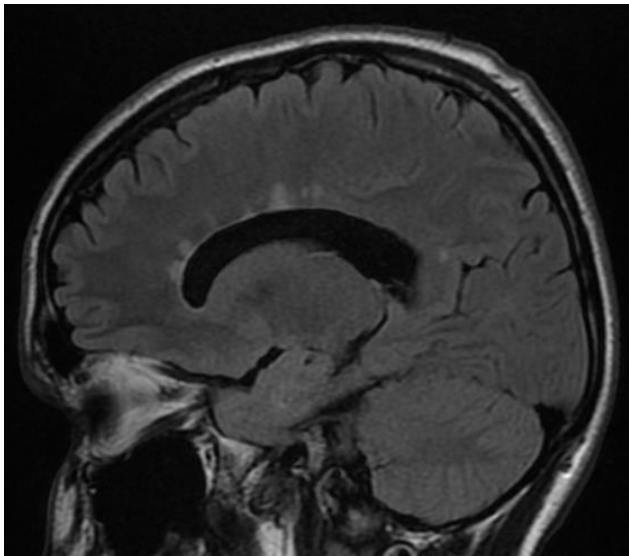
Axial T2 Flair



Sag T2 Flair

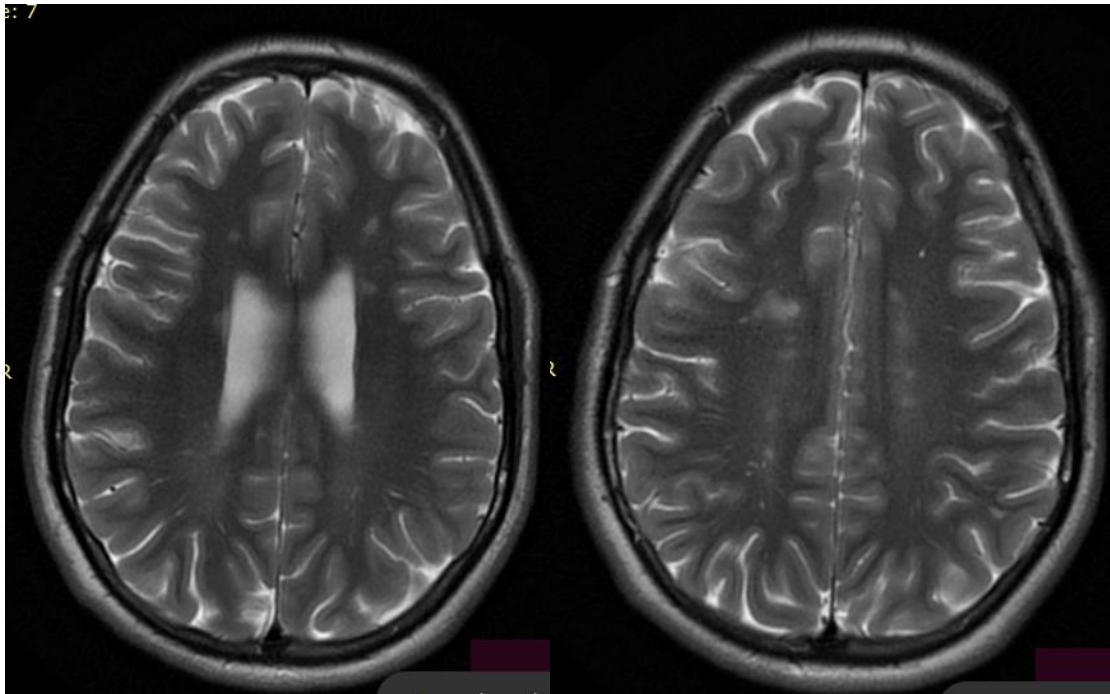


Sag T2 Flair



Sag T2 Flair

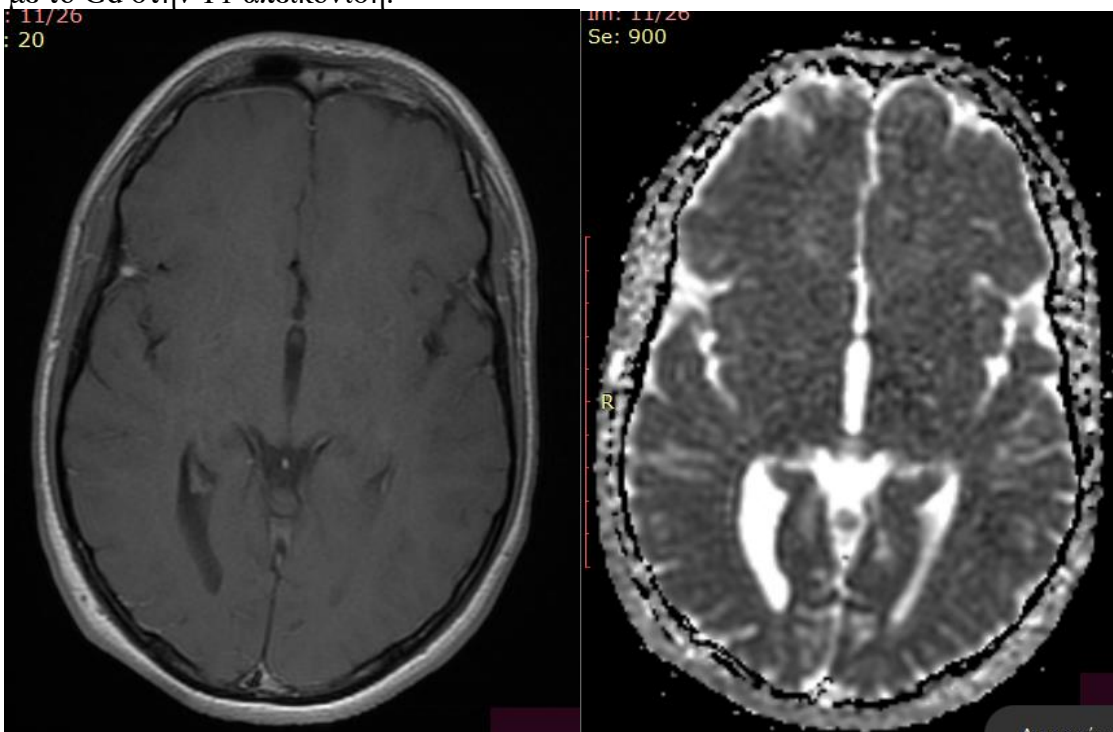
- Στην συνέχεια βλέπουμε απεικονίσεις T2 Axial με πολλαπλές αλλοιώσεις περικοιλιακά. Οι βλάβες είναι υψηλής έντασης και οι οξείες βλάβες είναι περιτριγυρισμένες από οίδημα.



Axial T2 Propeller

Axial T2 Propeller

- Παρακάτω έχουμε εικόνες T1 SE με έγχυση σκιαγραφικού και έναν χάρτη ADC. Παρατηρείται ότι, οι οπτικά σκουρόχρωμες βλάβες στο χάρτη ADC, δεν έχουν ενισχυθεί με το Gd στην T1 απεικόνιση.



Εικόνα T1 Axial + Gd

ADC map

- Τέλος, έχουμε μια T2 FRFSE οβελιαία τομή της αυχενικής μοίρας του ασθενή, στην οποία στο ύψος του A3-A4 παρατηρείται αλλοίωση.



Sag T2 FRFSE

6.4 Εξέταση παιδιατρικού εγκεφάλου με οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα με μαγνητική τομογραφία

Η εξέταση πραγματοποιήθηκε στο μηχάνημα GE HDXT 1,5 Tesla Software Release 23. Ο παιδιατρικός ασθενής είναι αγόρι, ηλικίας 3 ετών. Πραγματοποιήθηκαν πρωτόκολλα MRI εγκεφάλου με οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα και MRI αυχενικής μοίρας και με τη χρήση μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης.

MRI Εγκεφάλου με σκιαγραφικό

- Localizer: Περιέχει 18 εικόνες, 6 axial (σε εγκάρσιο επίπεδο), 6 sagittal (σε οβελιαίο επίπεδο) και 6 coronal (σε στεφανιαίο επίπεδο).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 516,2 ms
TE : 34,7 ms
T : 10 mm

- Sag T1 Flair: Περιέχει 20 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας Flair.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 2500 ms
TE : 19,4 ms
T : 5 mm

- Axial T2 Flair Propeller: Περιέχει 22 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή ακολουθίας FLAIR, με Radial τεχνική τροχιάς πλήρωσης του K – Χώρου.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 10000 ms
TE : 139,8 ms
T : 5 mm

- Axial T2 Propeller: Περιέχει 22 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή τεχνικής Propeller.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 6025,9 ms
TE : 100,2 ms
T : 5 mm

- Axial T1 SE: Περιέχει 22 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας SE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 580 ms
TE : 10 ms
T : 5 mm

- Cor T2 FRFSE: Περιέχει 22 εικόνες σε στεφανιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή ακολουθίας FRFSE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 5311 ms
TE : 120,3 ms
T : 5 mm

- Axial DWI: Περιέχει 44 εικόνες diffusion σε εγκάρσιο επίπεδο ($b=1000 \text{ s/mm}^2$).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 8000 ms
TE : 98,1 ms
T : 5 mm

- Sag Cube Flair: Περιέχει 272 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας Flair και εφαρμογή ακολουθίας Cube Flair (Cube ονομάζεται η ακολουθία FSE Variable Flip Angle στην GE).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 6000 ms
TE : 141,6 ms
T : 1,2 mm

- Έγχυση σκιαγραφικού (Gd). (Σε παιδιά όλων των ηλικιών (συμπεριλαμβανομένου του όρου νεογνά), μία δόση 0,1 ml ανά kg σωματικού βάρους ενδείκνυται για όλες τις εξετάσεις.)

