

---

Peter Reimer  
Paul M. Parizel  
James F. M. Meaney  
Falko A. Stichnoth (Eds.)

# Κλινική Μαγνητική Τομογραφία

Μια πρακτική προσέγγιση

Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης

---

Ηλίας Πριμέτης  
Λέκτορας Ακτινολογίας  
Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ

Παναγιώτης Μπαρούτας  
Ακτινοδιαγνώστης  
Επιμελητής 401 ΓΣΝΑ

Διονύσιος Δρακόπουλος  
Ακτινοδιαγνώστης  
Επιμελητής 401 ΓΣΝΑ

Γρηγόριος Ρήγας  
Ακτινοδιαγνώστης  
Επιμελητής Ν.Ν.Α.

Απόστολος Δαλακίδης  
Ακτινοδιαγνώστης  
Επιμελητής Pitié-Salpêtrière, Paris



Κωνσταντάρας  
Ιατρικές Εκδόσεις

Prof. Dr. Peter Reimer  
Städtisches Klinikum  
Dept. Radiology  
Moltkestrasse 90  
76133 Karlsruhe  
Germany  
peter.reimer@klinik.uni-karlsruhe.de

Prof. James F. M. Meaney  
St. James' Hospital/Trinity College  
Dublin James's Street  
Dublin 8  
Ireland  
jmeaney@meaney.com

Prof. Dr. Paul M. Parizel  
University Hospital Antwerpen  
Dept. of Radiology Wilrijkstraat 10  
2650 Edegem  
Belgium  
paul.parizel@ua.ac.be

Dr. Palko A. Stichnoth  
Radiologie München Zentrum  
Sonnenstr. 17  
80331 München  
Germany  
stichnothfa@t-online.de

ISBN: 978-3-540-74501-3 e-ISBN: 978-3-540-74504-4 DOI: 10.1007/978-3-540-74504-4  
Springer Heidelberg Dordrecht London New York Library of Congress Control Number: 2009942766  
© Schering 1999, 2003 © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010

This work is subject to copyright. All rights are reserved, whether the whole or part of the material is concerned, specifically the rights of translation, reprinting, reuse of illustrations, recitation, broadcasting, reproduction on microfilm or in any other way, and storage in data banks. Duplication of this publication or parts thereof is permitted only under the provisions of the German Copyright Law of September 9, 1965, in its current version, and permission for use must always be obtained from Springer. Violations are liable to prosecution under the German Copyright Law.

The use of general descriptive names, registered names, trademarks, etc. in this publication does not imply, even in the absence of a specific statement, that such names are exempt from the relevant protective laws and regulations and therefore free for general use.

Product liability: The publishers cannot guarantee the accuracy of any information about dosage and application contained in this book. In every individual case the user must check such information by consulting the relevant literature.

Cover design: eStudio Calamar, Figures/Berlin Printed on acid-free paper  
Springer is part of Springer Science+Business Media (www.springer.com)

---

**Translation from English language edition:**  
*Clinical MR Imaging*  
edited by Peter Reimer, Paul M. Parizel,  
James F. M. Meaney, Falko A. Stichnoth  
Copyright © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010  
Springer-Verlag GmbH is a part of Springer Science+Business Media  
All Rights Reserved

---

**COPYRIGHT © 2013, ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΚΔΟΣΕΙΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΑΡΑΣ**  
**ΚΛΙΝΙΚΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ**

ISBN: 978-960-6802-50-8

**Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρης**

Μαυρομιχάλη 2-4, Αθήνα, 10679,  
Τηλ.: 210.3635343, Fax.: 210.3628173  
e-mail: medbooks@hol.gr, info@konstadaras.gr  
www.konstadaras.gr

Δημιουργικό: Α. ΜΕΪΜΑΡΟΓΛΟΥ  
Εκτύπωση: ΣΤ. ΚΟΤΣΑΤΟΣ & ΣΙΑ Ο.Ε.

Απαγορεύεται η αναπαραγωγή του παρόντος βιβλίου ή μέρους αυτού με οποιοδήποτε μέσο (φωτοτυπία, εκτύπωση, μικροφίλμ, ή άλλη μηχανική ή ηλεκτρονική μέθοδο), χωρίς την έγγραφη άδεια του εκδότη.

