

επίσκεψή του στα εργαστήρια *Cornelis Jacobus Gorter* στην Ολλανδία οδήγησε σε μια σημαντική εξέλιξη. Ο *Gorter* εργαζόταν στο ίδιο αντικείμενο με τον *Rabi* και εμπλούτισε τη μελέτη του με ορισμένες προτάσεις. Έπειτα από αυτήν τη συμβολή του συναδέλφου του, ο *Rabi* κατόρθωσε να αναδείξει τις μαγνητικές κινήσεις και δημοσίευσε το γνωστό άρθρο με τίτλο «*Μια νέα μέθοδος μέτρησης της μαγνητικής φάσης*».

Το 1946, δύο επιστήμονες, οι *Felix Bloch* και *Edward Purcell*, δουλεύοντας ανεξάρτητα ο ένας από τον άλλον, περιέγραψαν το φυσικοχημικό φαινόμενο των σταθερών ισωτόπων (μη ραδιενεργών), όπως το ^1H στον περιοδικό πίνακα. Επειδή η ανακάλυψή τους θεωρήθηκε ως η απαρχή του ΠΜΣ, οι *Bloch* και *Purcell* απέσπασαν το *Βραβείο Νόμπελ* το 1952.

Ο *Purcell* γεννήθηκε στο Ιλινόις των ΗΠΑ. Αφού δούλεψε στο Ινστιτούτο Τεχνολογίας της Μασσαχουσέτης (MIT), στη συνέχεια συνεργάστηκε με το Πανεπιστήμιο Harvard. Ο *Bloch* γεννήθηκε το 1905 στη Ζυρίχη. Δίδαξε στο Πανεπιστήμιο της Λειψίας έως το 1933 και, το 1934, μετέβη στο Πανεπιστήμιο του Stanford. Έπειτα επέστρεψε στη Ζυρίχη, όπου πέθανε το 1983.

Ακολουθώντας τη δημιουργική εργασία των *Bloch* και *Purcell*, πολλοί άλλοι επιστήμονες συνέχισαν να δουλεύουν στη θεωρία του ΠΜΣ. Έως τη δεκαετία του 1970, διάφορες μελέτες προσέφεραν σημαντική εξέλιξη στον ΠΜΣ και αποτέλεσαν τον ακρογωνιαίο λίθο της σύγχρονης απεικόνισης με μαγνητικό συντονισμό. Οι σημαντικότερες από αυτές τις μελέτες ήταν:

- Το 1955/1956 στη Στοκχόλμη, οι *Erik Odeblad* και *Gunnar* δημοσίευσαν τα αποτελέσματα των μελετών τους σχετικά με τις ιδιότητες των ζωντανών κυττάρων και των χρόνων χαλάρωσης (relaxation times).
- Μεταξύ των ετών 1956 και 1970, πραγματοποιήθηκε ένας μεγάλος αριθμός μελετών σχετικά με τους χρόνους χαλάρωσης T1 και T2 του αίματος και των μυών, την έννοια της μοριακής διάχυσης και την ανταλλαγή ενδοκυττάρου και εξωκυττάρου ύδατος.
- Μεταξύ 1960 και 1970, επιτεύχθηκε η λήψη σήματος ΠΜΣ από πειραματικά μοντέλα ζώων.

Σχεδιασμός του πρώτου συστήματος απεικόνισης με ΜΣ

Το 1972, ο *Raymond Damadian* (Downstate Medical Centre, Brooklyn) μέτρησησε τους T1 και T2 χρόνους χαλάρωσης φυσιολογικού ιστού και καρκινικού ιστού σε ποντίκια και με τη χρήση μιας συσκευής πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού κατέδειξε ότι ο καρκινικοί ιστοί είχαν μεγαλύτερους χρόνους χαλάρωσης. Αυτές οι μελέτες μπορεί να θεωρηθούν οι πρώτες μελέτες με κλινική σημασία. Η ευρεσιτεχνία του *Damadian* καταχώρηθηκε ως συσκευή πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού χωρίς όμως να γνωστοποιηθούν λεπτομέρειες για αυτό το θέμα.

Μελέτες μετρήσεων του όγκου της ροής αίματος με μαγνητική τομογραφία

Οι μετρήσεις ροής με τη μαγνητική τομογραφία άρχισαν κατά βάση τη δεκαετία του 1980. Ωστόσο, το 1959, ο *Jay Singer* μελέτησε τις ιδιότητες χαλάρωσης του αίματος. Αργότερα το 1967, ο *Alexander Ganssen* επιτόνησε έναν τομογράφο πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού που αποτελείτο από έναν αριθμό μικρών πηνίων για τη μέτρηση της αιματικής ροής σε ολόκληρο το σώμα. Αυτή τη χρονική περίοδο, όλες οι προσπάθειες εστιάζονταν στους τομογράφους πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού, οι οποίοι ήταν πολύ διαφορετικοί από τους μαγνητικούς τομογράφους, καθώς δεν διέθεταν δυνατότητα απεικόνισης.

Ανάπτυξη της έννοιας της χωρικής κωδικοποίησης στην απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό

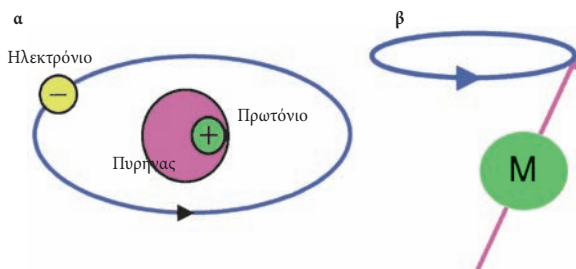
Το 1973, ο *Paul Lauterbur* από το Πανεπιστήμιο του Illinois-Urbana-Champaign σκέφτηκε τη φοβερή ιδέα της χρήσης βαθμιδωτών πηνίων σε τρία επίπεδα (Gx, Gy, και Gz) προκειμένου να προσδιορίσει στον χώρο τη θέση ενός επιλεγμένου σημείου (χωρική κωδικοποίηση). Αργότερα, ο *Lauterbur*, εφάρμοσε μια τεχνική οπίσθιας προβολής που χρησιμοποιείται στην αξονική τομογραφία και ανασύνθεσε την πρώτη εικόνα μαγνητικής τομογραφίας. Ακόμα και αν ο *Erwin Hahn* είχε ωριότερα χρησιμοποιήσει τα βαθμιδωτά πηνία για την ανάπτυξη της έννοιας του spin echo, η ανακάλυψη του *Lauterbur* έφερε επανάσταση στην απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό και άνοιξε τον δρόμο για άλλους ερευνητές όπως οι *Hinshaw*, *Andrew* και *Moore*. Οι πρώτες ανακατασκευασμένες εικόνες μαγνητικής τομογραφίας πειραματικών σωλήνων φαίνονται αρκετά απλές αλλά αποτέλεσαν την απαρχή της σημερινής μαγνητικής τομογραφίας.

Ο *Richard Ernst* σκέφτηκε να χρησιμοποιήσει τον μετασχηματισμό Fourier αντί για την τεχνική οπίσθιας προβολής μετά την παρακολούθηση μιας διάλεξης του *Lauterbur* στη Βόρεια Καρολίνα. Το 1975, εφάρμοσε με επιτυχία τον μετασχηματισμό Fourier για την ανακατασκευή εικόνων.

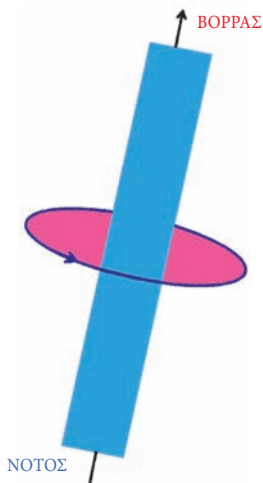
Ο *Peter Mansfield* από το Νότιγγαμ βελτίωσε την τεχνική της μαγνητικής τομογραφίας με μελέτες που έκανε το 1973, 1975 και 1977. Ανέπτυξε περαιτέρω τη χρήση των βαθμιδωτών πηνίων σε μαγνητικό πεδίο και δημιούργησε μαθηματικά μοντέλα το 1977 με τον *Andrew A. Maudsey*. Κατόρθωσε να απεικονίσει ένα ανθρώπινο δάκτυλο και το 1978 απεικόνισαν μία κοιλιά. Ο *Mansfield* υπήρξε ο πρώτος που χρησιμοποίησε τη σημαντική τεχνική που σήμερα αποκαλούμε επίπεδη απεικόνιση ηχούς (echo planar imaging, EPI).