- Axial T1 SE: Περιέχει 22 εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας SE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 580 ms
TE : 10 ms
T : 5 mm

- Sag T1 SE: Περιέχει 20 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας SE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 540 ms
TE : 10 ms
T : 5 mm

- Cor T1 SE : Περιέχει 22 εικόνες σε στεφανιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας SE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 580 ms
TE : 10 ms
T : 5 mm

MRI ΑΜΣΣ (Αυγενική μοίρα σπονδυλικής στήλης) με σκιαγραφικό

- Localizer: Περιέχει 15 εικόνες, 5 axial (σε εγκάρσιο επίπεδο), 5 sagittal (σε οβελιαίο επίπεδο) και 5 coronal (σε στεφανιαίο επίπεδο).

Στοιχεία σάρωσης: TR : 2000 ms
TE : 79,3 ms
T : 5 mm

- Sag T2 FRFSE: Περιέχει 12 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T2 και εφαρμογή ακολουθίας FRFSE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 2894 ms
TE : 110,6 ms
T : 2,5 mm

- Sag T1 FSE : Περιέχει 12 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο , βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας FSE .

Στοιχεία σάρωσης: TR : 571 ms

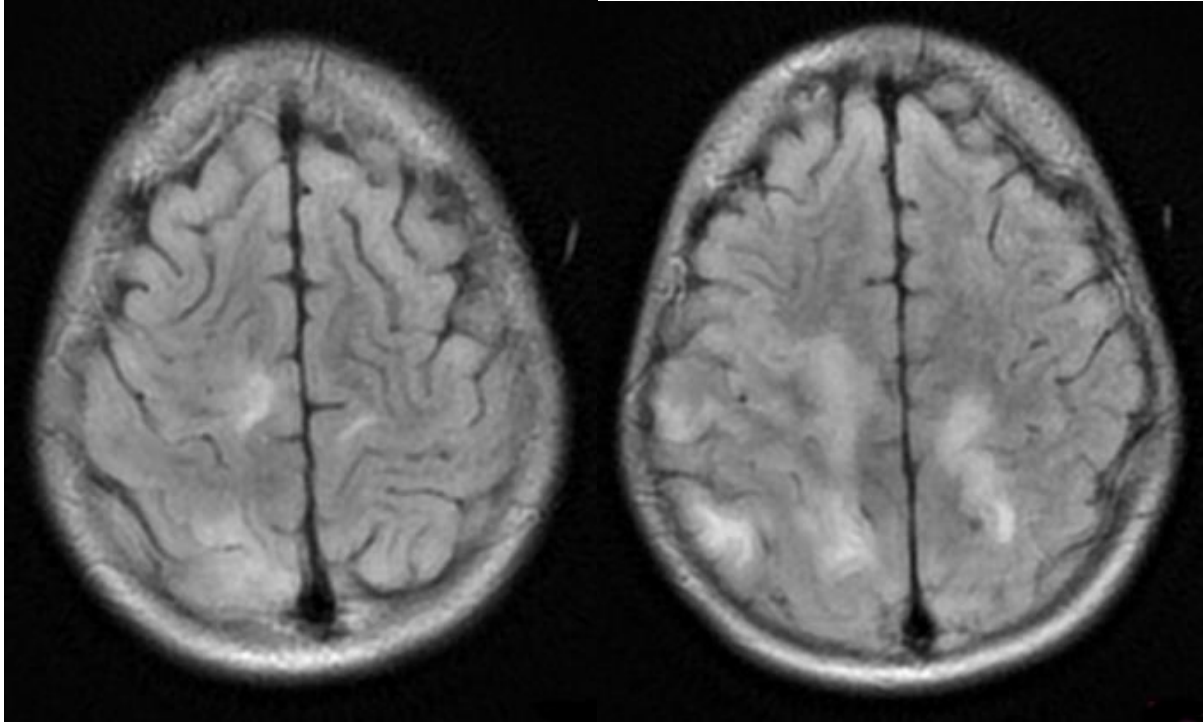
TE : 8,5 ms
T : 2,5 mm

- Έγχυση σκιαγραφικού (Gd). (Σε παιδιά όλων των ηλικιών (συμπεριλαμβανομένου του όρου νεογνά), μία δόση 0,2 ml ανά kg σωματικού βάρους ενδείκνυται για όλες τις εξετάσεις.)
- Sag T1 FSE: Περιέχει 12 εικόνες σε οβελιαίο επίπεδο, βάρος εικόνας T1 και εφαρμογή ακολουθίας FSE.

Στοιχεία σάρωσης: TR : 571 ms
TE : 8,5 ms
T : 2,5 mm

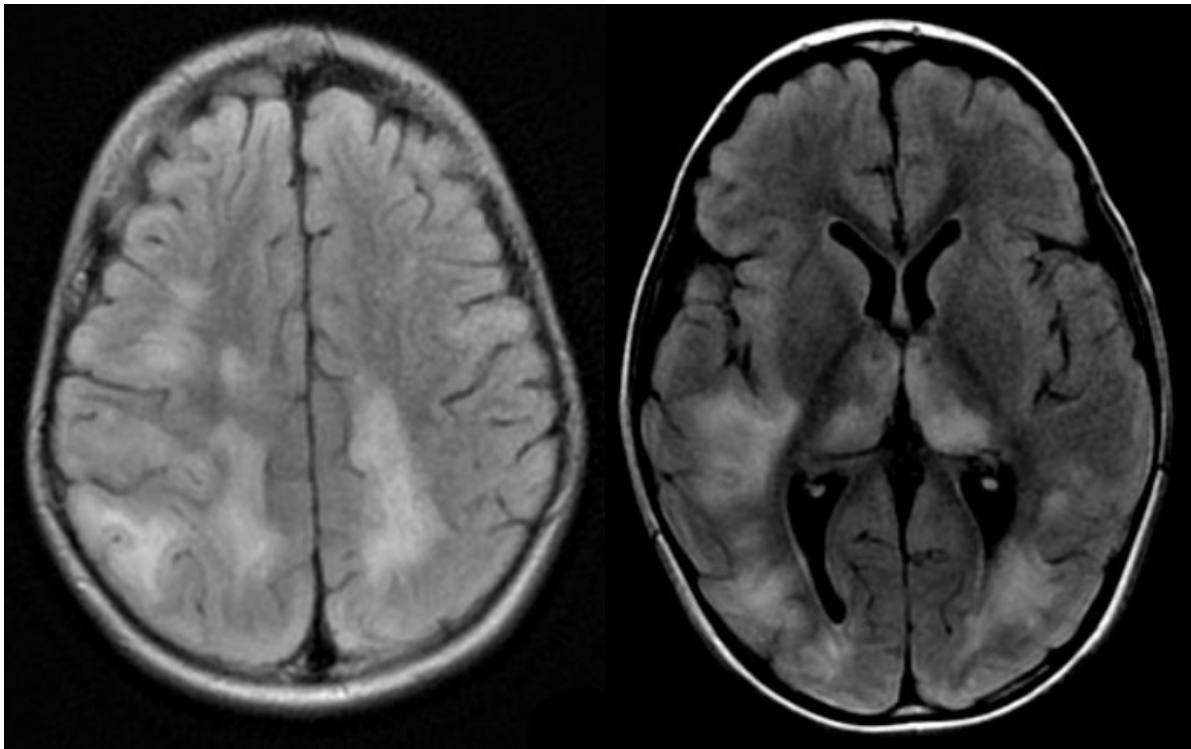
Παρακάτω διατίθενται οι απεικονίσεις του παιδιατρικού ασθενή με οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα. Οι εικόνες λήφθηκαν με την αδειοδότηση του νοσοκομείου Παίδων «Η Αγία Σοφία». Τα σχόλια του γιατρού ακτινολόγου για την εξέταση αποτελούν: Πραγματοποιήθηκαν πρωτόκολλα εγκεφάλου, ΑΜΣΣ, ΘΜΣΣ, ΟΜΣΣ και ΙΜΣΣ. Χορηγήθηκε και μέσο σκιαγραφικής αντίθεσης. Εντόπιση οξείας διάχυτης εγκεφαλομυελίτιδας και με βάση τη γνωμάτευση των ακτινολόγων, εμφάνιση στην ακτινολογική εικόνα αλλοιώσεων στις ανατομικές περιοχές των θαλάμων, δεξιά του κροταφικού, βρεγματικού και ινιακού λοβού, άμφω. Ενδομυελικές αλλοιώσεις από A4 – Θ10.

- Αρχικά έχουμε εικόνες T2 Flair Axial και Sagittal Cube Flair. Παρατηρούμε διμερείς, ασύμμετρες, άσχημα οριοθετημένες, μεγάλες βλάβες που επηρεάζουν την υπερσκληνίτιδα και την υποσκληνίτιδα λευκή ουσία.