# Πρόλογος I

Αυτή είναι η τρίτη έκδοση του πολύ δημοφιλούς βιβλίου αναφοράς για την Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (MRI), με τις προηγούμενες εκδόσεις να έχουν δημοσιευτεί στα αγγλικά και τα γερμανικά το 1999 και το 2003. Από την τελευταία έκδοση, η πρόοδος και οι εξελίξεις στην Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού εξακολουθούν να συμβαίνουν με τακτικό και γρήγορο ρυθμό, με την MRI να συνεχίζει να αποτελεί την πιο περίπλοκη απεικονιστική τεχνική στην ιατρική. Ταυτόχρονα, η MRI έχει αποδειχθεί ως η πιο χρήσιμη απεικονιστική μέθοδος για ένα πλήθος ασθενειών και συστήματα οργάνων. Επομένως, η δημοσίευση της τρίτης έκδοσης αυτού του πολύ πρακτικού βιβλίου τώρα, το 2009, είναι κατάλληλη, χρονικά, και ευπρόσδεκτη. Προσφέρει σύγχρονη ενημέρωση στον αναγνώστη και έχει γίνει εκτενής αναθεώρηση.

Τα τρία εισαγωγικά κεφάλαια των προηγούμενων εκδόσεων έχουν συνενωθεί σε ένα κεφάλαιο καλύπτοντας τις αρχές της MRI. Αυτή η επισκόπηση ακολουθείται από κεφάλαια για κάθε ένα μεγάλο σύστημα οργάνων με κεφάλαια για τον εγκέφαλο, τη σπονδυλική στήλη, το κεφάλι και τον αυχένα, το μυοσκελετικό, την κοιλιά, το οπισθοπεριτόναιο, τη λεκάνη, το θώρακα, την καρδιά, την αγγειογραφία, το μαστό, την παιδιατρική MRI και ολόσωμη MRI. Όλα τα κεφάλαια έχουν επανεγγραφεί, πολλά από νέους συγγραφείς, διευρύνοντας το πεδίο του κάθε κεφαλαίου ξεχωριστά και καλύπτοντας τις νέες τεχνικές και κλινικές εξελίξεις σε αυτούς τους τομείς.

Όπως και με τις δύο πρώτες εκδόσεις, όλα τα κεφάλαια έχουν γραφτεί από αναγνωρισμένους ειδικούς, γνωστούς για την εξειδίκευσή τους επί του θέματος, και όλα έχουν δεθεί σε έναν μοναδικό, εξαιρετικό και πολύ ευανάγνωστο τόμο από τους εκδότες Peter Reimer, Paul Parizel, James Meaney και Falko A. Stichnoth. Αξίζουν έπαινοι στους εκδότες και στους συγγραφείς για την επίτευξη της σωστής ισορροπίας των τεχνικών και των κλινικών πτυχών της MRI. Αυτό το βιβλίο είναι πολύ χρήσιμο και ταυτόχρονα κατανοητό και περιεκτικό. Κάθε κεφάλαιο είναι ενημερωμένο με τις τελευταίες τεχνικές και περιέχει πολύ καλές απεικονίσεις βασικών διαγραμμάτων και κλινικού υλικού. Ολόκληρο το βιβλίο μπορεί να διαβαστεί σε λίγες μέρες και την ίδια στιγμή να αποτελέσει ένα εύχρηστο και επίσημο κείμενο αναφοράς. Εκπαιδευόμενοι, τεχνολόγοι και ιδιαίτερα οι ακτινοδιαγνώστες θα βρουν αυτό το βιβλίο εξαιρετικά χρήσιμο.

Walter Kucharczyk, MD, FRCPC

Professor, Departments of Medical Imaging  
and Surgery  
University of Toronto, Canada  
Princess Margaret Hospital  
610 University Avenue  
Toronto, ON M5G 2M9, Canada

## Πρόλογος Αγγλικής Έκδοσης

Η μαγνητική απεικόνιση (MR) έχει εξελιχθεί σε μία από τις πιο ευέλικτες διατμηματικές απεικονιστικές μεθόδους στην κλινική πρακτική. Βελτιώσεις τόσο στα μηχανήματα όσο και στις συχνότητες διευρύνουν το φάσμα των κλινικών εφαρμογών με αστραπιαία (εντυπωσιακή) ταχύτητα. Από την αρχή η MR απέκτησε ένα πρώιμο έρεισμα στην νευροακτινολογία και στη μυοσκελετική ακτινολογία· ωστόσο, οι πρόσφατες εξελίξεις έχουν διευρύνει την εφαρμογή της σε κοιλιακές, καρδιαγγειακές, θωρακικές και ολόσωμες εφαρμογές.