Το μαγνητικό πεδίο ή μαγνήτιση που δημιουργείται από την περιστροφική κίνηση εκάστου θετικά φορτισμένου πρωτονίου φαίνεται στην Εικ. 2.1β και μπορεί να αναπαρασταθεί με ένα διάνυσμα, γνωστό ως μαγνητικό διάνυσμα ή μικροσκοπική μαγνήτιση.

Τα πρωτόνια σε κατάσταση ηρεμίας, δηλαδή σε απουσία κάποιας άλλης εξωτερικής μαγνητικής επίδρασης, έχουν τυχαία διάταξη στον χώρο και διαφορετικούς προσανατολισμούς. Όταν όμως τα πρωτόνια αυτά βρεθούν μέσα σε ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 , εγκαταλείπουν την τυχαία τους διάταξη και προσανατολίζονται περιστρεφόμενα (σαν ένα γυροσκόπιο) στον άξονα της κατεύθυνσης του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Αυτή η αλληλεπίδραση του



Εικόνα 2.1 Σύνθεση ενός ατόμου (α) και περιστροφική κίνηση θετικά φορτισμένων πρωτονίων (β).



Εικόνα 2.2 Μια μαγνητική ράβδος αναπαριστά την περιστροφική κίνηση και την κατεύθυνση κίνησης ενός θετικά φορτισμένου πρωτονίου.

διανύσματος της μικροσκοπικής μαγνήτισης των πρωτονίων και του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B_0 δημιουργεί ένα φαινόμενο που καλείται μαγνητικός συντονισμός (ΜΣ).

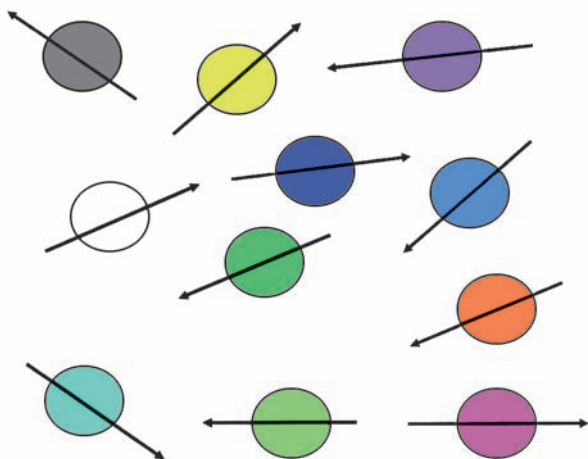
Εάν ένας πυρήνας έχει άρτιο/ζυγό ατομικό και μαζικό αριθμό, ο εν λόγω πυρήνας έχει μηδενική ιδιοστροφορμή και, ως εκ τούτου, μπορούμε να πούμε ότι γίνεται «αόρατος» στον ΜΣ. Με άλλα λόγια, τα στοιχεία που έχουν τέτοιο πυρήνα δεν μπορούν να απεικονιστούν με ΜΣ.

Ευτυχώς, όλα τα στοιχεία στη φύση, με εξαίρεση το Αργό (Ar) και το Δημήτριο (Ce), έχουν τουλάχιστον ένα ισότοπο το οποίο διαθέτει ιδιοστροφορμή. Ένας πυρήνας θα έχει κλασματική ιδιοστροφορμή (δηλ. 1/2, 3/2, ή 5/2) αν έχει περιττό μαζικό αριθμό και ακέραια ιδιοστροφορμή (1, 2, ή 3) αν έχει ζυγό μαζικό αριθμό και περιττό ατομικό αριθμό.

Ανάμεσα σε όλους τους πυρήνες του ανθρώπινου σώματος, ο πυρήνας του ^1H έχει spin $\frac{1}{2}$ και είναι ο πολυπληθέστερος (περιέχεται στο 99,98% των ιστών) μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Συνεπώς, αποτελεί τον πυρήνα εκλογής στην πλειονότητα των κλινικών εφαρμογών του ΜΣ σήμερα. Ωστόσο, στις μέρες μας, στοιχεία όπως ο φωσφόρος (^{31}P), το νάτριο (^{23}Na), και ο άνθρακας (^{13}C) χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση ΜΣ σε κλινικές εφαρμογές, αλλά κυρίως για ερευνητικούς σκοπούς.

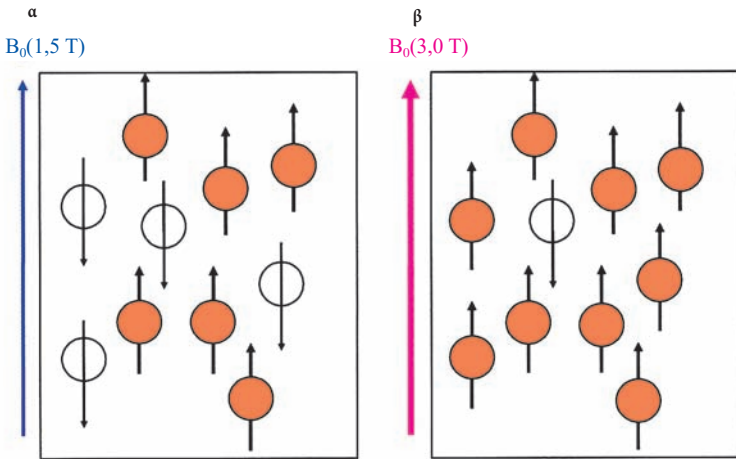
Μαγνητικός συντονισμός και αρχή στατικού μαγνητικού πεδίου

Από την προηγούμενη ενότητα γνωρίζουμε ότι στο ανθρώπινο σώμα, κάθε πρωτόνιο με ιδιοστροφορμή συμπεριφέρεται σαν μια μικρή μαγνητική ράβδος (μικροσκοπικός μαγνήτης) με τη δική της μικροσκοπική μαγνήτιση. Όταν τα πρωτόνια δεν εκτίθενται σε ισχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, διατηρούν ένα μαγνητικό διάνυσμα, λόγω του μικρού μαγνητικού πεδίου της Γης. Ωστόσο, όπως αναφέρθηκε, στην περίπτωση αυτή θα είναι προσανατολισμένα τυχαία προς κάθε κατεύθυνση, όπως φαίνεται στην Εικ. 2.4. Αν προσθέσουμε όλα αυτά τα ανεξάρτητα μαγνητικά διανύσματα μεταξύ τους, το συνολικό διάνυσμα που θα προκύψει θα είναι μηδενικό, γιατί οι μικροσκοπικές μαγνητίσεις αλληλοεξουδετερώνονται μεταξύ τους. Όταν όμως τοποθετήσουμε τα δισεκατομμύρια των δισεκατομμυρίων των μικρών αυτών μαγνητών μέσα σε ένα ισχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο (όπως συμβαίνει όταν τοποθετούμε έναν ασθενή στον μαγνητικό τομογράφο), τα διανύσματα των μαγνητίσεών τους θα αλληλεπιδράσουν με το ισχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο (π.χ. 1,5 Tesla) και θα αρχίσουν να περιστρέφονται με μια συγκεκριμένη συχνότητα. Τα πρωτόνια μέσα σε ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 θα εγκαταλείψουν την τυχαία διάταξή τους στον χώρο και θα προσανατολιστούν είτε παράλληλα είτε



Εικόνα 2.4 Σε απουσία οποιασδήποτε εξωτερικής μαγνητικής επίδρασης, τα μαγνητικά διανύσματα των πρωτονίων έχουν τυχαίο προσανατολισμό στον χώρο.