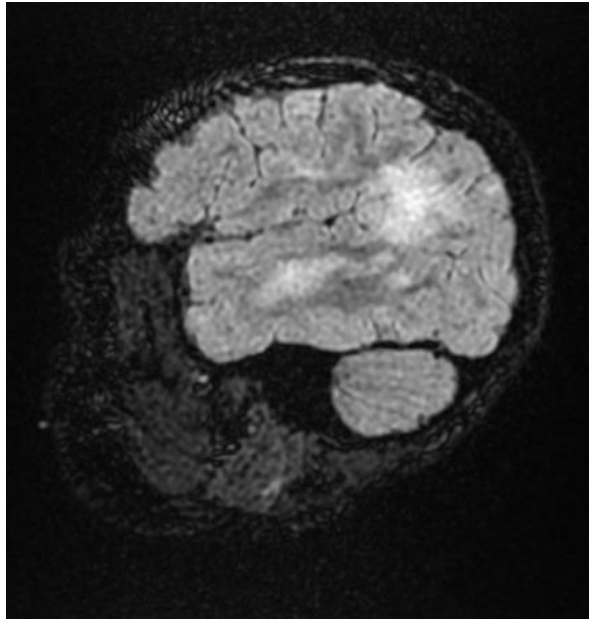
T2 Flair Axial

T2 Flair Axial

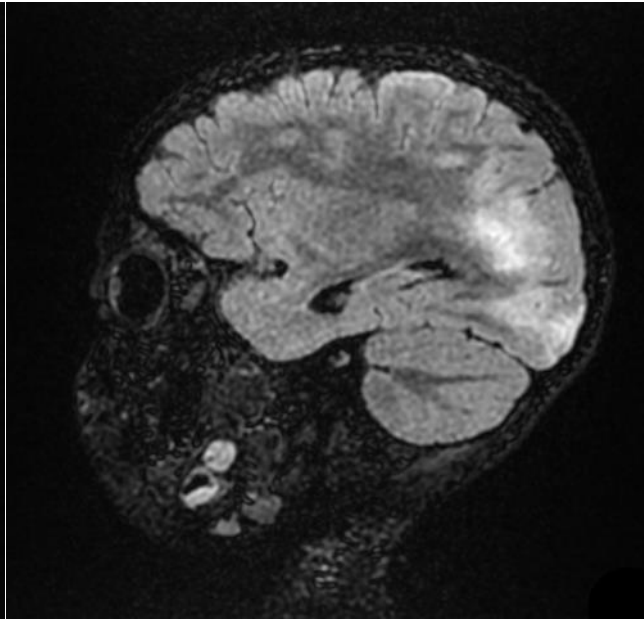


T2 Flair Axial

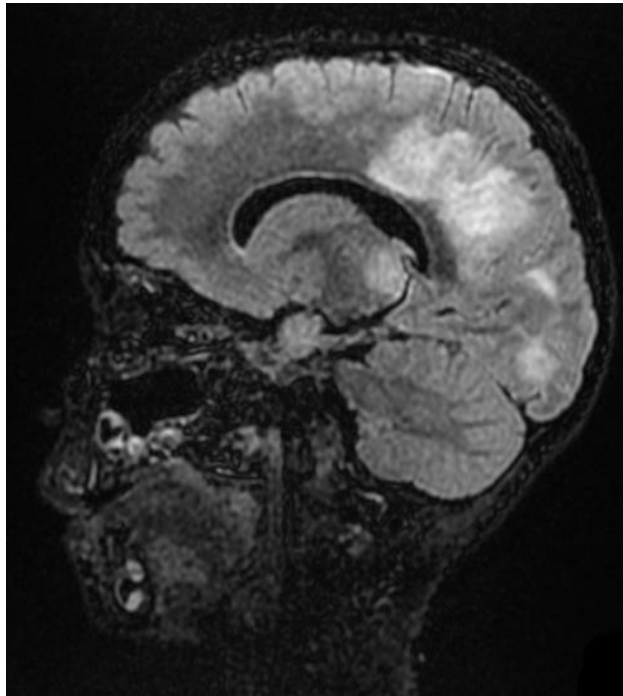
T2 Flair Axial



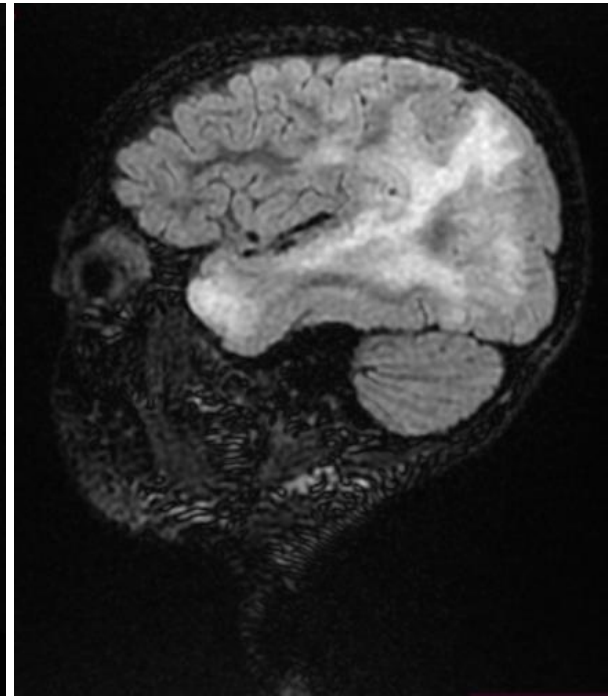
Sagittal Cube Flair



Sagittal Cube Flair

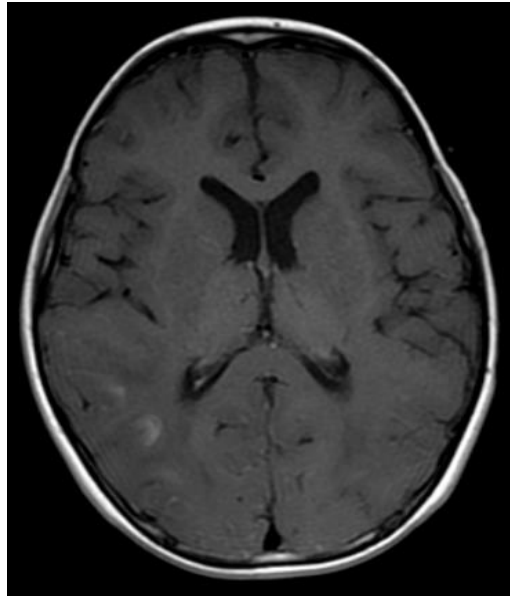


Sagittal Cube Flair



Sagittal Cube Flair

- Στην συνέχεια βλέπουμε μια Axial T1 SE με χρήση σκιαγραφικού. Παρατηρούνται λίγα σημεία με αυξημένο σήμα. Οι οξείες βλάβες δείχνουν αυτό το ενισχυμένο σήμα και αυτές οι βλάβες ενισχύονται ταυτόχρονα.



Axial T1 + Gd

- Τέλος, μια εικόνα Sag T1 FSE της ΑΜΣΣ-ΘΜΣΣ με σκιαγραφικό. Παρατηρούνται ενδομελικές αλλοιώσεις από Α4 – Θ10.



Sag T1 FSE + Gd

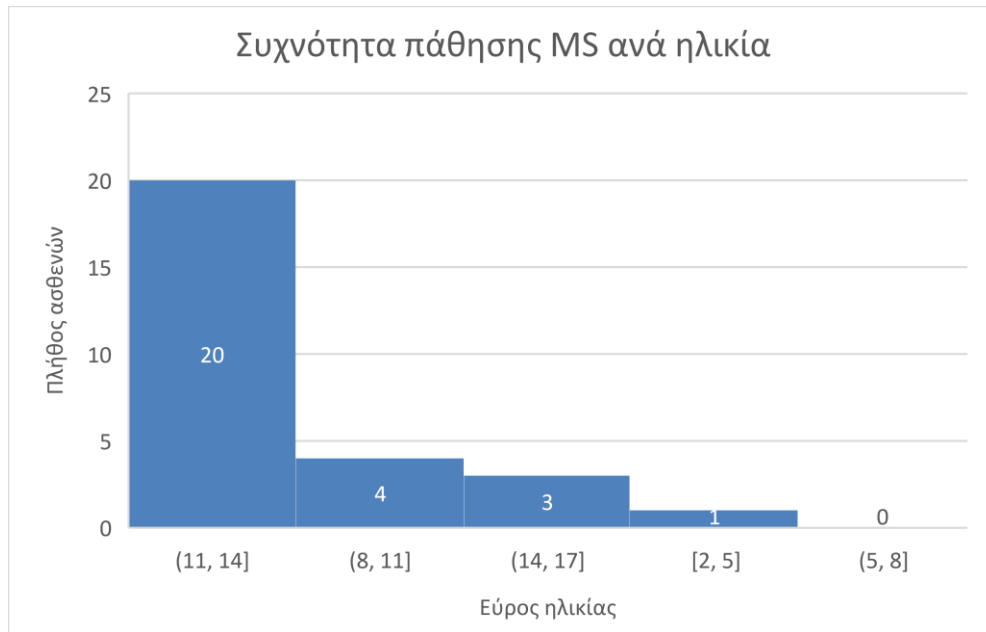
7. Αποτελέσματα

7.1 Επιδημιολογικά

Ακολουθώντας τις μαγνητικές τομογραφικές εξετάσεις που συνέβησαν αυτό το διάστημα για MS και ADEM προέκυψαν 64 περιστατικά, εκ των οποίων τα 33 ήταν ADEM και τα 31 ήταν MS. Από τα 33 περιστατικά ADEM τα 5 ήταν εξετάσεις follow – up (δηλαδή επανέλεγχος ασθενών με ADEM για να προσδιοριστεί η πορεία της νόσου) και όλα έδειξαν βελτίωση της ακτινολογικής εικόνας των παιδιατρικών ασθενών από τη συγκεκριμένη νόσο. Από τα 31 περιστατικά MS τα 3 ήταν follow – up (δηλαδή επανέλεγχος ασθενών με MS για να προσδιοριστεί η πορεία της νόσου) και κύριος στόχος τους αποτέλεσε η παρατήρηση μεταβολών ή μη της νόσου, με εμφάνιση ενεργών ή μη εστιών. Επομένως χωρίς την ένταξη των περιστατικών follow – up, το δείγμα όπου συλλέξαμε διαχωρίζεται σε 28 περιστατικά ADEM και σε 28 περιστατικά MS.