Ως αποτέλεσμα των καινοτόμων τεχνικών εξελίξεων, η MR απεικόνιση προσφέρει στους ιατρούς μία παλέτα ανατομικής απεικόνισης υψηλής ποιότητας και πιο πρόσφατα ευρύτερες εφαρμογές λειτουργικής απεικόνισης. Η απεικόνιση σταθμισμένης διάχυσης, τεχνική για την πρώιμη ανίχνευση εγκεφαλικής ισχαιμίας, δεν αναγνωρίζεται πλέον μόνο ως μελέτη του εγκεφάλου αλλά παρέχει και πλεονεκτήματα στην ανατομική και λειτουργική αξιολόγηση όγκων εκτός του νευρικού συστήματος. Οι πλείστες αλλαγές στα χρησιμοποιούμενα μοντέλα στην MR απεικόνιση συνιστούν εμπόδιο όχι μόνο για τους αρχάριους που ίσως βρίσκουν δυσκολίες ξεκινώντας καθώς οι περιοχές στόχου αλλάζουν τόσο γρήγορα, αλλά και για τους πιο πεπειραμένους χρήστες που παρακολουθούν την πρόσφατη πρόοδο και τις νέες εφαρμογές. Κατανοπές πληροφορίες για όλες τις πτυχές της MR απεικόνισης μπορούν να βρεθούν σε πολλά εξαιρετικά βιβλία και σε κείμενα αναφοράς, αρκετές από τις οποίες έχουν γίνει εγκυκλοπαιδικές στο πεδίο εφαρμογής και τεράστιες σε όγκο, και εξετάζουν το αντικείμενο τόσο λεπτομερώς που βρίσκονται εκτός του πεδίου αυτού του βιβλίου. Εντούτοις, αναγνωρίζοντας το γεγονός ότι τα διαγνωστικά ερωτήματα ρουτίνας αντιπροσωπεύουν περισσότερο του 90% των εξετάσεων στα περισσότερα τμήματα, οι εκδότες και οι συγγραφείς αυτού του βιβλίου προσπάθησαν να παρουσιάσουν μία πιο κλινικά προσανατολισμένη προσέγγιση. Αυτό οδήγησε στην υιοθέτηση μιας πρακτικής, βασισμένης σε πρωτόκολλο, προσέγγισης στη ροή εργασίας της μονάδας MR, η οποία μπορεί να εξορθολογιστεί σημαντικά, στοιχείο που είναι ολοένα και πιο κρίσιμο στο σύγχρονο οικονομικό περιβάλλον. Επιδιώξαμε να εφοδιάσουμε τον αναγνώστη με τις πληροφορίες που θα επιτρέψουν την καλύτερη χρήση της MR τεχνολογίας, βασισμένοι στην συλλογική μας εμπειρία μέσω της πολυετούς κλινικής πρακτικής άσκησης.

Έτσι, η τρίτη έκδοση αυτού του βιβλίου προσφέρει πρακτικές κατευθυντήριες γραμμές για αποτελεσματικές και αποδοτικές, σε όρους κόστους, εξετάσεις στην καθημερινή πρακτική. Οι συγγραφείς και εκδότες έχουν ξαναγράψει όλα τα κεφάλαια, περιλαμβάνοντας νέες τεχνικές όπου χρειαζόταν, προσέθεσαν νέα στοιχεία (εικόνες) και αντικατέστησαν παλαιότερα, τα οποία αντανακλούν τη νεώτερη κλινική πρακτική. Οι κύριες αλλαγές αφορούν τη συμπερίληψη νέων κεφαλαίων για την ολόσωμη απεικόνιση και για την τεχνική υποδομή της MR απεικόνισης, ένα νέο υποκεφάλαιο για τον γαστρεντερικό (GI) σωλήνα στο κεφάλαιο για την κοιλιά, ένα συνδυαστικό κεφάλαιο για την μυοσκελετική MR, καθώς και την πλήρη αναθεώρηση όλων των υπολοίπων κεφαλαίων.

Ως εκδότες, ελπίζουμε ότι αυτό το βιβλίο θα συνεισφέρει στην καλύτερη πρακτική κατανόηση της MR απεικόνισης και στην βελτίωση της εκτίμησης των νέων ακολουθιών και πρωτοκόλλων που θα βοηθήσουν την καλύτερη επίλυση κλινικών προβλημάτων. Πιστεύουμε ότι αυτό το βιβλίο, ως τέτοιο, θα συνεχίσει να βοηθά τους αρχάριους να προχωρήσουν στο σχεδιασμό πρωτοκόλλων και τους πιο πεπειραμένους να εκσυγχρονίσουν τη γνώση τους.

Karlsruhe, Germany

Edegen, Belgium

Dublin, Ireland

München, Germany

Prof. Dr. Peter Reiner

Paul M. Parizel

James F.M. Meaney

Falco A. Stichnoth

# Πρόλογος Ελληνικής Έκδοσης

Η πρόκληση που ανέλαβε η μεταφραστική ομάδα αποδεχόμενη την πρόταση του εκδοτικού οίκου «Κωνσταντάρας» για τη μεταφορά στα ελληνικά του συγγράμματος «Clinical MR Imaging: A Practical Approach» αποτέλεσε πηγή χαράς και άγχους ταυτόχρονα. Και αυτό γιατί η μεταφορά στα ελληνικά ενός κομβικού και πρωτοπόρου πονήματος, ιδίως σε ένα επιστημονικό πεδίο με ελάχιστα ελληνικά συγγράμματα όπως η Μαγνητική Τομογραφία, απαιτεί επιστημονική εγρήγορση και πληρότητα.