Ας θεωρήσουμε για διδακτικούς λόγους ένα φανταστικό ογκοστοιχείο με 10 μόνο πρωτόνια, εκ των οποίων τα 6 είναι πορτοκαλί και προσανατολισμένα παράλληλα με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο B_0 (ισχύος 1,5 T) και τα 4 είναι άσπρα και προσανατολισμένα αντιπαράλληλα με το εξωτερικό πεδίο B_0 , όπως φαίνεται στην Εικ. 2.5α. Στην περίπτωση αυτή, λόγω της αντιδιαμετρικής διάταξης των πρωτονίων στα δύο επίπεδα (παράλληλο και αντιπαράλληλο), τα 4 άσπρα και τα 4 πορτοκαλί πρωτόνια θα αλληλοεξουδετερωθούν κατά ζεύγη. Η αθροιστική συνένωση των μικροσκοπικών μαγνητίσεων των υπολειπομένων 2 πρωτονίων θα δημιουργήσει τη συνολική μαγνήτιση στο εν λόγω ογκοστοιχείο. Εάν διπλασιάσουμε το κύριο μαγνητικό πεδίο από 1,5 σε 3,0 T, τότε 9 πορτοκαλί πρωτόνια θα προσανατολιστούν παράλληλα και μόνο 1 άσπρο πρωτόνιο θα προσανατολιστεί αντιπαράλληλα, μέσα στο ισχυρότερο αυτό μαγνητικό πεδίο, όπως φαίνεται στην Εικ. 2.5β. Στην περίπτωση αυτή, θα απομείνει ένας απόλυτος αριθμός 8 πρωτονίων, οι μικροσκοπικές μαγνητίσεις των οποίων, όταν αθροιστούν, θα δώσουν το νέο μέγεθος μιας μεγαλύτερης μακροσκοπικής μαγνήτισης. Με βάση το παράδειγμα αυτό, συμπεραίνουμε πως μπορούμε να αυξήσουμε το μαγνητικό σήμα τέσσερις φορές, απλώς και μόνο διπλασιάζοντας το κύριο στατικό μαγνητικό πεδίο από 1,5 σε 3,0 T. Το συμπέρασμα, όμως, αυτό δεν είναι ακριβές, γιατί εκτός από το σήμα που τετραπλασιάζεται, διπλασιάζεται και ο θόρυβος στο ογκοστοιχείο και επομένως πρακτικά μπορούμε να επωφεληθούμε με διπλάσια μόνο πραγματική αύξηση του μαγνητικού σήματος.



Εικόνα 2.5 Τα μαγνητικά διανύσματα των πρωτονίων προσανατολίζονται παράλληλα (πορτοκαλί) ή αντιπαράλληλα (λευκά) στο κύριο μαγνητικό πεδίο. Η διαφορά παράλληλων και αντιπαράλληλων πρωτονίων γίνεται μικρότερη σε ασθενές μαγνητικό πεδίο (α) και μεγαλύτερη σε ισχυρό μαγνητικό πεδίο (β).

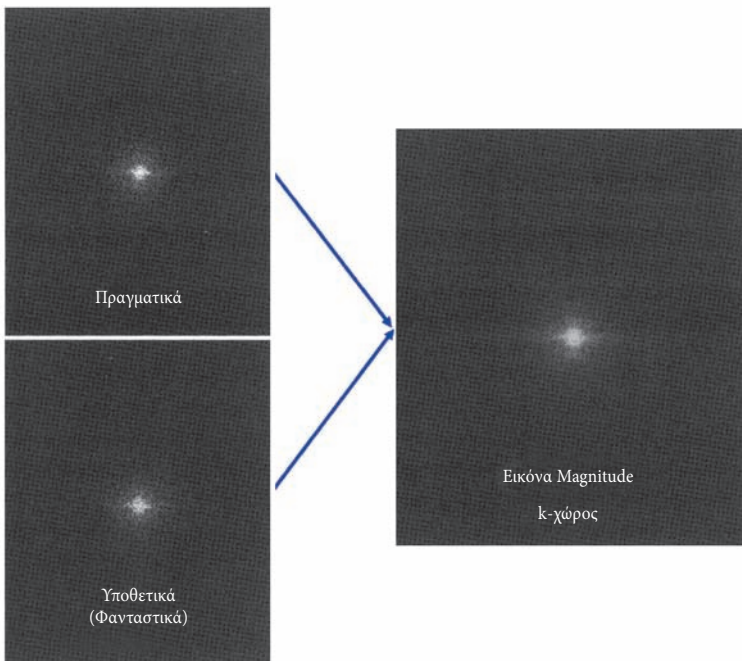
Δημιουργία σήματος ΜΣ και μαγνητικό πεδίο B_1

Στην προηγούμενη ενότητα, περιγράψαμε τις αρχές του ΜΣ και του βασικού στατικού πεδίου B_0 . Μάθαμε, επίσης, ότι το σύνολο όλων των ανεξαρτήτων μαγνητικών διανυσμάτων των πρωτονίων παράγει ένα συνδυασμένο μαγνητικό διάνυσμα, το οποίο ονομάζουμε συνολική ή μακροσκοπική μαγνήτιση M_0 . Το επόμενο βήμα, λοιπόν, είναι η παραγωγή σήματος ΜΣ.

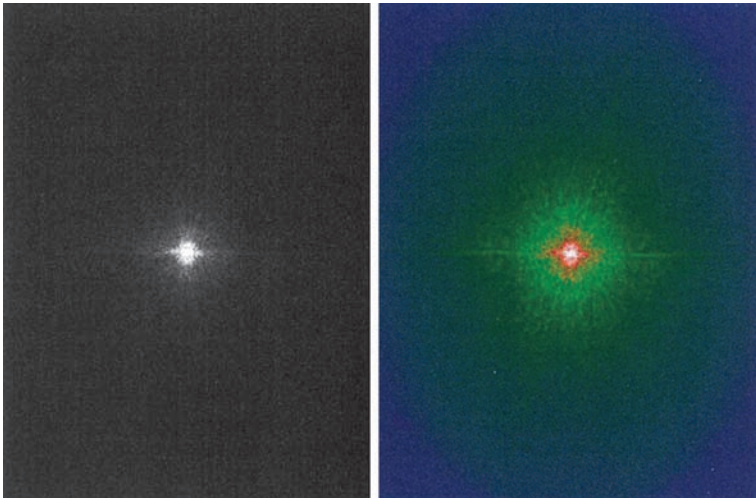
Όταν βλέπουμε την Εικ. 2.3, παρατηρούμε ότι η περιστροφική κίνηση των πρωτονίων, η οποία προσομοιάζει με την περιστροφή ενός γυροσκοπίου, δημιουργεί μια μαγνήτιση που εκφράζεται με ένα διάνυσμα. Η προβολή της μακροσκοπικής μαγνήτισης στον διαμήκη άξονα Z , που στο εξής θα ονομάζουμε διαμήκη μαγνήτιση (M_z), παραμένει πρακτικά αδιαφοροποίητη και ανεξάρτητη από τη φάση της περιστροφής των πρωτονίων. Για να μετρήσουμε όμως κάποιο σήμα, θα πρέπει να έχουμε ένα δυναμικό μαγνητικό διάνυσμα. Συνεπώς, αυτή η διανυσματική προβολή της μαγνήτισης M_0 στον διαμήκη άξονα Z δεν μας είναι ιδιαίτερα χρήσιμη. Οπότε, πρέπει με κάποιο τρόπο να εκμεταλλευτούμε αυτή τη διαμήκη μαγνήτιση, ώστε να δημιουργήσουμε ένα δυναμικό μαγνητικό διάνυσμα, το οποίο θα μας δώσει τη δυνατότητα να μετρήσουμε κάποιο στοιχειώδες σήμα. Για να το καταφέρουμε λοιπόν αυτό, εφαρμόζουμε ένα νέο δυναμικό και χαμηλής διάρκειας μαγνητικό πεδίο B_1 .

φανταστικά. Τα ακατέργαστα δεδομένα, δεδομένα μεγέθους (k -χώρος) μπορούν να μετρηθούν υπολογίζοντας την τετραγωνική ρίζα του αθροίσματος των τετραγώνων των πραγματικών και φανταστικών δεδομένων. Η εικόνα που προκύπτει από τα δεδομένα μεγέθους (magnitude) καλείται αντίστοιχα εικόνα μεγέθους (magnitude) και παρουσιάζεται στην Εικ. 2.9. Εκτός από τα δεδομένα μεγέθους (magnitude) του k -χώρου, υπάρχουν και τα δεδομένα φάσης, τα οποία υπολογίζονται επίσης από τα πραγματικά και τα φανταστικά πρωτογενή δεδομένα. Στην πράξη, μια εικόνα μεγέθους (magnitude) ή/και μια εικόνα φάσης ΜΣ μπορούν να σχηματιστούν μόνο μετά την εφαρμογή του μετασχηματισμού Fourier στα πρωτογενή δεδομένα (δεδομένα του k -χώρου).

Πώς όμως μπορούμε να ερμηνεύσουμε αυτές τις φωτεινές κουκκίδες που παρουσιάζονται στην παρακάτω εικόνα; Προφανώς δεν μπορούμε να εξαγάγουμε κάποιο χρήσιμο συμπέρασμα, γιατί τα δεδομένα του k -χώρου είναι σαν ένα



Εικόνα 2.9 Τα δεδομένα που αποθηκεύονται στον k -χώρο διακρίνονται σε πραγματικά και φανταστικά και στη συνέχεια αυτά συνδυάζονται για να σχηματιστούν τα δεδομένα μεγέθους (magnitude).