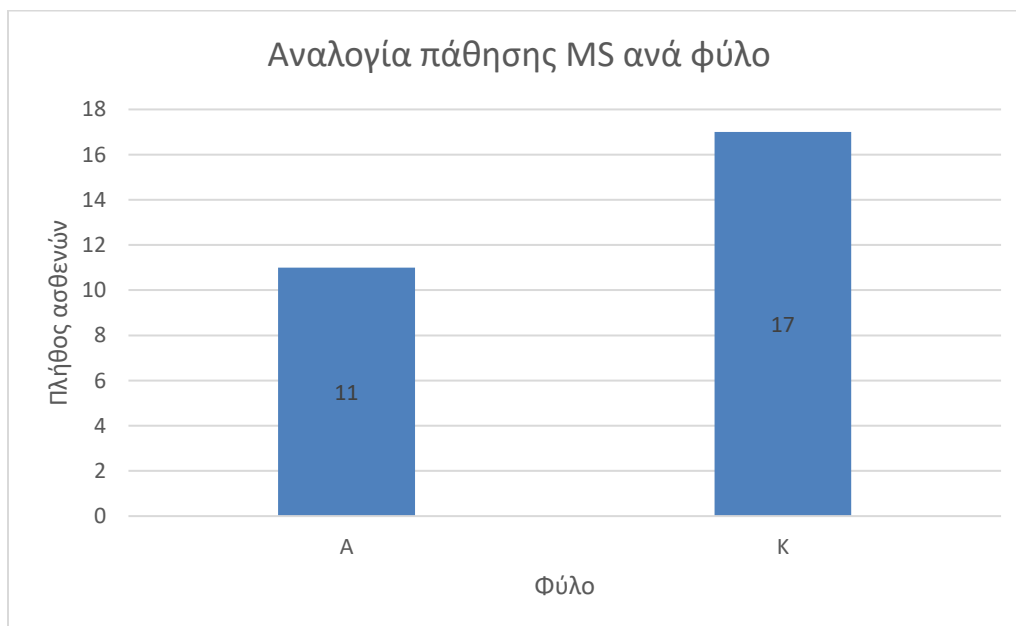
Από στατιστικής άποψης, το δείγμα περιστατικών που διαθέτουμε δεν επαρκεί για ασφαλή στατιστική ανάλυση και συμπεράσματα. Η συλλογή περιστατικών και για τις δύο ασθένειες θα συνεχιστεί και μετά το πέρας της διπλωματικής εργασίας με απώτερο στόχο την ανάδειξη του σημαντικού ρόλου της μαγνητικής τομογραφίας στην παιδιατρική απεικόνιση, την αξιολόγηση και διαφορική διάγνωση της μεθόδου σε παιδιατρικές ασθένειες. Παρ' όλα αυτά, βάση των περιστατικών που βρέθηκαν, παρατηρούμε στην σκλήρυνση κατά πλάκας ότι:

- Η ηλικία με την μεγαλύτερη συχνότητα πάθησης (20 από τα 28) περιστατικά είναι το εύρος (11 – 14] κάτι το οποίο επιβεβαιώνει την θεωρία, που θέλει τους παιδιατρικούς ασθενείς μετά το πέρας των 12 ετών, να είναι οι πιο ευάλωτοι στην πάθηση αυτή.
- Στο εύρος ηλικίας [2 – 8], έχουμε ένα (1) μόνο περιστατικό πάθησης, κάτι που επίσης επιβεβαιώνει τη θεωρία, καθώς βάση της κάτω από 10 χρονών υπάρχει πιθανότητα πάθησης 0,09/100.000 παιδιατρικούς ασθενείς.



Πίνακας 2

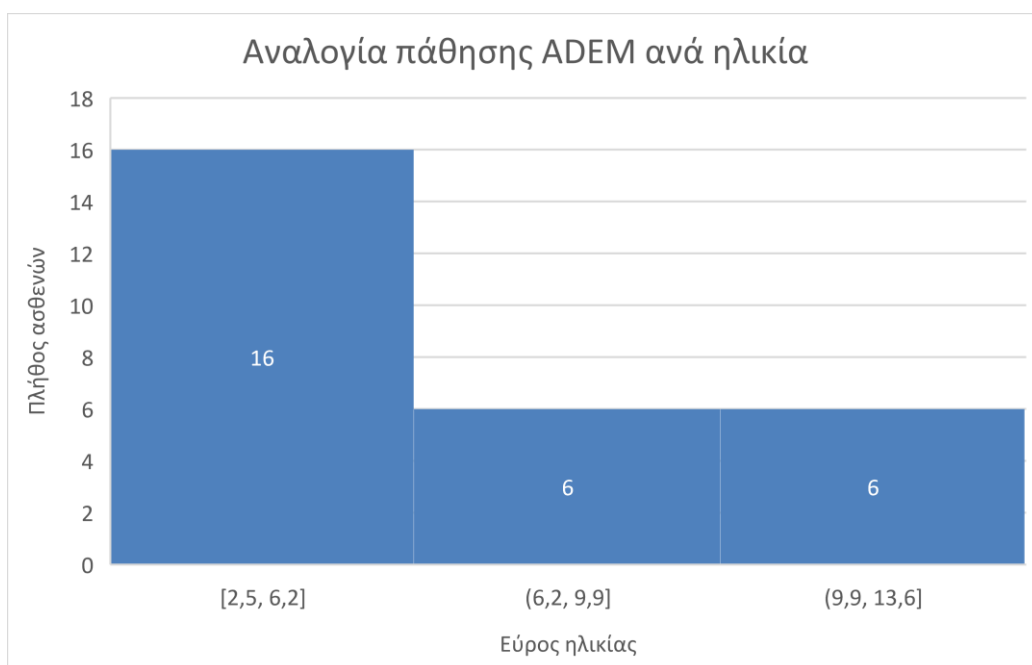
- Το θηλυκό γένος υπερτερεί σε σχέση με το αρσενικό, με αναλογία 60:40. Επίσης γνωστό από τη θεωρία, η οποία αναφέρει ότι μετά την εφηβεία υπάρχει αναλογία θηλυκού με αρσενικού 2:1.



Πίνακας 3

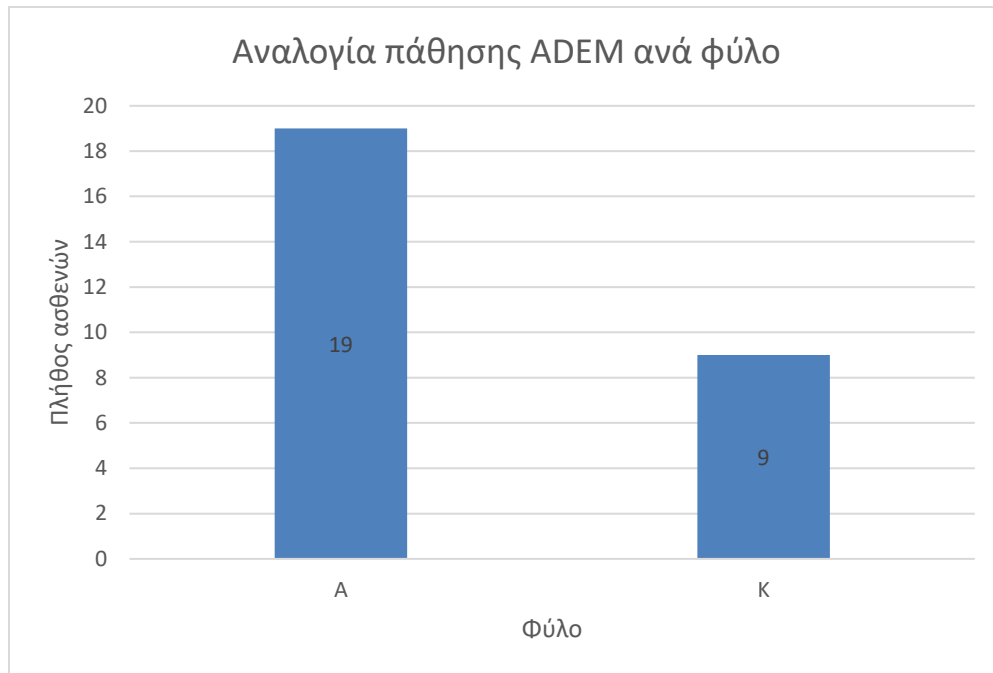
Επιπρόσθετα βάση των περιστατικών που βρέθηκαν, παρατηρούμε στην οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα ότι:

- Το εύρος ηλικίας με την μεγαλύτερη συχνότητα πάθησης είναι [2,5 – 6,2]. Η πάθηση αυτή, χαρακτηρίζεται παιδιατρική, καθώς πλήττει τους ασθενείς είτε ύστερα από κάποιο εμβολιασμό, είτε μετά από κάποια ίωση. Τα προαναφερόμενα είναι πιο συχνά σε ηλικίες κάτω των 8 ετών.



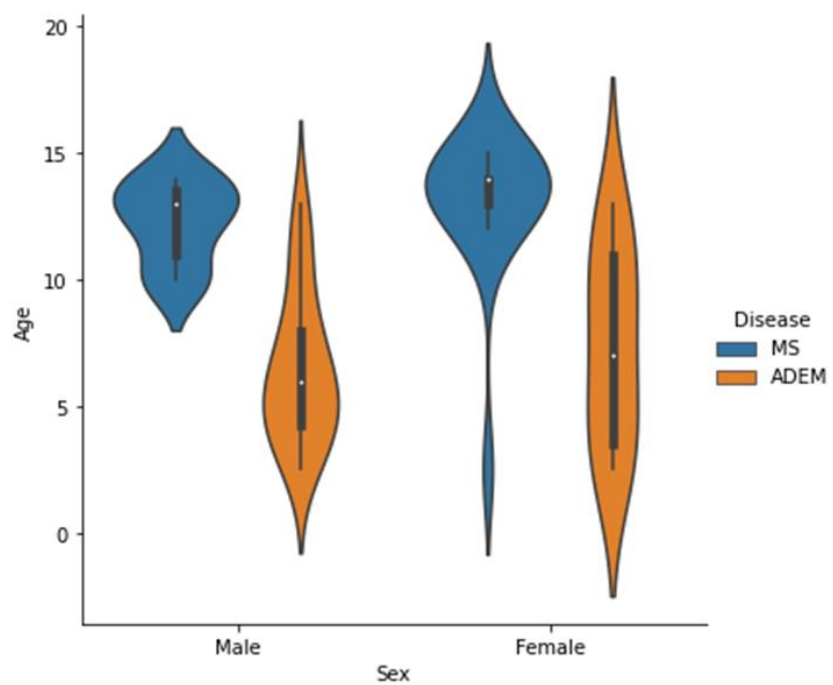
Πίνακας 4

- Σε αντίθεση με την σκλήρυνση κατά πλάκας, στην οξεία διάχυτη εγκεφαλομυελίτιδα είναι πιο πιθανό για το αρσενικό γένος να πάσχει, σε σχέση με το θηλυκό. Αυτό παρατηρείται και στα περιστατικά.