Οι συγγραφείς της ξενόγλωσσας έκδοσης κατέχουν τεράστια εμπειρία ως ακτινολόγοι σε διαφορετικές υποειδικότητες και η κλινική τους εμπειρία αντικατοπτρίζεται στο περιεχόμενο του κειμένου και τις επιλεγμένες εικόνες. Η βασική τους επιδίωξη είναι να προσφέρουν πρακτικές οδηγίες για την εκτέλεση αποτελεσματικών και οικονομικά αποδοτικών εξετάσεων Μαγνητικής Τομογραφίας, θέλοντας να κάνουν σαφές ότι η έκδοση και χρήση πρωτοκόλλου προσέγγισης για κάθε ομάδα νόσων, θα εξορθολογίσει και θα βελτιστοποιήσει τη ροή εργασίας σε κάθε τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης.

Στην παρούσα τρίτη έκδοση του άκρως επιτυχημένου βιβλίου καταγράφονται οι νέες τεχνικές απεικόνισης ολοκλήρου του σώματος καθώς και του κεντρικού νευρικού συστήματος, με τη χρήση της Μαγνητικής Τομογραφίας, η οποία αποτελεί τη μέθοδο αιχμής στην διάγνωση και κατ' επέκταση στην αντιμετώπιση κλινικών πρακτικών προβλημάτων. Το βιβλίο απευθύνεται τόσο στους ειδικευόμενους που αρχίζουν το εκπαιδευτικό τους ταξίδι στην τομογραφική απεικονιστική όσο και στους έμπειρους ακτινολόγους που επιθυμούν να εκσυγχρονίσουν τις γνώσεις τους.

Η μεταφραστική ομάδα του παρόντος πονήματος θα ήθελε να ζητήσει την κατανόησή σας για τις μεταφραστικές αδυναμίες και τους νεολογισμούς, οι οποίοι είναι αναπόφευκτοι κατά την μεταφορά των σαφών αγγλικών επιστημονικών όρων στην ελληνική περιφραστική γλώσσα.

Τέλος να ευχαριστήσουμε τον εκδότη κ. Γιάννη Κωνσταντάρα και τον υπεύθυνο δημιουργικού κ. Αντώνη Μείμάρου για την συμπαράσταση, υπομονή και επαγγελματισμό που έδειξαν σε όλες τις φάσεις εξέλιξης της παρούσης έκδοσης.

Ελπίζουμε το σύγγραμμα που κρατάτε στα χέρια σας να αποτελέσει πολύτιμο βοήθημα στην καθημερινή σας πρακτική και στη συνεχή προσπάθεια για επιστημονική ανέλιξη.

Ηλίας Πριμέτης  
Απόστολος Δαλακίδης  
Διονύσιος Δρακόπουλος  
Παναγιώτης Μπαρούτας  
Γρηγόριος Ρήγας

# Περιεχόμενα

1	<b>Αρχές Μαγνητικού Συντονισμού</b> ..... 1 Wolfgang R. Nitz, Thomas Balzer, Daniel S. Grosu, και Thomas Allkemper
2	<b>Εγκέφαλος</b> ..... 107 Paul M. Parizel, Luc van den Hauwe, Frank De Belder, J. Van Goethem, Caroline Venstermans, Rodrigo Salgado, Maurits Voormolen, και Wim Van Hecke
3	<b>Σπονδυλική Στήλη</b> ..... 197 J. W. M. Van Goethem
4	<b>Κεφαλή και Τράχηλος</b> ..... 225 Bert De Foer, Bernard Pilet, Jan W. Casselman, και Luc van den Hauwe
5	<b>Μυοσκελετικό Σύστημα</b> ..... 265 Filip M. Vanhoenacker, Pieter Van Dyck, Jan Gielen, Arthur M. De Schepper, και Paul M. Parizel
6	<b>Κοιλιά:</b> <b>Ήπαρ, Σπλήν, Χοληφόρα, Πάγκρεας και ΓΕΣ</b> ..... 357 Peter Reimer, Wolfgang Schima, Thomas Lauenstein, και Sanjay Saini
7	<b>Κοιλιά:</b> <b>Οπίσθιο Περιτόναιο, Επινεφρίδια, Νεφροί και</b> <b>Ανώτερη Ουροποιητική Οδός</b> ..... 419 Gertraud Heinz-Peer
8	<b>Πύελος</b> ..... 461 Dow-Mu Koh και David MacVicar
9	<b>Θώρακας</b> ..... 493 Hans-Ulrich Kauczor και Edwin J. R Van Beek
10	<b>Καρδιά</b> ..... 517 James F. M. Meaney και John Sheehan