Εικόνα 2.10 Ένας τυπικός k -χώρος σε κλίμακα του γκρι και ο ίδιος χώρος μετά από απλή χρωματική επεξεργασία. Και στις δύο εικόνες απεικονίζεται ο όγκος των πληροφοριών που εμπεριέχει ο k -χώρος.

κρυφό μήνυμα. Ο k -χώρος περιέχει έναν μεγάλο όγκο πληροφοριών αλλά κανείς δεν μπορεί να τις χρησιμοποιήσει στην πράξη γιατί είναι κρυπτογραφημένες.

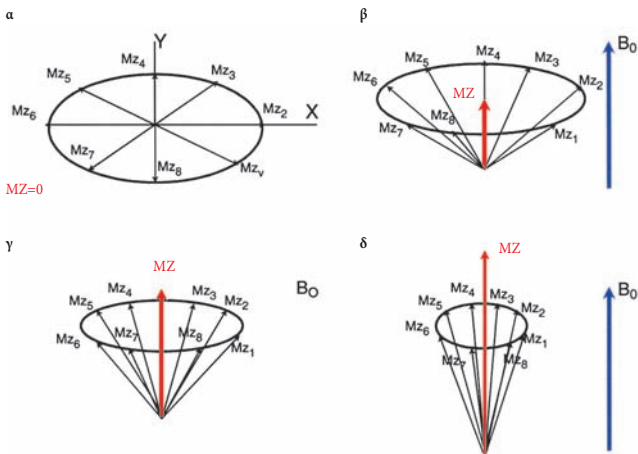
Υπάρχουν πολλοί τρόποι να απεικονίσει κανείς τον k -χώρο, όπως π.χ. σε αποτύπωση της κλίμακας του γκρι ή έπειτα από χρωματική επεξεργασία (Εικ. 2.10). Η έγχρωμη εικόνα δεν αλλάζει στην πραγματικότητα τίποτα σε σχέση με την ασπρόμαυρη, ωστόσο καθιστά ευκολότερο στο ανθρώπινο μάτι να δει την έκταση της πληροφορίας του k -χώρου λόγω της χρωματικής επεξεργασίας.

Τα δεδομένα του k -χώρου έχουν μια πυκνή φωτεινή περιοχή στο κέντρο, όπως φαίνεται στην Εικ. 2.10. Αυτό συμβαίνει γιατί το κεντρικό τμήμα των δεδομένων του k -χώρου περιέχει τον μεγαλύτερο όγκο των πληροφοριών. Για παράδειγμα, ο κόκκινος κύκλος στην Εικ. 2.11 έχει σχεδόν 90% του συνόλου των δεδομένων. Σε επόμενη ενότητα θα εξετάσουμε τις επιπτώσεις που θα έχει στην εικόνα μας η αφαίρεση του κύκλου αυτού.

Μετασχηματισμός Fourier και ανακατασκευή εικόνων ΜΣ

Στις προηγούμενες ενότητες μάθαμε ότι ένα ισχυρό στατικό μαγνητικό πεδίο B_0 χρησιμοποιείται για να δημιουργηθεί μια καθαρή μαγνήτιση. Επιπλέον, μάθαμε ότι παλμός ραδιοσυχνότητας B_1 εφαρμόζεται για να στρέψει την καθαρή

που απαιτείται προκειμένου οι κολυμβητές να επιστρέψουν στην αρχική τους ομαλή κατάσταση κολύμβησης (πριν από τον παλμό RF), όταν αφήσουμε το σχοινί, εξαρτάται σαφώς από τη δύναμή τους, αλλά και από τη διαμόρφωση της όχθης του ποταμού, το βάθος του νερού και το ρεύμα του ποταμού· εξαρτάται δηλαδή από τους κολυμβητές και το περιβάλλον τους. Αντίστοιχα, λοιπόν, όλα τα περιστρεφόμενα πρωτόνια που αποκλίνουν προς το επίπεδο XY μετά την εφαρμογή ενός παλμού RF θα επιστρέψουν στην αρχική τους κατάσταση μόλις αυτός διακοπεί, εντός ενός συγκεκριμένου χρόνου, ο οποίος εξαρτάται από την αλληλεπίδρασή τους με το περιβάλλον. Για παράδειγμα, τα πρωτόνια του μορίου του λίπους επιστρέφουν στην αρχική τους κατάσταση πολύ γρήγορα. Αντίθετα, τα πρωτόνια ενός υγρού, όπως το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (ΕΝΥ), απαιτούν πολύ μεγαλύτερο (σχεδόν 10πλάσιο) χρόνο σε σχέση με το λίπος προκειμένου να επιστρέψουν στην αρχική τους κατάσταση. Ο χρόνος που απαιτείται για να χαλαρώσουν τα πρωτόνια και να επιστρέψουν στην αρχική τους κατάσταση οφείλεται στην ανταλλαγή ενέργειας μεταξύ των περιστρεφόμενων πρωτονίων και του περιβάλλοντός τους (ιοντικό πλέγμα). Έτσι, λοιπόν, ο χρόνος χαλάρωσης T1 εκφράζει το χρονικό διάστημα που απαιτείται ώστε τα πρωτόνια να επιστρέψουν στην αρχική τους θέση στον άξονα Z (Εικ. 3.3).



Εικόνα 3.3 (α) Το διάνυσμα της διαμήκους μαγνήτισης (M_z) στραμμένο εντελώς στο εγκάρσιο επίπεδο, όταν ο παλμός 90° έχει μόλις διακοπεί και (β–δ) όταν αρχίζει να επανέρχεται στην αρχική του κατάσταση με την πάροδο του χρόνου.

Καμπύλη χρόνου χαλάρωσης T1

Όταν εφαρμόζεται παλμός 90° στα πρωτόνια που είναι ευθυγραμμισμένα με το B₀, δηλαδή με τον άξονα Z, η συνολική M₀ στρέφεται εξ ολοκλήρου στο εγκάρσιο επίπεδο XY μετά από κάποιο χρονικό διάστημα και, επομένως, η διανυσματική προβολή του στον άξονα Z, δηλαδή η διαμήκης μαγνήτιση Mz μηδενίζεται. Ωστόσο, η Mz, επιστρέφει στην αρχική της τιμή εντός σχετικά σύντομου χρόνου, τον οποίο ονομάζουμε χρόνο χαλάρωσης T1. Ο χρόνος T1 είναι διαφορετικός για κάθε τύπο ιστού στο σώμα μας λόγω της διαφορετικής δομής των διαφόρων ιστών. Μπορούμε να σχεδιάσουμε εύκολα μια καμπύλη χρόνου χαλάρωσης T1 για διαφορετικούς ιστούς αν έχουμε κάποιες βασικές παραμέτρους. Μια τέτοια καμπύλη παρουσιάζεται στις Εικ. 3.4α ή β για διαφορετικούς ιστούς. Στο παράδειγμά μας απεικονίζονται οι καμπύλες των χρόνων χαλάρωσης T1 των δύο πιο κοινών ιστών του εγκεφάλου, της φαιάς ουσίας και της λευκής ουσίας. Οι ιστοί αυτοί έχουν βασικές ομοιότητες μεταξύ τους και επομένως και οι καμπύλες των χρόνων χαλάρωσης T1 αυτών απεικονίζονται σχετικά παρόμοιες, όπως φαίνεται στην Εικ. 3.4α. Αντίθετα, η λευκή ουσία και το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (ΕΝΥ) διαφέρουν πλήρως ιστολογικά και, επομένως, οι καμπύλες των χρόνων χαλάρωσης T1 αυτών είναι διαφορετικές, όπως φαίνεται στην Εικ. 3.4β. Από τα γραφήματα αυτά κατανοούμε ότι αν επιθυμούμε να διακρίνουμε τους διάφορους ιστούς μεταξύ τους, δεν μπορούμε να συλλέξουμε το σήμα αυθαίρετα σε οποιονδήποτε χρόνο. Αντίθετα, υπάρχει κάποια χρονική στιγμή, η οποία κρίνεται ως καταλληλότερη για να συλλέξουμε το σήμα προκειμένου να αναδείξουμε τις διαφορές μεταξύ των διαφορετικών τύπων ιστών. Πώς όμως μπορούμε να σχεδιάσουμε τις καμπύλες αυτές και τι σημαίνουν τελικά;

Στον ΜΣ, μπορούμε να μετρήσουμε κάποιους παράγοντες-κλειδιά των ιστών, όπως οι χρόνοι χαλάρωσης T1 και T2. Μπορούμε σχεδόν να υπολογίσουμε το σήμα ΜΣ με σχετικά απλές εξισώσεις. Η συνάρτηση 3.1 δείχνει έναν μαθηματικό τύπο υπολογισμού σήματος ΜΣ για μια ακολουθία Spin Echo.