Πίνακας 5

Τέλος, γίνεται συνοπτική παρουσίαση των δύο παθήσεων στο παρακάτω σχήμα.



Πίνακας 6

7.2 Προτεινόμενα πρωτόκολλα εγκεφάλου για σκλήρυνση κατά πλάκας βάση διεθνών Guidelines.

Όταν αυξάνεται η υποψία για σκλήρυνσης κατά πλάκας, πρέπει να ζητηθεί σάρωση εγκεφάλου και νωτιαίου μυελού. Η χορήγηση ενός παράγοντα αντίθεσης με βάση το γαδολίνιο (Gd) είναι σημαντική στη διαγνωστική επεξεργασία για να αποδειχθεί η διάδοση στον χρόνο (dissertation in space – DIS). Το Gd δείχνει την εστιακή φλεγμονώδη δραστηριότητα κατά τις προηγούμενες εβδομάδες και έτσι βοηθά στην πρόωρη διάγνωση. Η απόκτηση των ακολουθιών 3D Flair κατά τη διάρκεια της καθυστέρησης 5 λεπτών που απαιτείται μετά την έγχυση σκιαγραφικού είναι μια επιπλέον χρήσιμη στρατηγική εξοικονόμησης χρόνου. Η σάρωση MRI μετά την αντίθεση είναι επίσης χρήσιμη για σκοπούς διαφορετικής διάγνωσης (π.χ. ADEM).

Όλα αυτά τα παρατηρούμε σε πρωτόκολλα μαγνητικού τομογράφου που χρησιμοποιούνται στο εξωτερικό. Παρακάτω αναφέρονται πρωτόκολλα από την Σουηδική Ένωση σκλήρυνσης κατά πλάκας, από το Consortium of Multiple Sclerosis Centers (CMSC) στο New Jersey, πολιτεία των ΗΠΑ και το Evangelischen Krankenhaus Köln-Kalk (EVKK).

- ❖ Σύμφωνα με την έρευνα μας, βάση της Σουηδικής Ένωσης Σκλήρυνσης κατά πλάκας και Σουηδικής Νευροραδιολογικής Εταιρείας, τα συνιστώμενα πρωτόκολλα απεικόνισης εγκεφάλου μαγνητικής τομογραφίας για διαγνωστική αξιολόγηση και παρακολούθηση επιβεβαιωμένων περιπτώσεων σκλήρυνσης κατά πλάκας και απομυελινωτικών παθήσεων, καθορίζονται στον παρακάτω πίνακα.

Recommended MRI protocols	
Diagnostic protocol	Follow-up protocol
1. 3D T1 (Pre-contrast)	1. Administration of GBCA
2. Hemorrhage sensitive sequence (i.e., SWI, GRE, or FFE)	2. Axial T2
3. DWI	3. 3D T2-FLAIR
4. Administration of GBCA	4. 3D T1 (Post-contrast)
5. Axial T2	
6. 3D T2-FLAIR	
7. 3D T1 (Post-contrast)	

GBCA, gadolinium-based contrast agent; MRI, magnetic resonance imaging.

Πηγή: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27558404/>

- ❖ Επιπλέον, βάση της πρακτικής μου στο Gemeinschaftspraxis für Radiologie und Nuklearmedizin im Evangelischen Krankenhaus Köln-Kalk στην Κολωνία της Γερμανίας, συμπεριλαμβάνω το πρωτόκολλο που χρησιμοποιείται για την σκλήρυνση κατά πλάκας και για απομυελινωτικές παθήσεις στο τμήμα του μαγνητικού τομογράφου του.

Διαγνωστικό πρωτόκολλο

- 1) Flair Sagittal
- 2) Flair Axial
- 3) T1 SE Coronal MTC (Magnetization transfer imaging)
- 4) Έγχυση σκιαγραφικού
- 5) T2 TSE Axial
- 6) T1 SE Coronal MTC + Gadolinium
- 7) T1 SE Axial MTC + Gadolinium

- ❖ Βάση τα 2018 REVISED GUIDELINES από το Consortium of Multiple Sclerosis Centers (CMSC) έχουμε τις παρακάτω ακολουθίες για σκλήρυνση κατά πλάκας:

Διαγνωστικό πρωτόκολλο

- 1) 2D/3D Sagittal & Axial FLAIR
- 2) 2D/3D Axial T2
- 3) Axial 2D DWI
- 4) 3D IR-prep GE T1
- 5) Έγχυση σκιαγραφικού (Gd)
- 6) 2D/3D Axial T1

Υπάρχουν **επιπλέον** ακολουθίες που αν κριθούν αναγκαίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν:

- Susceptibility weighted (SWI)
- 2D/3D Axial T1 (πριν την έγχυση σκιαγραφικού)
- Axial proton density

Συμπερασματικά, παρατηρώντας όλα τα πρωτόκολλα εγκεφάλου για εντόπιση MS που διαθέτουμε, καταλήγουμε στα εξής συμπεράσματα:

- Σε όλα τα πρωτόκολλα ήταν απαραίτητη η χρήση μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης για να προσδιοριστούν οι αλλοιώσεις που εντοπίστηκαν (τόσο στο χώρο επέκτασής τους – διασπορά στο χώρο, όσο και στο αν είναι νέες ή παλιές εστίες – διασπορά στο χρόνο).
- Η Flair είναι μία κυρίαρχη ακολουθία, η οποία εντοπίζεται και στα τέσσερα πρωτόκολλα.
- Ακολουθίες με μεταφορά μαγνήτισης (MTI) εντοπίστηκαν να εφαρμόζονται στα πρωτόκολλα της Ελλάδας και Γερμανία, ενώ στα πρωτόκολλα των ΗΠΑ και της Σουηδίας δεν τις εφαρμόζουν.
- Ακολουθίες διάχυσης διαθέτουν όλα τα πρωτόκολλα εκτός από το γερμανικό πρωτόκολλο (το οποίο το διαθέτει ως επιπρόσθετη ακολουθία, σε περίπτωση που ζητηθεί.)
- Τόσο στο αμερικάνικο, όσο και στο σουηδικό εντοπίζονται η τεχνική απεικόνισης SWI – απεικόνιση μαγνητικής επιδεκτικότητας (χρησιμοποιείται κυρίως για ευαισθησία στις αιμορραγίες) ενώ στα πρωτόκολλα της Ελλάδας και της Γερμανίας δεν εφαρμόζεται. Η SWI εντάσσεται στην Advanced MRI ενώ κάποια άλλη τεχνική Advanced MRI δεν χρησιμοποιείται στα πρωτόκολλα που διαθέτουμε.
- Όλα τα τμήματα μαγνητικού τομογράφου από τα οποία λάβαμε παιδιατρικά πρωτόκολλα νευροαπεικόνισης και ελέγξαμε (Ελλάδα, Σουηδία, Γερμανία, ΗΠΑ) διέθεταν παιδιατρικά πρωτόκολλα απεικόνισης αποκλειστικά για ανίχνευση MS. Αντίθετα δεν βρέθηκαν πρωτόκολλα τα οποία να έχουν δημιουργηθεί αποκλειστικά για τον εντοπισμό της πάθησης ADEM.

8. Συμπεράσματα – προτάσεις

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού παίζει τελικά, σημαντικό ρόλο στη διάγνωση και διαφοροποίηση μεταξύ ασθενών με σκλήρυνση κατά πλάκας και οξείας διάχυτης εγκεφαλομυελίτιδας. Είναι ένα παράθυρο στον παθολογικό αντίκτυπο της νόσου, το οποίο μπορεί να παρέχει πληροφορίες για τη μελλοντική σωματική και γνωστική αναπηρία. Το κλειδί είναι να υπάρχουν τυποποιημένες εξετάσεις μαγνητικής τομογραφίας που επιτρέπουν εύκολη σύγκριση με προηγούμενες μελέτες και ακολουθίες οι οποίες είναι κατάλληλες για την εμφάνιση των βλαβών. Με την βοήθεια ΕΦ σκιαγραφικού γίνεται εμφανή ακόμα και η ενεργότητα των νόσων. Παρ' όλα αυτά η διάγνωση πρέπει να γίνεται πάντα σε συνδυασμό με τα κλινικοεργαστηριακά δεδομένα, καθώς η συμβατικές τεχνικές παρά την υψηλή ευαισθησία τους, έχουν χαμηλή ειδικότητα.