---

11	<b>Μαγνητική Αγγειογραφία</b> .....	549
	James F. M. Meaney, John Sheehan, και Mthias Boss	
12	<b>Μαστός</b> .....	587
	Uwe Fischer	
13	<b>Παιδιατρικός Ασθενής</b> .....	611
	Birgit Kammer, Hermann Helmberger, Claudia M. Keser, Eva Coppenrath, και Karl Schneider	
14	<b>Ολόσωμη Μαγνητική Τομογραφία</b> .....	763
	Gerwin Schmidt, Dietmar Dinter, Stefan Schoenberg, και Maximilian Reiser	
	<b>Ευρετήριο</b> .....	791



# Αρχές Μαγνητικού Συντονισμού

# 1

Wolfgang R. Nitz, Thomas Balzer, Daniel S. Grosu,  
και Thomas Allkemper

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>1.1 Τα Βασικά</b> .....	1
1.1.1 Στροφορμή και Συντονισμός.....	1
1.1.2 Παράμετροι Ειδικό για τον Ιστό:PD, T1, T2, x και T2*.....	3
1.1.3 Διέγερση, Σχηματισμός Εικόνας και Αντίθεση της Εικόνας.....	6
1.1.4 Βασικά Τμήματα μιας MR Μονάδας.....	13
<b>1.2 Τα Απαραίτητα</b> .....	15
1.2.1 MR Ασφάλεια.....	16
1.2.2 Λιπώδης Ιστός.....	22
1.2.3 Ανάκτηση Αναστροφής.....	23
1.2.4 Ταχύτερη SE Απεικόνιση Χρησιμοποιώντας Πολλαπλές Ηχούς Κωδικοποίησης Φάσης.....	27
1.2.5 Ταχύτερη Απεικόνιση Χρησιμοποιώντας Χωρικά Κατανεμημένα Πηνία Επιφανείας (Πρωτόκολλα Παράλληλης Λήψης).....	29
1.2.6 Πρωτόκολλα Απεικόνισης και Ποιότητα Εικόνας.....	30
1.2.7 Σκιαγραφικά μέσα και MRI.....	34
1.2.8 Αιμορραγία.....	47
1.2.9 Ροή και κίνηση (MRA, Diffusion και Perfusion) ...	58
<b>1.3 Τα Προχωρημένα</b> .....	64
1.3.1 Ακρωνύμια Ακολουθιών, Χαρακτηρισμός, Μηχανισμός και Εφαρμογές.....	65
1.3.2 k-χώρος Τροχιές και Κίνηση, Στρατηγικές Αντιστάθμισης.....	77
1.3.3 Ροή και Κίνηση (Προχωρημένες τεχνικές).....	80
1.3.4 Προχωρημένοι Μηχανισμοί Αντίθεσης.....	86
1.3.5 Τεχνικές στην Απεικόνιση της Καρδιάς.....	92
1.3.6 Υψηλά Μαγνητικά Πεδία και Στρατηγικές Μείωσης SAR.....	96
1.3.7 Τεχνικά Σφάλματα στην MRI.....	96
<b>Προτεινόμενη Βιβλιογραφία</b> .....	104

Το κεφάλαιο «Αρχές μαγνητικού συντονισμού» έχει χωριστεί σε τρεις τομείς για ευκολία του αναγνώστη. Ο πρώτος τομέας διαπραγματεύεται τα απολύτως βασικά. Ο δεύτερος τομέας καλύπτει θέματα που κρίθηκαν ουσιώδη για την αντιμετώπιση του 20% των πληροφοριών που απαιτούνται για την κάλυψη του 80% των κοινών κλινικών ερωτημάτων. Ο τρίτος τομέας περιέχει περισσότερες πληροφορίες και διαπραγματεύεται πιο εξελιγμένες μεθόδους.