Η συνάρτηση περιέχει ενδογενείς παραμέτρους T1, T2, PD των ιστών και εξωγενείς παραμέτρους, που καθορίζονται από τον τεχνολόγο ακτινολόγο, όπως οι TR και TE.

$$MR \text{ Σήμα} \propto PD * \underbrace{\left[1 - e^{-TR/T1} \right]}_{T1 \text{ παράγοντας}} * \underbrace{e^{-TE/T2}}_{T2 \text{ παράγοντας}}, \tag{3.1}$$

Όπου:

- PD = πυκνότητα πρωτονίων
- T1 = Χρόνος χαλάρωσης T1 του ιστού
- T2 = Χρόνος χαλάρωσης T2 του ιστού
- TR = Χρόνος επανάληψης
- TE = Χρόνος ηχούς

υπολογίζεται από τη συνάρτηση 3.2, προκύπτει από μετρήσεις του χρόνου T1 σε μαγνητικό τομογράφο 1,5 T σύμφωνα με τη βιβλιογραφία. Αν θελήσουμε να επιτύχουμε μεγαλύτερη σκιαγραφική αντίθεση μεταξύ λευκής ουσίας και ENY, ο χρόνος TR πρέπει να οριστεί γύρω στα 1.275 ms. Συνεπώς, ο χρόνος TR είναι μια σημαντική παράμετρος για την T1 σκιαγραφική αντίθεση, σε μία απλή ακολουθία Spin Echo.

Σε περισσότερο πολύπλοκες γρήγορες και πολύ γρήγορες ακολουθίες, η γωνία πρόσπτωσης (flip angle) αποτελεί μια επιπρόσθετη παράμετρο που καθορίζει τον T1 προσανατολισμό της εικόνας. Όπως φαίνεται στον Πίνακα 3.1, υπάρχουν πολύ διαφορετικοί τύποι ιστών και επίσης ένας αριθμός από παθολογίες με διαφορετικούς χρόνους χαλάρωσης T1. Στον Πίνακα 3.1 διακρίνουμε τη συσχέτιση του προσανατολισμού των εικόνων [προσανατολισμός T1, T2, ή πυκνότητας πρωτονίων (PD)] με τις εξωγενείς παραμέτρους TR και TE για διάφορους τύπους ιστών του εγκεφάλου σε ακολουθίες Spin Echo, ενώ αναφέρεται επίσης ότι οι ιστοί αυτοί θα φαίνονται τελικά στην παραγόμενη εικόνα μας (άσπροι, μαύροι, γκρι κ.λπ.). Λαμβάνοντας υπ' όψιν ότι οι τιμές του χρόνου χαλάρωσης T1 των διαφόρων ιστών του εγκεφάλου ποικίλλουν μεταξύ 100 και 1.000 ms, συστήνουμε τη χρήση τιμών TR μεταξύ 400 και 800 ms για μαγνητικό τομογράφο 1,5 T. Σε επόμενα κεφάλαια του βιβλίου, η σωστή επιλογή του χρόνου χαλάρωσης TR παρέχεται για κάθε πρωτόκολλο ξεχωριστά, ώστε

Πίνακας 3.1 Συσχέτιση του προσανατολισμού T1, T2, PD των εικόνων ΜΣ και των εξωγενών παραμέτρων TR, TE για διάφορους τύπους ιστών του εγκεφάλου

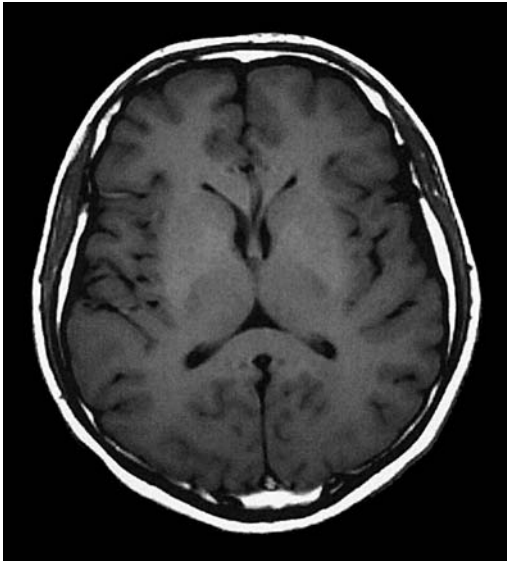
Για ακολουθίες παλμών Spin Echo	TR	TE	Ένταση σήματος ΜΣ
Εικόνες T2 προσανατολισμού	Μεγαλύτερος από 2.000 ms	80–150 ms	ENY = πολύ λευκό Φαϊά ουσία = λευκή Λευκή ουσία = σκοτεινή Λίπος = πολύ σκοτεινό (Λευκό μόνο σε ακολουθίες FSE)
Εικόνες T1 προσανατολισμού	450–900 ms για MT = 3,0 T 400–800 ms για MT = 1,5 375–600 ms για MT = 1,0 T 300–350 ms για MT = 0,2 T	Ελάχιστος	ENY = πολύ σκοτεινό Φαϊά ουσία = σκοτεινή Λευκή ουσία = λευκή Λίπος = πολύ λευκό
Εικόνες πυκνότητας πρωτονίων, PD	Μεγαλύτερος από 2.000 ms	Ελάχιστος	ENY = πολύ λευκό Φαϊά ουσία = λευκή Λευκή ουσία = σκοτεινή Λίπος = πολύ σκοτεινό

οι αναγνώστες να έχουν μια ενδεικτική τιμή αναφοράς, με σκοπό να παράγεται το βέλτιστο αποτέλεσμα με άριστη σκιαγραφική αντίθεση T1 και αποδεκτούς χρόνους εξέτασης.

Στην Εικ. 3.6 παρουσιάζεται μια τυπική εικόνα T1 προσανατολισμού, η οποία έχει ληφθεί με ακολουθία Turbo Spin Echo. Ο βασικός κανόνας που οφείλουμε να θυμόμαστε στην περίπτωση εικόνων T1 βαρύτητας/προσανατολισμού, είναι ότι το σήμα που προέρχεται από έναν ιστό σε μια εικόνα T1 βαρύτητας είναι αντιστρόφως ανάλογο του χρόνου χαλάρωσης T1 του εν λόγω ιστού. Αυτή η απλή διαπίστωση προκύπτει από το γεγονός ότι η τιμή του παράγοντα $1 - e^{-TR/T1}$ της συνάρτησης 3.2 θα είναι μικρή για έναν ιστό με μεγάλο χρόνο χαλάρωσης T1 (όπως π.χ. το ENY) και αρκετά μεγάλη για έναν ιστό με μικρό χρόνο χαλάρωσης T1 (όπως π.χ. το λίπος). Μπορούμε εύκολα να επιβεβαιώσουμε αυτό το γεγονός από την Εικ. 3.6, η οποία είναι μια εικόνα T1 βαρύτητας, παρατηρώντας το υψηλής έντασης σήμα του λίπους και το χαμηλής έντασης σήμα του ENY.

Χρόνος χαλάρωσης T2

Όπως ήδη έχουμε αναφέρει, εκτός από τον χρόνο χαλάρωσης T1, ένας άλλος ενδογενής παράγοντας των ιστών με μεγάλη σημασία στην απεικόνιση ΜΣ



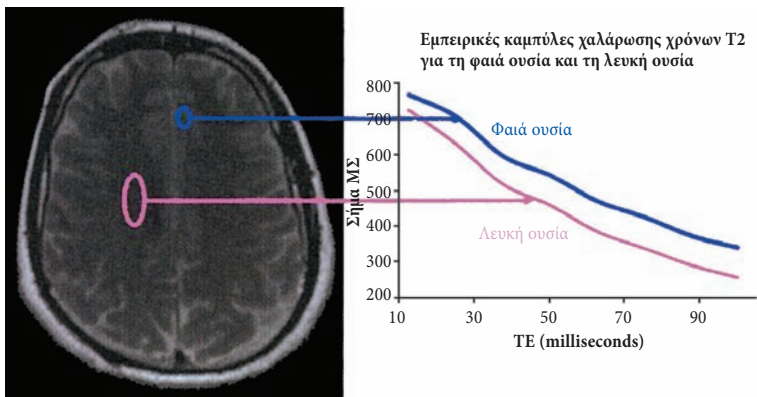
Εικόνα 3.6 Τυπική Fast Spin Echo εικόνα T1 προσανατολισμού του εγκεφάλου.