Η εργασία μας υπογραμμίζει την αξία της κλινικής και ακτινολογικής παρακολούθησης μετά από μια αρχική διάγνωση ADEM, καθώς εξετάζει την πορεία της νόσου. Η απουσία νέων εγκεφαλικών βλαβών στην απεικόνιση της μαγνητικής τομογραφίας είναι προγνωστική για τη διατήρηση της μονοφασικής κατάστασης. Συνιστάται επομένως να πραγματοποιείται έγκαιρα η μαγνητική τομογραφία μετά την αρχική διάγνωση ADEM, καθώς μπορεί να βοηθήσει τους κλινικούς ιατρούς να προβλέψουν πολυφασική νόσο και να παρέχουν έγκαιρη θεραπεία στους παιδιατρικούς ασθενείς. Στην Ελλάδα τα πρωτοκόλλα είναι προχωρημένα και σε σχέση με το εξωτερικό, θα μπορούσε να τα αξιολογήσει κανείς ως σύγχρονα και αξιόπιστα. Επιπλέον παρέχουμε έναν ολοκληρωμένο χαρακτηρισμό των παρουσιαζόμενων δυνατοτήτων μαγνητικής τομογραφίας παιδιών με MS και ADEM, με τα χαρακτηριστικά ευρήματα της κάθε ακολουθίας, στις δύο παθήσεις. Καταλήγοντας, στην σημερινή εποχή τα νέα και πιο ακριβή κριτήρια Callen MS – ADEM, δείχνουν τον καλύτερο συνδυασμό ευαισθησίας και ειδικότητας, με αποτέλεσμα να είναι πολύ χρήσιμα για την διαφοροποίηση των δύο παθήσεων στους παιδιατρικούς ασθενείς.

Μελλοντικά, προτείνουμε ακολουθίες υψηλότερης ανάλυσης ή υψηλότερα μαγνητικά πεδία (3T ή 7T) τα οποία θα δείχνουν με μεγαλύτερη λεπτομέρεια τις εγκεφαλικές αλλοιώσεις με μείωση του χρόνου εξέτασης. Θα ήταν σκόπιμη, η δημιουργία παιδιατρικών πρωτοκόλλων νευροαπεικόνισης αποκλειστικά για ADEM, όπως για παράδειγμα πρωτόκολλα με χρήση μεταφοράς μαγνήτισης. Η μεταφορά μαγνήτισης μπορεί να βοηθήσει στη διάκριση της οξείας διάχυτης εγκεφαλομυελίτιδας από τη σκλήρυνση κατά πλάκας, καθώς ο φυσιολογικός εγκέφαλος έχει φυσιολογικό λόγο μεταφοράς μαγνητισμού και φυσιολογική διάχυση, ενώ σε πολλαπλή σκλήρυνση παρατηρείται σημαντική μείωση στα προαναφερόμενα (Σε εικόνες T2 βαρύτητας).

Επιπλέον, συνεχής ενημέρωση με ημερίδες και συνέδρια, τα οποία θα αναδιατυπώνουν και θα προσφέρουν νέα δεδομένα για τις δύο παιδιατρικές παθήσεις, ώστε η ιατρική και η επιστημονική κοινότητα να εξελίσσεται διαρκώς στο συγκεκριμένο τομέα. Νέες εργασίες,

μελέτες και έρευνες από όλους τους επιστημονικούς φορείς σχετικά με την παιδιατρική MS και ADEM, για επιπρόσθετες νέες γνώσεις όσον αφορά τις δύο ασθένειες και την διαρκή εξέλιξη της διάγνωσης τους με την πολύτιμη βοήθεια της απεικόνισης με μαγνητικό τομογράφο. Επίσης, ένταξη και των μελών της επιστημονικής κοινότητας των τεχνολόγων ακτινολογίας – ακτινοθεραπείας στην πλήρη ενημέρωση και συζήτηση όλων των νέων δεδομένων και στοιχείων σχετικά με τις δύο ασθένειες, ώστε να προσφέρονται υψηλές υπηρεσίες στο τομέα της παιδιατρικής νευροαπεικόνισης και της διάγνωσης των νόσων MS και ADEM σε παιδιατρικούς ασθενείς.

Βιβλιογραφία

[1] Βιολογία Α γενικού λυκείου ΙΝΣΤΙΤΟΥΤΟ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ ΚΑΙ ΕΚΔΟΣΕΩΝ «ΔΙΟΦΑΝΤΟΣ»

[2] ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΟΥ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΙ ΤΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΟΥ ΟΡΓΑΝΙΣΜΟΥ, ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΚΔΟΣΕΙΣ Π. Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ

[3] Copyright Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, Κουτσουράκη Ευφροσύνη. «Παρεγκεφαλίδα και νοσήματα της παρεγκεφαλίδας (αταξίες). Ανατομία και φυσιολογία της παρεγκεφαλίδας». <http://eclass.auth.gr/courses/OCRS291/>.

[4] Cho, T. A. (2015). Spinal Cord Functional Anatomy. CONTINUUM: Lifelong Learning in Neurology, 21, 13–35. doi:10.1212/01.con.0000461082.25876.4a

[5] Nogradi, Antal. «Ανατομία και Φυσιολογία του Νωτιαίου Μυελού.» Τρέχουσα Νευρολογίας και Νευροεπιστημών εκθέσεις ., Εθνική Βιβλιοθήκη της Ιατρικής, www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK6229/ΗΠΑ.

[6] Mikaeloff Y, Caridade G, Billard C, Bouyer J, Tardieu M. School performance in a cohort of children with CNS inflammatory demyelination. Eur J Paediatr Neurol. 2010;14(5):418–24. doi:10.1016/j.ejpn.2010.02.003.

[7] Renoux C, Vukusic S, Mikaeloff Y, Edan G, Clanet M, Dubois B, et al. Natural history of multiple sclerosis with childhood onset. N Engl J Med. 2007;356(25):2603–13. doi:10.1056/NEJMoa067597.

[8] I-Jun Chou & Huei-Shyong Wang & William P. Whitehouse & Cris S. Constantinescu. Paediatric Multiple Sclerosis: Update on Diagnostic Criteria, Imaging, Histopathology and Treatment Choices *Curr Neurol Neurosci Rep* (2016) 16: 68 DOI: 10.1007/s11910-016-0663-4

[9] Huppke B, Ellenberger D, Rosewich H, Friede T, Gartner J, Huppke P. Clinical presentation of pediatric multiple sclerosis before puberty. *Eur J Neurol*. 2014;21(3):441–6. doi:10.1111/ene.12327.

[10] Langer-Gould A, Brara SM, Beaber BE, Koebnick C. Childhood obesity and risk of pediatric multiple sclerosis and clinically isolated syndrome. *Neurology*. 2013;80(6):548–52. doi:10.1212/WNL.0b013e31828154f3.

[11] Lulu S, Graves J, Waubant E. Menarche increases relapse risk in pediatric multiple sclerosis. *Mult Scler*. 2015. doi:10.1177/1352458515581873

[12] Krupp LB, Tardieu M, Amato MP, Banwell B, Chitnis T, Dale RC, et al. International Pediatric Multiple Sclerosis Study Group criteria for pediatric multiple sclerosis and immune-mediated central nervous system demyelinating disorders: revisions to the 2007 definitions. *Mult Scler*. 2013;19(10):1261–7. doi:10.1177/1352458513484547.

[13] Rovira A, Wattjes MP, Tintore M, Tur C, Yousry TA, Sormani MP, et al. Evidence-based guidelines: MAGNIMS consensus guidelines on the use of MRI in multiple sclerosis-clinical implementation in the diagnostic process. *Nat Rev Neurol*. 2015;11(8):471–82. doi:10.1038/nrneurol.2015.106.

[14] Schaefer PW, Grant PE, Gonzalez RG. Diffusion-weighted MR imaging of the brain. *Radiology*. 2000;217(2):331–45. doi:10.1148/radiology.217.2.r00nv24331

[15] Verhey LH, Branson HM, Shroff MM, Callen DJ, Sled JG, Narayanan S, et al. MRI parameters for prediction of multiple sclerosis diagnosis in children with acute CNS demyelination: a prospective national cohort study. *Lancet Neurol.* 2011;10(12):1065–73. doi:10.1016/S1474-4422(11)70250-2

[16] Barnett MH, Prineas JW. Relapsing and remitting multiple sclerosis: pathology of the newly forming lesion. *Ann Neurol.* 2004;55(4):458–68. doi:10.1002/ana.20016.

[17] Friese MA, Schattling B, Fugger L. Mechanisms of neurodegeneration and axonal dysfunction in multiple sclerosis. *Nat Rev Neurol.* 2014;10(4):225–38. doi:10.1038/nrneurol.2014.37.

[18] S1-Leitlinie 022/014: Pädiatrische Multiple Sklerose akuteller Stand: 01/2016. AWMF Leitlinie „Diagnostik und Therapie der Multiplen Sklerose“ der Deutschen Gesellschaft für Neurologie

[19] Rust RS. Multiple sclerosis, acute disseminated encephalomyelitis, and related conditions. *Semin Pediatr Neurol.* 2000 Jun;7(2):66-90. doi: 10.1053/pb.2000.6693. PMID: 10914409.

[20] Alroughani R, Boyko A. Pediatric multiple sclerosis: a review. *BMC Neurol.* 2018;18(1):27. Published 2018 Mar 9. doi:10.1186/s12883-018-1026-3

[21] Amato MP, Goretti B, Ghezzi A, et al. Cognitive and psychosocial features of childhood and juvenile MS. *Neurology.* 2008;70(20):1891–7.

[22] Peche SS, Alsheklee A, Kelly J, et al. A long-term follow-up study using IPMSSG criteria in children with CNS demyelination. *Pediatr Neurol.* 2013; 49(5):329–34.

[23] Callen DJ, Shroff MM, Branson HM, et al. MRI in the diagnosis of pediatric multiple sclerosis. *Neurology*. 2009;72(11):961–7

[24] Lee CG, Lee B, Lee J, et al. The natural course of clinically isolated syndrome in pediatric patients. *Brain and Development*. 2015;37(4):432–8.