## 1.1 Τα Βασικά

### 1.1.1 Στροφορμή και Συντονισμός

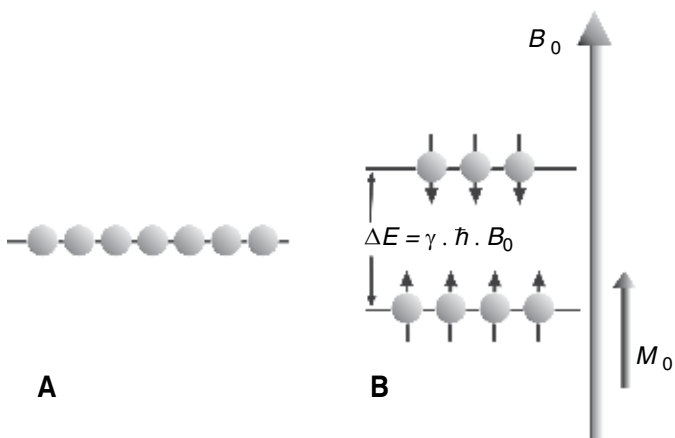
Το άτομο, όπως παρουσιάστηκε από τον Δημόκριτο (400 π.Χ.), θεωρήθηκε το μικρότερο σωματίδιο και δεν μπορούσε να χωριστεί περαιτέρω με χημικά μέσα. Αργότερα, όμως, βρέθηκε ότι μπορούσε να κατακερματιστεί με φυσικά μέσα και αποδείχθηκε ότι αποτελείται από ένα αρνητικά φορτισμένο περίβλημα, τα ηλεκτρόνια και έναν θετικά φορτισμένο πυρήνα, τα πρωτόνια και τα νετρόνια. Ο Bohr τεκμηρίωσε το 1913 ότι τα ηλεκτρόνια περιστρέφονται γύρω από τον θετικά φορτισμένο πυρήνα λόγω της έλξης Coulomb μεταξύ αντίθετα φορτισμένων σωματιδίων και της κεντρομόλου δύναμης που αναπτύσσεται. Έλυσε το έλασσον πρόβλημα που θεωρούσε ότι ένα φορτισμένο σωματίδιο σε μια κυκλική διαδρομή πρέπει να εκπέμπει ηλεκτρομαγνητικά κύματα, χάνοντας ενέργεια και με ελικοειδή κίνηση να συντριβεί στον πυρήνα, απλά κάνοντας τη δήλωση ότι το ατομικό σύστημα μπορεί να υπάρξει μόνο σε συγκεκριμένες ακίνητες ή κβαντισμένες καταστάσεις. Αυτή ήταν μια από τις δηλώσεις που οδήγησαν στο πεδίο της κβαντικής μηχανικής. Ο Sommerfeld, αργότερα (1916), παρουσίασε έναν περισσότερο γενικό κβαντικό κανόνα ο οποίος υποστήριζε τα ελλειπικά μονοπάτια των ηλεκτρονίων. Αυτό το θεωρητικό μοντέλο μπορούσε να προβλέψει τις φασματικές γραμμές του υδρογόνου. Ακόμα και ο φασματικός διαχωρισμός που δημιουργούταν όταν εφαρμοζόταν ένα μαγνητικό πεδίο, ήταν προβλέψιμος (φαινόμενο Zeeman-σύζευξης με τη μαγνητική ροπή που παράγεται από το κινούμενο ηλεκτρόνιο). Δυστυχώς, υπήρχαν υποεπίπεδα

(ανώμαλο φαινόμενο Zeeman) τα οποία δεν μπορούσαν να εξηγηθούν από την υπάρχουσα θεωρία. Οι Uhlenbeck και Goudsmit έλυσαν το δίλημμα το 1925 παρουσιάζοντας το μοντέλο του περιστρεφόμενου ηλεκτρονίου, μια περαιτέρω κβαντισμένη κατάσταση που ονομάζεται στροφορμή (spin). Ένα ακίνητο σωματίδιο που παρουσιάζονταν ως μαγνητική ροπή σχετίζεται με γωνιακή στροφορμή. Η πυρηνική στροφορμή (π.χ. η στροφορμή του πρωτονίου) εισήχθη από τον Wolfgang Pauli το 1924, εξηγώντας την υπέρλεπτη υφή των ατομικών φασμάτων. Σύμφωνα με τον κβαντικό κανόνα, ένα σωματίδιο με μια στροφορμή της τάξης του  $\frac{1}{2}$  (όπως στην περίπτωση του ηλεκτρονίου και του πρωτονίου) μπορεί να καταλάβει μόνο δύο ενεργειακές καταστάσεις, μια χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση όπου η στροφορμή και η σχετιζόμενη με αυτήν μαγνητική ροπή διατάσσονται παράλληλα προς ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο και μια υψηλότερη ενεργειακή κατάσταση όπου η στροφορμή και η σχετιζόμενη με αυτήν μαγνητική ροπή διατάσσονται αντιπαράλληλα προς ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο  $B_0$  (Εικ. 1.1). Η ενεργειακή διαφορά μεταξύ αυτών των δύο καταστάσεων μπορεί να εκφραστεί ως η κβαντισμένη ενέργεια ενός φωτονίου:

$$\Delta E = \gamma \cdot \hbar \cdot B_0$$

Όπου  $\gamma$  είναι ο γυρομαγνητικός λόγος και  $n = n/2\pi$  όπου  $n$  η σταθερά του Planck.