Για να μετρήσουμε τον πραγματικό χρόνο χαλάρωσης T2 των ιστών του σώματος, πρέπει να χρησιμοποιήσουμε μια ακολουθία παλμών με μεγάλο χρόνο TR και ενός συγκεκριμένου εύρους τιμών TE. Η διαδικασία αυτή καλείται χαρτογράφηση T2 (T2 mapping). Αυτό στην κλινική πράξη πραγματοποιείται πολύ εύκολα με τη χρήση απλών ακολουθιών T2 προσανατολισμού, αλλά είναι χρονοβόρο. Ωστόσο, οι περισσότεροι από του σύγχρονους μαγνητικούς τομογράφους μπορούν να συνδυάσουν παράλληλη απεικόνιση με ακολουθίες πολλαπλής ηχούς, ώστε να ελαττωθεί ο χρόνος εξέτασης από 20 σε 3–4 λεπτά.

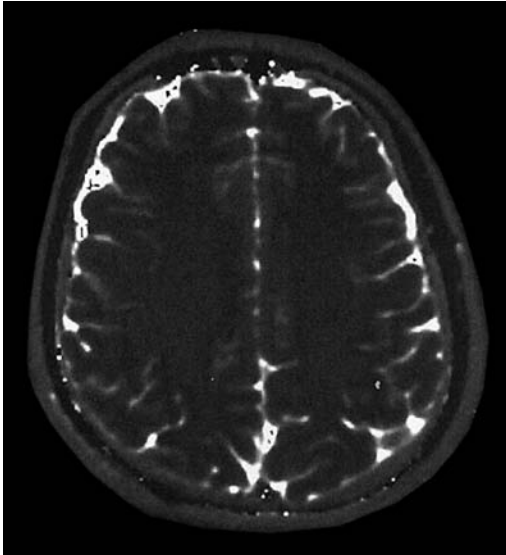
Από κάθε ομάδα εικόνων μπορούμε να δημιουργήσουμε καμπύλες χαλάρωσης T2 για τη φαιά και τη λευκή ουσία, παρόμοιες με τις καμπύλες τής Εικ. 3.8, όπως φαίνεται παρακάτω στην Εικ. 3.13.

Μπορούμε να μετρήσουμε τον πραγματικό χρόνο χαλάρωσης T2 των ιστών από την Εικ. 3.13, χρησιμοποιώντας τις τιμές από τις καμπύλες T2 σε μια εκθετική συνάρτηση. Εάν επαναλάβουμε τη διαδικασία σε όλη την εικόνα, μπορούμε να δημιουργήσουμε έναν χάρτη T2 του εγκεφάλου. Ο χάρτης T2 της παρακάτω εικόνας δείχνει απλώς τους πραγματικούς χρόνους χαλάρωσης T2 των ιστών. Για παράδειγμα, από τις περιοχές ενδιαφέροντος της λευκής και φαιάς ουσίας που τονίζονται στην Εικ. 3.11, μπορούμε να μετρήσουμε τους χρόνους χαλάρωσης T2 στα 85 ms και 106 ms για τη λευκή ουσία και τη φαιά ουσία, αντίστοιχα (Εικ. 3.14).

Όπως μπορούμε να διακρίνουμε, ο χάρτης T2 είναι παρόμοιος με μια εικόνα T2 προσανατολισμού. Εφ' όσον το σήμα των ιστών σε μια εικόνα T2 προσανατολισμού είναι ευθέως ανάλογο των χρόνων χαλάρωσης T2 των ιστών αυτών,



Εικ. 3.13 Εμπειρικές καμπύλες χαλάρωσης χρόνων T2 για τη φαιά και τη λευκή ουσία από ένα απλό πειραματικό πρωτόκολλο των μαγνητικών τομογράφων.



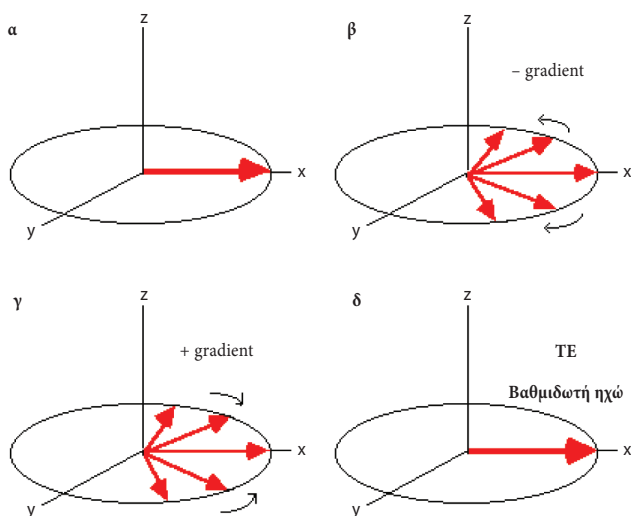
Εικ. 3.14 Ένας T2 χάρτης του εγκεφάλου υπολογισμένος με εμπειρικό (πειραματικό) τρόπο.

η λευκή ουσία έχει χαμηλότερης έντασης σήμα συγκριτικά τόσο με τη φαιά ουσία όσο και με το ENY.

Χρόνος χαλάρωσης T2*

Ο χρόνος χαλάρωσης T2* είναι περίπου ίδιος με τον χρόνο χαλάρωσης T2. Ωστόσο, υπάρχουν κάποιες διαφορές που απαιτούν προσοχή. Ας θυμηθούμε πως ο χρόνος χαλάρωσης T2 οφείλεται στις αλληλεπιδράσεις των πρωτονίων μεταξύ τους. Υπάρχει ένας ακόμα χρόνος χαλάρωσης, γνωστός ως χρόνος χαλάρωσης T2', ο οποίος οφείλεται στις ανομοιογένειες του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B₀. Ο χρόνος χαλάρωσης T2* αποτελεί ουσιαστικά το άθροισμα των δύο αυτών χρόνων, του T2 και του T2', και, κατ' επέκταση, οφείλεται τόσο στις διαμαγνητικές αλληλεπιδράσεις των πρωτονίων μεταξύ τους όσο και στις ανομοιογένειες του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου B₀. Μια ακολουθία Spin Echo μπορεί να παράγει εικόνες μόνο T2 προσανατολισμού, με εξαίρεση κάποιες ειδικές τεχνικές λήψης. Αντίθετα, οι ακολουθίες Gradient Echo παράγουν εικόνες μόνο T2* βαρύτητας. Ο χρόνος χαλάρωσης T2* ενός ιστού είναι πάντα μικρότερος του χρόνου χαλάρωσης T2 του ιστού. Ο χρόνος T2* χαλάρωσης ορίζεται ως:

$$\begin{aligned} 1/T2^* &= 1/T2 + 1/T2' \quad \text{ή} \\ R2^* &= R2 + R2' \end{aligned} \tag{3.4}$$



Εικόνα 4.4 Εφαρμόζουμε το βαθμιδωτό πεδίο αρνητικής πολικότητας, το οποίο θα προκαλέσει αποσυμφασικοποίηση των πρωτονίων, με αποτέλεσμα τη μείωση της εγκάρσιας μαγνήτισης M_{xy} . Αμέσως μετά αντιστρέφουμε την πολικότητα στο πηνίο, κάνοντάς τη θετική, ώστε να επανεστιάσουμε τα πρωτόνια και να δημιουργήσουμε ένα σήμα βαθμιδωτής ηχούς σε χρόνο TE. (Η εικόνα προστέθηκε από τους επιμελητές της μετάφρασης.)

ηχούς] και για ορισμένη διάρκεια και το χρονικό αυτό διάστημα καταγραφής καλείται χρόνος δειγματοληψίας (T_s). Κατά τη διάρκεια ενός παραθύρου δειγματοληψίας και συνήθως ακριβώς στο κέντρο του διαγράμματος παράγεται το γνωστό σήμα βαθμιδωτής ηχούς (gradient echo), το οποίο αποθηκεύεται προκειμένου να δημιουργήσει μια εικόνα ΜΣ στη συνέχεια. Στις ακολουθίες GRE, στο τέλος κάθε κύκλου TR εφαρμόζουμε συνήθως τα βαθμιδωτά πεδία επαναφοράς (δεν απεικονίζονται στην Εικ. 4.3).

Τα βαθμιδωτά πεδία επαναφοράς έχουν σκοπό την επαναφορά της μαγνήτισης, η οποία επηρεάζεται από τα πολλαπλά βαθμιδωτά πηνία και στα τρία επίπεδα. Η διαδικασία επαναφοράς μπορεί να επιτευχθεί εφαρμόζοντας συνολικά συμμετρικές gradient κυματομορφές, κατά τη διάρκεια ενός ολόκληρου κύκλου TR και φέρνοντας τη μαγνήτιση στην αρχική της κατάσταση.