[25] Duignan, S., Brownlee, W., Wassmer, E., Hemingway, C., Lim, M., Ciccarelli, O., & Hacothen, Y. (2019). Paediatric multiple sclerosis: a new era in diagnosis and treatment. *Developmental Medicine & Child Neurology*. doi:10.1111/dmcn.14212

[26] Boesen, M. S., Blinkenberg, M., Koch-Henriksen, N., Thygesen, L. C., Uldall, P. V., Magyari, M., & Born, A. P. (2018). Implications of the International Paediatric Multiple Sclerosis Study Group consensus criteria for paediatric acute disseminated encephalomyelitis: a nationwide validation study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 60(11), 1123–1131. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13798>

[27] Absoud, M.; Lim, M.J.; Chong, W.K.; De Goede, C.G.; Foster, K.; Gunny, R.; Hemingway, C.; Jardine, P.E.; Kneen, R.; Likeman, M.; et al. Paediatric acquired demyelinating syndromes: Incidence, clinical and magnetic resonance imaging features. *Mult. Scler*. 2013, 19, 76–86. [CrossRef]

[28] Boesen, M.S.; Blinkenberg, M.; Koch-Henriksen, N.; Thygesen, L.C.; Uldall, P.V.; Magyari, M.; Born, A.P. Implications of the International Paediatric Multiple Sclerosis Study Group consensus criteria for paediatric acute disseminated encephalomyelitis: A nationwide validation study. *Dev. Med. Child Neurol*. 2018, 60, 1123–1131. [CrossRef] [PubMed]

[29] Torisu, H.; Kira, R.; Ishizaki, Y.; Sanefuji, M.; Yamaguchi, Y.; Yasumoto, S.; Murakami, Y.; Shimono, M.; Nagamitsu, S.; Masuzaki, M.; et al. Clinical study of childhood acute disseminated encephalomyelitis, multiple sclerosis, and acute transverse myelitis in Fukuoka Prefecture, Japan. *Brain Dev*. 2010, 32, 454–462. [CrossRef] [PubMed]

[30] Brilot, F.; Dale, R.C.; Selter, R.C.; Grummel, V.; Kalluri, S.R.; Aslam, M.; Busch, V.; Zhou, D.; Cepok, S.; Hemmer, B. Antibodies to native myelin oligodendrocyte glycoprotein in children with inflammatory demyelinating central nervous system disease. *Ann. Neurol.* 2009, 66, 833–842. [CrossRef]

[31] Krupp, L.B.; Tardieu, M.; Amato, M.P.; Banwell, B.; Chitnis, T.; Dale, R.C.; Ghezzi, A.; Hintzen, R.; Kornberg, A.; Pohl, D.; et al. International Pediatric Multiple Sclerosis Study Group criteria for pediatric multiple sclerosis and immune-mediated central nervous system demyelinating disorders: Revisions to the 2007 definitions. *Mult. Scler.* 2013, 19, 1261–1267. [CrossRef]

[32] Galardi MM, Gaudio C, Ahmadi S, Evans E, Gilbert L, Mar S. Differential Diagnosis of Pediatric Multiple Sclerosis. *Children (Basel)*. 2019 Jun 3;6(6):75. doi: 10.3390/children6060075. PMID: 31163654; PMCID: PMC6617098.

[33] Boesen MS, Blinkenberg M, Born AP, Magyari M, Chitnis T, Thygesen LC, Langkilde AR. Magnetic resonance imaging at baseline and follow-up to differentiate between pediatric monophasic acquired CNS demyelination and MS. *Mult Scler Relat Disord*. 2020 Nov;46:102590. doi: 10.1016/j.msard.2020.102590. Epub 2020 Oct 21. PMID: 33296986.

[34] Thompson, AJ, Banwell, BL, Barkhof, F, Carroll, WM, Coetzee, T, Comi, G, et al., 2018. Diagnosis of multiple sclerosis: 2017 revisions of the McDonald criteria. *Lancet Neurol.* 17 (2), 162–173. Feb.

[35] Soares, B., Chabas, D., & Wintermark, M. (2011). MRI features of pediatric multiple sclerosis. In D. Chabas & E. Waubant (Eds.), *Demyelinating Disorders of the Central Nervous System in Childhood* (pp. 48-57). Cambridge: Cambridge University Press. doi:10.1017/CBO9780511974373.00

[36] Bisker Kassif O, Orbach R, Rimon A, Scolnik D, Glatstein M. Acute disseminated encephalomyelitis in children - clinical and MRI decision making in the emergency department. *Am J Emerg Med.* 2019 Nov;37(11):2004-2007. doi: 10.1016/j.ajem.2019.02.022. Epub 2019 Feb 15. PMID: 30846211.

[37]] Samile N, Hassan T. Acute disseminated encephalomyelitis in children. A descriptive study in Tehran, Iran. *Saudi Med J* 2007;28(3):1754–62 (396-9.264(8))

[38] Miki, Y. (2019). Magnetic resonance imaging diagnosis of demyelinating diseases: An update. *Clinical and Experimental Neuroimmunology*, 10(S1), 32–48. doi:10.1111/cen3.12501

[39]] Alper G. Acute disseminated encephalomyelitis. *J Child Neurol* 2012;27(11): 1408–25

[40] Pohl D, Alper G, Van Haren K, et al. Acute disseminated encephalomyelitis: updates on an inflammatory CNS syndrome. *Neurology.* 2016; 87: S38–45.

[41] Dale RC, Brilot F, Banwell B. Pediatric central nervous system inflammatory demyelination: acute disseminated encephalomyelitis, clinically isolated syndromes, neuromyelitis optica, and multiple sclerosis. *Curr Opin Neurol.* 2009; 22: 233–40.

[42] Dutra BG, da Rocha AJ, Nunes RH, et al. Neuromyelitis optica spectrum disorders: spectrum of MR imaging findings and their differential diagnosis. *Radiographics.* 2018; 38: 169–93.

[43] Tenenbaum S, Chitnis T, Ness J, et al. Acute disseminated encephalomyelitis. *Neurology.* 2007; 68: S23–36.

[44] Otallah S, Banwell B. Pediatric multiple sclerosis: an update. *Curr Neurol Neurosci Rep.* 2018; 18: 76.

[45] Ketelslegers, Immy & Neuteboom, Rinze & Boon, M. & Catsman-Berrevoets, Coriene & Hintzen, R.. (2010). A comparison of MRI criteria for diagnosing pediatric ADEM and MS. *Neurology.* 74. 1412-5. 10.1212/WNL.0b013e3181dc138b.

[46] Litvak AM, Sands IJ, Gibel H. Encephalitis complicating measles: report of 56 cases with follow-up studies in 32. *Am J Dis Child* 1943;65:265-295

[47] J Rallis, S Kalaitzaki, E Papageorgiou, S Filippidou, S Katsoulakou. Acute Disseminated Encephalomyelitis (ADEM) (*Scientific Chronicles* 2012;17(3):139-145)

[48] Dale RC, de Sousa C, Chong WK. Acute disseminated encephalomyelitis, multiphasic disseminated encephalomyelitis and multiple sclerosis in children. *Brain.* 2000 Dec;123 Pt 12:2407-22.

[49] Murray BJ, Apetauerova D, Scammell TE. Severe acute disseminated encephalomyelitis with normal MRI at presentation. *Neurology.* 2000 Oct 24;55(8):1237-8

[50] Lim KE, Hsu YY, Hsu WC. Multiple complete ring-shaped enhanced MRI lesions in acute disseminated encephalomyelitis. *Clin Imaging.* 2003 Jul-Aug;27(4):281-4.

[51] Marchioni E, Ravaglia S, Piccolo G. Postinfectious inflammatory disorders: subgroups based on prospective follow-up. *Neurology.* 2005 Oct 11;65(7):1057-65.

[52] Sammet, S. (2016). Magnetic resonance safety. *Abdominal Radiology*, 41(3), 444–451. doi:10.1007/s00261-016-0680-4

[53] Ghodbane S, Lahbib A, Sakly M, Abdelmelek H (2013) Bioeffects of static magnetic fields: oxidative stress, genotoxic effects, and cancer studies. *BioMed Res Int* 2013:602987. doi:10.1155/2013/602987

[54] Shellock FG (2001) *Magnetic resonance procedures: health effects and safety*. Boca Raton: CRC Press

[55] Hartwig V, Giovannetti G, Vanello N, et al. (2009) Biological effects and safety in magnetic resonance imaging: a review. *Int J Environ Res Public Health* 6(6):1778–1798. doi:10.3390/ijerph6061778

[56] Kanal E, Barkovich AJ, Bell C, et al. (2013) ACR guidance document on MR safe practices: 2013. *J Magn Reson Imaging JMRI* 37(3):501–530. doi:10.1002/jmri.24011

[57] Fuentes MA, Trakic A, Wilson SJ, Crozier S (2008) Analysis and measurements of magnetic field exposures for healthcare workers in selected MR environments. *IEEE Trans Biomed Eng* 55(4):1355–1364. doi:10.1109/TBME.2007.913410

[58] Schenck JF (2000) Safety of strong, static magnetic fields. *J Magn Reson Imaging JMRI* 12(1):2–19

[59] Guidelines to Prevent Excessive Heating and Burns Associated with Magnetic Resonance Procedures developed by the Institute for Magnetic Resonance Safety, Education, and Research (IMRSER). <http://www.mrisafety.com/SafetyInfov.asp?SafetyInfoID=166>. Accessed 1 Mar 2016

[60] Κουμαριανός Δ. Τίτλος : Μαγνητική Τομογραφία –Από τις βασικές αρχές στην κλινική πράξη. Αθήνα :Εκδόσεις Ζεβελεκάκη, 2013.