Το σύστημα περιστροφής θα απορροφήσει την ενέργεια, αν η ενέργεια εισαχθεί από μια ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία (RF παλμός) με τον τύπο:

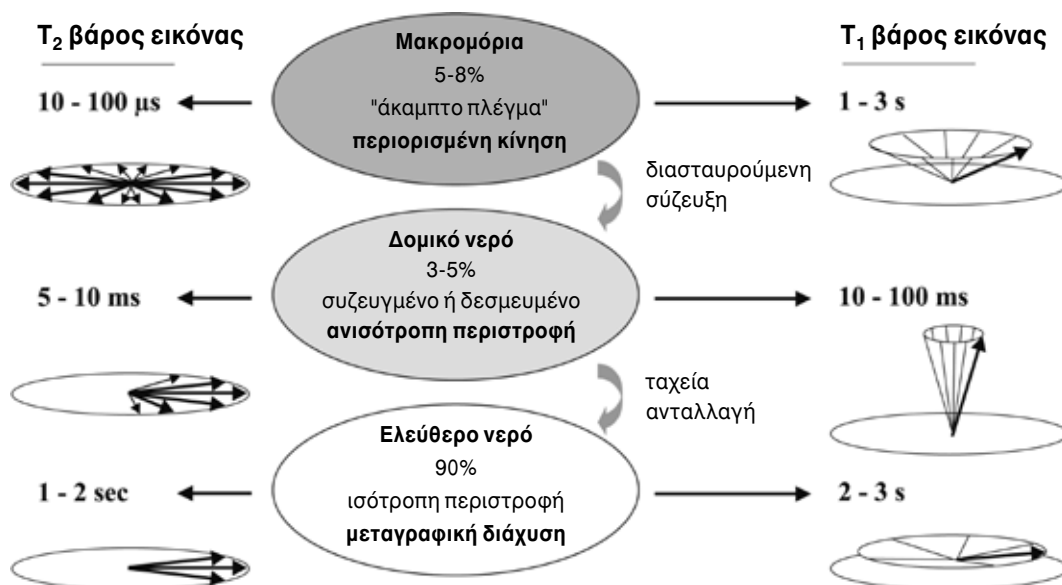


**Εικ. 1.1 (Α)** Δεν παρατηρείται πυρηνική μαγνήτιση σε απουσία ενός εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. **(Β)** Εκτεθειμένα σε ένα εξωτερικό πεδίο, τα spin και οι σχετιζόμενες μαγνητικές ροπές προσανατολίζονται κυρίως παράλληλα ως προς το εξωτερικό πεδίο προκαλώντας την ανάπτυξη μιας πυρηνικής μαγνήτισης  $M_0$ .