Γενικά, στις ακολουθίες GRE εφαρμόζεται γωνία πρόσπτωσης (θ) μικρότερη των 90° , καθώς και μικρότεροι χρόνοι TR. Μικρότερη γωνία θ σημαίνει μικρότερο σήμα στο εγκάρσιο επίπεδο (XY) (κακό αποτέλεσμα), αλλά ταυτόχρονα η μαγνήτιση ή το σήμα ΜΣ μπορεί να επανέλθει γρηγορότερα (καλό αποτέλεσμα), καθώς δεν αποκλίνει πλήρως προς το εγκάρσιο επίπεδο. Συνεπώς, μπορούμε

να λειτουργούμε πολύ γρηγορότερα με ακολουθίες GRE συγκριτικά με ακολουθίες SE. Εάν επιλέξουμε πολύ μικρή γωνία θ και επιπλέον ένα πολύ μικρό TR, η μαγνήτιση μετά από έναν ορισμένο αριθμό διεγέρσεων με παλμούς RF φτάνει σε κάποια σταθερή κατάσταση (ισοδυναμία) και μπορούμε να δημιουργήσουμε ακόμα πιο γρήγορες GRE ακολουθίες, γνωστές ως ταχείες και υπερταχείες ακολουθίες GRE. Αυτός ο τύπος ακολουθιών GRE χρησιμοποιείται πολύ συχνά στις περιπτώσεις που χρειαζόμαστε γρήγορη απεικόνιση, όπως σε εφαρμογές κοιλίας, μυοσκελετικού συστήματος και αγγειογραφίας.

Οι ακολουθίες GRE μπορούν να διαιρεθούν σε τέσσερις βασικές υποκατηγορίες:

- Ακολουθίες T1 προσανατολισμού Spoiled Gradient Echo (SPGR)
- Ακολουθίες T2* προσανατολισμού παλμών επανεστίασης Gradient Echo
- Υπερταχείες ακολουθίες Gradient Echo
- Ακολουθίες Balanced Gradient Echo (SSFP)

Παρακάτω, θα επιχειρήσουμε να συνοψίσουμε τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα των ακολουθιών GRE.

Πλεονεκτήματα:

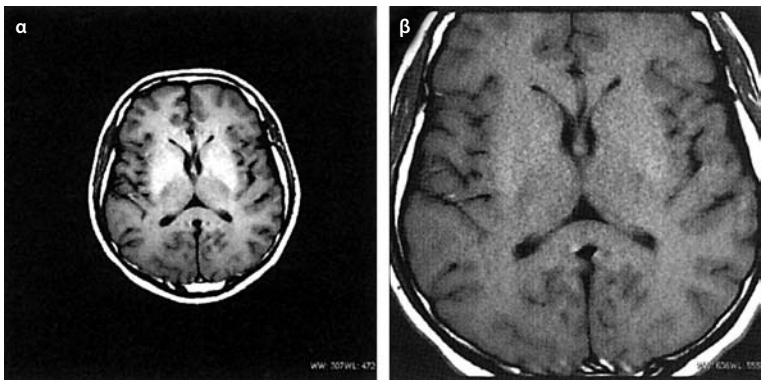
- Είναι εφικτή η πολύ γρήγορη λήψη εικόνων βαρύτητας T1, T2* και πυκνότητας πρωτονίων PD.
- Έχουν μεγαλύτερη ευαισθησία στη ροή του αίματος και μπορούν να χρησιμοποιηθούν στη μαγνητική αγγειογραφία.
- Λόγω της μικρής γωνίας πρόσπτωσης θ (παλμός RF μικρότερης ισχύος), ο ειδικός ρυθμός απορρόφησης (Specific Absorption Rate, SAR)¹ είναι πολύ μικρότερος σε σύγκριση με τις SE.
- Μπορούν να χρησιμοποιηθούν για λήψεις με κράτημα αναπνοής και δυναμικό έλεγχο.

Μειονεκτήματα:

- Ο λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR) είναι συνήθως χαμηλότερος των εικόνων SE.
- Παρέχουν εικόνες προσανατολισμού T2*, αλλά όχι προσανατολισμού T2, όπως οι SE ακολουθίες.
- Είναι πολύ ευαίσθητες στις ανομοιογένειες του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου και σε επιδράσεις επιδεκτικότητας.

¹ Ως Ειδικός Ρυθμός Απορρόφησης (SAR) ορίζεται η ισχύς του παλμού ραδιοσυχνότητας που απορροφάται ανά μονάδα μάζας ενός αντικειμένου και μετράται σε watts/kg. Το SAR περιγράφει τη δυνατότητα για ανάπτυξη θερμότητας στους ιστούς του ασθενούς από την ενέργεια του παλμού ραδιοσυχνότητας που εφαρμόζεται για την παραγωγή του μαγνητικού σήματος.

αριθμό των δειγμάτων του k-χώρου που πρέπει να ληφθούν ώστε να ανακατασκευαστεί μια εικόνα ΜΣ με την επιθυμητή ανάλυση. Το FOV ορίζει το μήκος κάλυψης της εικόνας σε κάθε επίπεδο και μπορεί να αποδίδεται ως ένας απλός αριθμός, όπως π.χ. 24 cm για τετράγωνο FOV, ή ως ένδειξη διαστάσεων π.χ. 24 × 20 cm για ορθογώνιο FOV. Στις περιπτώσεις 3D απεικόνισης, μπορούμε να λάβουμε πληροφορίες κάλυψης και στην κατεύθυνση επιλογής τομής, ως επιπρόσθετη πληροφορία του οπτικού πεδίου ενδιαφέροντος (in-plane FOV). Το ορθογώνιο FOV επιλέγεται κυρίως για να ελαττωθεί ο χρόνος εξέτασης και η μικρότερη πλευρά του ορθογώνιου FOV σχεδόν πάντα αφορά την κατεύθυνση κωδικοποίησης φάσης. Η επίδραση του FOV στην εικόνα που προκύπτει είναι άμεσα προφανής. Το FOV είναι ανάλογο του SNR της παραγόμενης εικόνας. Αν διπλασιάσουμε το FOV στην κατεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας, τότε το SNR της εικόνας επίσης θα διπλασιαστεί. Όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα, αν μειώσουμε το FOV στο μισό, π.χ. από 30 σε 15 cm, τόσο στην κατεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας όσο και στην κατεύθυνση κωδικοποίησης φάσης, τότε το SNR θα είναι 4 φορές μικρότερο. Αυτή η σημαντική ελάττωση στο SNR αυξάνει τον θόρυβο στην παραγόμενη εικόνα μας, την κάνει δηλαδή πιο «κοκκώδη», όπως μπορεί κανείς εύκολα να διαπιστώσει αν παρατηρήσει εικόνες ΜΣ στις οποίες μειώθηκε το FOV. Ωστόσο, *το μικρό FOV δεν είναι απαραίτητα κάτι κακό*. Οι τεχνολόγοι ακτινολόγοι ΜΣ οφείλουν να είναι σε θέση να επιλέγουν το βέλτιστο FOV για κάθε εξέταση, το οποίο ασφαλώς θα περιλαμβάνει την περιοχή ενδιαφέροντος. Θα πρέπει πάντα να θυμόμαστε πως μικρότερο FOV μπορεί να δώσει υψηλότερη ανάλυση, δηλαδή μεγαλύτερη λεπτομέρεια στην εικόνα, αλλά ταυτόχρονα και μεγαλύτερο θόρυβο (Εικ. 5.1).

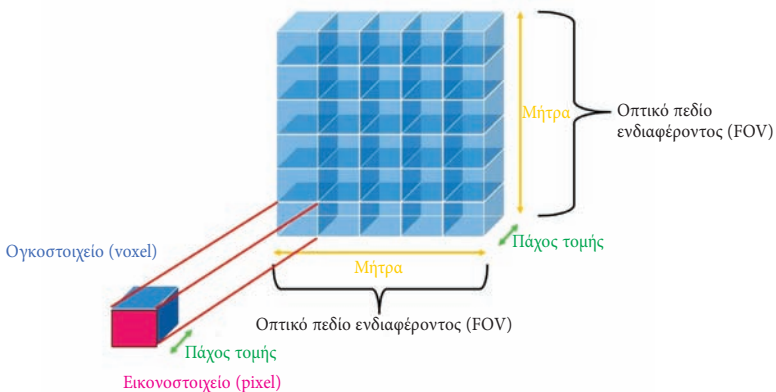


Εικόνα. 5.1 Δείγματα εικόνων που έχουν ληφθεί από τον ίδιο ασθενή με FOV 30 cm (α) και 15 cm (β).