[61] Banwell B, Bar-Or A, Arnold DL, et al. Clinical, environmental, and genetic determinants of multiple sclerosis in children with acute demyelination: a prospective national cohort study. *Lancet Neurol* 2011; 10: 436–45

[62] Dale RC, de Sousa C, Chong WK, Cox TC, Harding B, Neville BG. Acute disseminated encephalomyelitis, multiphasic disseminated encephalomyelitis and multiple sclerosis in children. *Brain*. 2000 Dec. 123 Pt 12:2407-22. [Medline].

[63] Rust RS, Dodson WE, Trotter JL. Cerebrospinal fluid IgG in childhood: the establishment of reference values. *Ann Neurol*. 1988 Apr. 23(4):406-10. [Medline].

[64] Alper G, Heyman R, Wang L. Multiple sclerosis and acute disseminated encephalomyelitis diagnosed in children after long-term follow-up: comparison of presenting features. *Dev Med Child Neurol*. 2009 Jun. 51(6):480-6. [Medline]. [Full Text].

[65] Höllinger P, Sturzenegger M, Mathis J, Schroth G, Hess CW. Acute disseminated encephalomyelitis in adults: a reappraisal of clinical, CSF, EEG, and MRI findings. *J Neurol*. 2002 Mar. 249(3):320-9. [Medline].

[66] Callen DJ, Shroff MM, Branson HM, Li DK, Lotze T, Stephens D, et al. Role of MRI in the differentiation of ADEM from MS in children. *Neurology*. 2009 Mar 17. 72(11):968-73. [Medline].

[67] Hynson JL, Kornberg AJ, Coleman LT, Shield L, Harvey AS, Kean MJ. Clinical and neuroradiologic features of acute disseminated encephalomyelitis in children. *Neurology*. 2001 May 22. 56(10):1308-12.

[68] Baum PA, Barkovich AJ, Koch TK, Berg BO. Deep gray matter involvement in children with acute disseminated encephalomyelitis. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1994 Aug. 15(7):1275-83. [Medline].

[69] Miller, D. H., Barkhof, F., Frank, J. A., Parker, G. J., & Thompson, A. J. (2002). Measurement of atrophy in multiple sclerosis: pathological basis, methodological aspects and clinical relevance. *Brain*, 125, 1676–1695

[70] Lael A. Stone, Nansy Richert and Henry F. Mcfarlant. Neuroimaging and the use of Magnetic Resonance in multiple sclerosis. In: Stuart Cook, *Handbook of Multiple Sclerosis*, third edition, Marcel Dekker Inc, 2001; 419-420

[71] Filippi M, Campi A, Dousset V, Baratti C, Canal N, Scotti G, Comi G. A magnetization transfer imaging study of normal-appearing white matter in multiple sclerosis. *Neurology* 1995; 45:478-482

[72] Filippi, M., & Agosta, F. (2009). Magnetic resonance techniques to quantify tissue damage, tissue repair, and functional cortical reorganization in multiple sclerosis. *Neurotherapy: Progress in Restorative Neuroscience and Neurology*, 465–482. doi:10.1016/s0079-6123(09)17531-3

[73] <http://ipmssg.org/patients/pediatric-ms/diagnosis/>

[74] Krupp LB, Tardieu M, Amato MP, Banwell B, Chitnis T, Dale RC, Ghezzi A, Hintzen R, Kornberg A, Pohl D, Rostasy K, Tenenbaum S, Wassmer E; International Pediatric Multiple Sclerosis Study Group. International Pediatric Multiple Sclerosis Study Group criteria for pediatric multiple sclerosis and immune-mediated central nervous system demyelinating disorders: revisions to the 2007 definitions. *Mult Scler.* 2013 Sep;19(10):1261-7. doi: 10.1177/1352458513484547. Epub 2013 Apr 9. PMID: 23572237.

[75] Westbrook C. , Roth C. , Talbot J. Τίτλος : Η μαγνητική τομογραφία στην πράξη . Τέταρτη έκδοση . Αθήνα : Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισσιανού Α.Ε. , 2011

- [76] <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.andromo.dev712667.app798504&fbclid=IwAR3DG6K8OIbZexScR6vbCOguREkFKPudtme8RHvXda7zun-bBvHTTzAPu2A>
- [77] <http://mriquestions.com/partial-fourier.html>
- [78] <http://mriquestions.com/double-ir.html>
- [79] <http://www.teiath.gr/userfiles/akanellou/phys2%20fy11%20kns.pdf>
- [80] Davidovits P. Τίτλος : Η φυσική στη Βιολογία και την Ιατρική . Τρίτη έκδοση . Αθήνα : Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισιανού Α.Ε. , 2013
- [81] Saunders D. , Thompson C. , Gunny R. , Jones R. , Cox T. , Chong W. Magnetic resonance imaging protocols for paediatric neuroradiology . *Pediatr Radiol* . (2007)37:789-797 . DOI:10.1007/s00247-007-0462-9
- [82] Barkovich J. , Raybaud C. Τίτλος : Pediatric Neuroimaging . Sixth edition . Philadelphia : Wolters Kluwer , 2018
- [83] Reimer P. , Parizel P. , Meaney J. , Stichnoth F. Τίτλος : Κλινική Μαγνητική Τομογραφία . Μία πρακτική προσέγγιση . Αθήνα : Κωνσταντάρας Ιατρικές Εκδόσεις , 2010
- [84] Δρεβελέγκας Α. , Αργυροπούλου Μ. , Γουλιάμος Α. , Καραντάνας Α. , Κελέκης Ν. , Πρασόπουλος Π. , Σιαμπλής Δ. , Τσαμπούλας Κ. , Φεζουλίδης Ι. Τίτλος : Κλινική Ακτινολογία . Αθήνα : Κωνσταντάρας Ιατρικές Εκδόσεις , 2012
- [85] Fadda G, Longoni G, Banwell B, et al. MRI and laboratory features and the performance of international criteria in the diagnosis of multiple sclerosis in children and adolescents: a prospective cohort study. *The Lancet Child & Adolescent Health*. 2018;2(3):191–204
Confirmation that the new criteria are applicable to POMS

[86] Aubert-Broche B, Weier K, Longoni G, Fonov VS, Bar-Or A, Marrie RA, et al. Monophasic demyelination reduces brain growth in children. *Neurology*. 2017;88(18):1744–50. <https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000003884>

[87] Aubert-Broche B, Fonov V, Ghassemi R, Narayanan S, Arnold DL, Banwell B, et al. Regional brain atrophy in children with multiple sclerosis. *NeuroImage*. 2011;58(2):409–15

[88] Longoni G, Brown RA, MomayyezSiahkal P, Elliott C, Narayanan S, Bar-Or A, et al. White matter changes in paediatric multiple sclerosis and monophasic demyelinating disorders. *Brain*. 2017;140(5):1300–15. <https://doi.org/10.1093/brain/awx041>

[89] <http://mriquestions.com/types-of-magnets.html>

[90] <http://mriquestions.com/brands-of-scanners.html>

[91] <http://mriquestions.com/what-is-homogeneity.html>

[92] <http://mriquestions.com/open-scanner-gradients.html>

[93] <http://mriquestions.com/many-kinds-of-coils.html>

[94] Hidalgo-Tabon SS. [Theory of gradient coil design methods for magnetic resonance imaging](#). *Concepts Mag Res Part A* 2001; 36A:223-242.

[95] https://en.wikipedia.org/wiki/Gyromagnetic_ratio

[96] Westbrook C. Τίτλος : MRI at a Glance . Third edition . West Sussex : Wiley Blackwell , 2016

[97] Rizvi S. , Cahill J. , Coyle P. Τίτλος : Clinical Neuroimmunology . Multiple Sclerosis and Related Disorders . Second edition . Gewerbestrasse : Humana press , 2020

[98] <http://www.mri-physics.net/bin/mri-physics-en-rev1.4.pdf>

[99] <http://rads.web.unc.edu/files/2018/05/Phy-MRI-Made-Easy.pdf>

[100] Elmaoglu M. , Celik A. Τίτλος : MRI Handbook (MR Physics , Patient Positioning and Protocols) . Turkey : Spinger , 2012

[101] Barker P. , Bizzi A. , De Stefano N. , Gullapalli R. , Lin D. Τίτλος : Clinical MR Spectroscopy . Techniques and Applications . Cambridge : University Press , 2009

[102] Schunke M. , Schulte E. , Schumacher U. Τίτλος : Προμηθέας – Βασική Περιγραφική Ανατομική (Κεφάλη και Νευρικό Σύστημα) . Αθήνα : Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδης , 2007

[103] <https://mrimaster.com/>

[104] Osborn A. , S.B. , Salzman K. BRAIN . First edition . DIAGNOSTIC IMAGING . Vol. 1 . June 1 , 2004 : AMIRSYS .

[105] Sahraian , M.A. , Radu , Ernst – Wilhelm , MRI Atlas of MS Lesions 2008 : SPRINGER .

[106] Dale RC . Acute disseminated encephalomyelitis . Semin Pediatr Infect Dis . 2003; 14(2):90-5

[107] Inglese M. et al. Magnetization transfer and diffusion tensor MR imaging of acute disseminated encephalomyelitis . AmJ Neuroradiol . 2002; 23(2):267-72

[108] Atlas S.W. Τίτλος : Magnetic resonance imaging of the brain and spine . Fourth edition . Lippincott – Raven , Philadelphia , PA , 2008

[109] Osborn A. Τίτλος : Diagnostic neuroradiology . Mosby , New york , 1993

[110] <http://www.mrisafety.com/>

[111] <http://www.imrser.org/>

[112] Rossi A. Imaging of Acute Disseminated Encephalomyelitis . *Neuroimag Clin N Am* 18(2008) 149-161

[113] Sharma, S., & Majsak, M. J. (2014). Brain Anatomy. *Encyclopedia of the Neurological Sciences*, 463–466. doi:10.1016/b978-0-12-385157-4.01121-0