Μήτρα απεικόνισης: Η μήτρα απεικόνισης δεν έχει μονάδες μέτρησης αλλά υποδεικνύει πόσες δειγματοληπτικές μετρήσεις πραγματοποιούμε σε μια λήψη. Στο παρελθόν, διαθέταμε αναλογικές φωτογραφικές μηχανές για να λάβουμε φωτογραφίες, ενώ τώρα έχουμε ψηφιακές κάμερες με έναν ορισμένο αριθμό μεγα-εικονοστοιχείων (megapixels). Πλέον ζούμε σε έναν ψηφιακό ως επί το πλείστον κόσμο και μετράμε τα πάντα σε απόλυτο (περιορισμένο) αριθμό σημείων, ώστε να μπορούμε να τα αποθηκεύσουμε σε υπολογιστές για μεγάλο χρονικό διάστημα. Οι ψηφιακές εικόνες δημιουργούνται με χρήση μήτρας.

Η εξεταζόμενη περιοχή στη μαγνητική τομογραφία λαμβάνεται σε τομές. Το μικρότερο τρισδιάστατο στοιχείο όγκου της τομής καλείται ογκοστοιχείο (voxel) και η επιφάνεια του voxel ονομάζεται εικονοστοιχείο (pixel) (Εικ. 5.2).

Εάν χρησιμοποιήσουμε μήτρα απεικόνισης 512×512 , γνωρίζουμε ότι θα σχηματίσουμε την εικόνα από 512 σημεία τόσο στην κατεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας όσο και κωδικοποίησης φάσης. Επίσης, συχνά χρησιμοποιούμε ορθογώνια μήτρα απεικόνισης, π.χ. 512×384 . Στην περίπτωση αυτή, συνήθως η μικρότερη διάσταση της μήτρας απεικόνισης θα αντιστοιχεί στην κατεύθυνση κωδικοποίησης φάσης προκειμένου να ελαττωθεί ο συνολικός χρόνος εξέτασης. Ο χρόνος εξέτασης ελαττώνεται γιατί μειώνεται ο αριθμός των μετρήσεων κωδικοποίησης φάσης που απαιτείται για τη δημιουργία της εικόνας, επομένως και ο χρόνος συλλογής των δεδομένων. Ωστόσο, σε κάποιες περιπτώσεις, όπως στην απεικόνιση μοριακής διάχυσης (Diffusion Weighted Imaging, DWI) και την απεικόνιση balanced SSFP, η διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας στη μήτρα μπορεί να είναι μικρότερη από τη διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης, ώστε να



Εικόνα. 5.2 Μήτρα απεικόνισης, ογκοστοιχείο, εικονοστοιχείο (matrix, voxel, pixel).
(Η εικόνα προστέθηκε από τους επιμελητές της μετάφρασης.)

(π.χ. ζώνες, κοσμήματα, κέρματα, κλειδιά κ.λπ.). Ως τελευταίο μέτρο ασφαλείας, ο ασθενής πρέπει να εξετάζεται με ανιχνευτή μετάλλων προτού εισέλθει στον χώρο του μαγνητικού τομογράφου, αν διατίθεται ο απαραίτητος εξοπλισμός.

Τοποθέτηση ασθενούς: Η κεφαλή του ασθενούς πρέπει να τοποθετηθεί στο κέντρο του πηνίου του εγκεφάλου, με το πηγούνι ευθειασμένο προς τα άνω, όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα. Ο ασθενής πρέπει να φορέσει ωτοασπίδες για την προστασία της ακοής, ενώ επιπλέον ακουστικά και μαξιλάρια ακινητοποίησης πρέπει να τοποθετηθούν γύρω από το κεφάλι του προκειμένου να ελαττώσουν τον θόρυβο και την όποια κίνησή του. Θα ήταν επίσης ιδανικό η κεφαλή να ακινητοποιηθεί με επιπρόσθετους ιμάντες για περαιτέρω μείωση της κίνησης, διατηρώντας την ασφάλεια και την άνεση του ασθενούς. Επιπλέον, θα ήταν χρήσιμο να τοποθετηθούν μαξιλάρια υποστήριξης στα πόδια του ασθενούς προκειμένου να γίνει πιο ανεκτή και ξεκούραστη η παραμονή του μέσα στον μαγνητικό τομογράφο, όση ώρα διαρκεί η εξέταση.

Στη συνέχεια, ο τεχνολόγος ακτινολόγος δοκιμάζει το πουάρ ηχητικής ειδοποίησης και, αφού βεβαιωθεί πως λειτουργεί κανονικά, το παραδίδει στον ασθενή προκειμένου να το χρησιμοποιήσει σε περίπτωση ανάγκης. Τέλος, ανάβει τη δέσμη laser, ζητώντας από τον ασθενή να κλείσει τα μάτια, και εισάγει την υπό εξέταση περιοχή στον μαγνητικό τομογράφο, επικεντρώνοντας σωστά το ανατομικό θέμα. Για τη σωστή επικέντρωση της κεφαλής, χρησιμοποιούμε ως σημείο αναφοράς το κέντρο του πηνίου του εγκεφάλου ή το επίπεδο ακριβώς κάτω από τα μάτια (Εικ. 7.1).



Εικόνα 7.1 Τοποθέτηση του ασθενούς για μαγνητική τομογραφία εγκεφάλου με χρήση οκτακάναλου πηνίου.

Τυπική εξέταση εγκεφάλου

Πρότυπα πρωτόκολλα απεικόνισης

Το τυπικό πρωτόκολλο απεικόνισης του εγκεφάλου χρησιμοποιείται σε ασθενείς που παραπέμπονται για μαγνητική τομογραφία, χωρίς συγκεκριμένο κλινικό ερώτημα. Έτσι, μπορεί να εφαρμοστεί σε περιπτώσεις γενικής, μη ειδικής κεφαλαλγίας, προληπτικής εξέτασης, ή παρόμοιου σκοπού ελέγχου (Πίνακας 7.1).

Συμβουλές και τεχνάσματα

- Η οβελιαία T1 ακολουθία μπορεί να αντικατασταθεί από οβελιαία T2 ακολουθία η οποία ενδεχομένως να παρέχει περισσότερες πληροφορίες στην απεικόνιση κρανιοαυχενικών βλαβών (π.χ. στη σκλήρυνση κατά πλάκας, στις ανωμαλίες Chiari). Πρόσφατα, στην τυπική απεικόνιση του εγκεφάλου έχει προστεθεί και η απεικόνιση διάχυσης (Diffusion Weighted Imaging, DWI), η οποία αποτελεί πλέον εξέταση ρουτίνας σε ηλικιωμένους και σε παιδιατρικούς ασθενείς.

Πίνακας 7.1 Τυπικό πρωτόκολλο μαγνητικής τομογραφίας εγκεφάλου και επίπεδα σχεδιασμού

Ακολουθίες	Σχόλια	Σειρά λήψης των τομών
Τοπόγραμμα 3 επιπέδων	Λήψη τουλάχιστον 1-3 τομών σε κάθε επίπεδο	
Εγκάρσια T2	Παράλληλα στην πρόσθια και οπίσθια παρυφή του μεσολόβιου	S-I (Κεφαλουραία)
Εγκάρσια T1	Παράλληλα στην πρόσθια και οπίσθια παρυφή του μεσολόβιου	S-I (Κεφαλουραία)
Εγκάρσια T2 FLAIR	Παράλληλα στην πρόσθια και οπίσθια παρυφή του μεσολόβιου	S-I (Κεφαλουραία)
Οβελιαία T1	Παράλληλα στη γραμμή του μεσεγκεφάλου και κάθετα στις εγκάρσιες και στεφαναϊές τομές	R-L (Δεξιά προς αριστερά)
Στεφαναϊά T2	Επιλέγουμε τη μέση οβελιαία τομή και σχεδιάζουμε τομές παράλληλες στο στέλεχος	A-P (Προσθιοπίσθια)
Μέσο σκιαγραφικής αντίθεσης	Μετά τη χορήγηση μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης, αν κριθεί απαραίτητο	
Εγκάρσια T1	Ίδια με τον σχεδιασμό των εγκάρσιων τομών ανωτέρω	S-I (Κεφαλουραία)
Στεφαναϊά T1	Ίδια με τον σχεδιασμό των στεφαναϊών τομών ανωτέρω	A-P (Προσθιοπίσθια)
Οβελιαία T1	Ίδια με τον σχεδιασμό των οβελιαίων τομών ανωτέρω	R-L (Δεξιά προς αριστερά)