$$E_{\text{RF}} = \hbar \cdot \nu = \gamma \cdot \hbar \cdot B_0$$

Η ενέργεια είναι ανάλογη της συχνότητας του ραδιοπαλμού και θα προκαλέσει σε μερικά από τα παράλληλα πυρηνικά spin την ανάληψη μιας προσωρινής αντιπαράλληλης θέσης, μόνο εάν η ενέργεια του παλμού RF που εισήχθη ταιριάζει με την ενεργειακή διαφορά των δύο θέσεων. Η συχνότητα που περιγράφει την ενεργειακή διαφορά μεταξύ παράλληλης και αντιπαράλληλης διάταξης, ονομάζεται συχνότητα Larmor. Χρησιμοποιώντας έναν παλμό RF με αυτήν την συχνότητα επάγουμε συντονισμό στο σύστημα spin. Αυτό το φαινόμενο ονομάστηκε πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός (NMR). Όταν τα πυρηνικά spin στρέφονται στην παλαιά θέση μετά από διέγερση, η ενέργεια εκπέμπεται ως σήμα μαγνητικής τομογραφίας (MR). Το 1946, ο Edwards Mills Purcell ήταν επιτυχής, καταδεικνύοντας NMR μέσω της απορρόφησης, όταν τα πειραματικά αποδεικτικά στοιχεία του Felix Bloch βασίζονταν στις αυθόρμητες RF εκπομπές (ανίχνευση σήματος MR). Σεβόμενοι την άποψη της κοινής γνώμης σχετικά με τις πυρηνικές βόμβες και την πυρηνική ενέργεια των φυτών, ο όρος "πυρηνική" καταργήθηκε αργότερα και σήμερα η μέθοδος αυτή αναφέρεται ως MR. Η εξήγηση ενός παλμού διέγερσης  $90^\circ$  και ενός παλμού επανεστίασης  $180^\circ$  χρησιμοποιώντας εξισώσεις με αναστροφή spin είναι κάπως περίπλοκη. Μια κομψή λύση προσφέρεται από τον Ehrenfest: «Η συμπεριφορά ενός μεγάλου αριθμού spin μπορεί να θεωρηθεί ότι αντιστοιχεί στον κβαντικό μέσο όρο και, ευτυχώς, μπορεί να αντιμετωπίζεται ως ένα μακροσκοπικό Mo πυρηνικής μαγνήτισης ακολουθώντας τους νόμους της κλασικής ηλεκτροδυναμικής». Όσο περισσότερα spin διατάσσονται παράλληλα στο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο συγκρινόμενα με τα αντιπαράλληλα spin, μια μακροσκοπική πυρηνική μαγνήτιση παράγεται και αυτό μπορεί να αντιμετωπιστεί ομοειδώς με μια περιστρεφόμενη μαγνητική ράβδο. Όπως παρουσιάζει η Εικ. 1.1, ο πυρήνας του υδρογόνου εκτιθέμενος σε ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο θα παράγει μια μακροσκοπική πυρηνική μαγνήτιση, διατασσόμενη κατά την κατεύθυνση του κύριου στατικού πεδίου, που συνήθως αναφέρεται ως z-κατεύθυνση. Αυτή η μαγνήτιση αναφέρεται, επίσης, ως επιμήκης (πυρηνική) μαγνήτιση. Χρησιμοποιώντας την οπτική της κλασικής φυσικής, η μαγνητική ροπή και η στροφορμή της πυρηνικής μαγνήτισης θα προκαλέσουν μια μετάπτωση κατά μήκος της κατεύθυνσης του μαγνητικού πεδίου με συχνότητα 42.58 MHz/T, τη συχνότητα Larmor όπως ειπώθηκε. Η μετάπτωση δεν εμφανίζεται μόνο κατά την διεύθυνση του κύριου μαγνητικού πεδίου  $B_0$ , αλλά και κατά μήκος μιας μαγνητικής συνιστώσας  $B_1$  ενός ραδιοπαλμού. Αλλά αυτό πραγματοποιείται μόνο εάν η συνιστώσα  $B_1$  περιστρέφεται με την

**Εικ. 1.5** Ένα μοντέλο τριών διαμερισμάτων ως παράδειγμα προσέγγισης των χρόνων T1 και T2 στους διάφορους ιστούς.



Τα υλικά που μειώνουν την ένταση του εξωτερικά εφαρμόζομενου μαγνητικού πεδίου ονομάζονται διαμαγνητικά. Τα υλικά που αυξάνουν ασθενώς το μαγνητικό πεδίο έως 1% ονομάζονται παραμαγνητικά, ενώ τα υλικά που αυξάνουν την ένταση του πεδίου περισσότερο από 1% ονομάζονται σιδηρομαγνητικά. Οι βιολογικοί ιστοί, γενικά, είναι διαμαγνητικοί. Για παράδειγμα, μετρώντας την ένταση του μαγνητικού πεδίου στο ήπαρ ασθενούς που τοποθετήθηκε σε μαγνητικό πεδίο 1.5T, βρέθηκε να είναι 1,49999T. Οι αλλαγές της μαγνητικής επιδεκτικότητας, ακόμα και στην διαμαγνητική περιοχή, μπορεί να προκαλέσουν σοβαρά τεχνικά σφάλματα (υποκεφάλαιο 1.3.7).

### 1.1.2.6 T<sub>2</sub>\* Χρόνος Χαλάρωσης

Ιστοί με διαφορετική μαγνητική επιδεκτικότητα  $\chi$  εντός ενός ογκοστοιχείου ή εντός γειτνιαζόντων ογκοστοιχείων προκαλούν ανομοιογένειες του τοπικού μαγνητικού πεδίου. Σαν παράδειγμα, μπορεί να παρατηρηθεί ένταση 1,4995T στην μια άκρη του ογκοστοιχείου και 1,4996T στην άλλη. Επειδή η συχνότητα Larmor είναι συνάρτηση της έντασης του πεδίου, η παραγόμενη εγκάρσια μαγνήτιση στη πρώτη θέση θα περιστρέφεται με 63,8487 MHz, ενώ η εγκάρσια μαγνήτιση στο άλλο άκρο θα περιστρέφεται με συχνότητα 63,8529 MHz. Σαν αποτέλεσμα των παραπάνω προκύπτει ότι η εγκάρσια μαγνήτιση εντός του ογκοστοιχείου θα χάνει την φάση της εντός 0,234 ms. Οι ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου π.χ. λόγω των βαθμιδωτών πηνίων, προκαλούν ταχύτατη απώλεια της φάσης της εγκάρσιας μαγνήτισης. Ο

χρόνος απόσβεσης που λαμβάνεται υπόψη λόγω της απώλειας φάσης από τις ανομοιογένειες ονομάζεται T<sub>2</sub>\*:

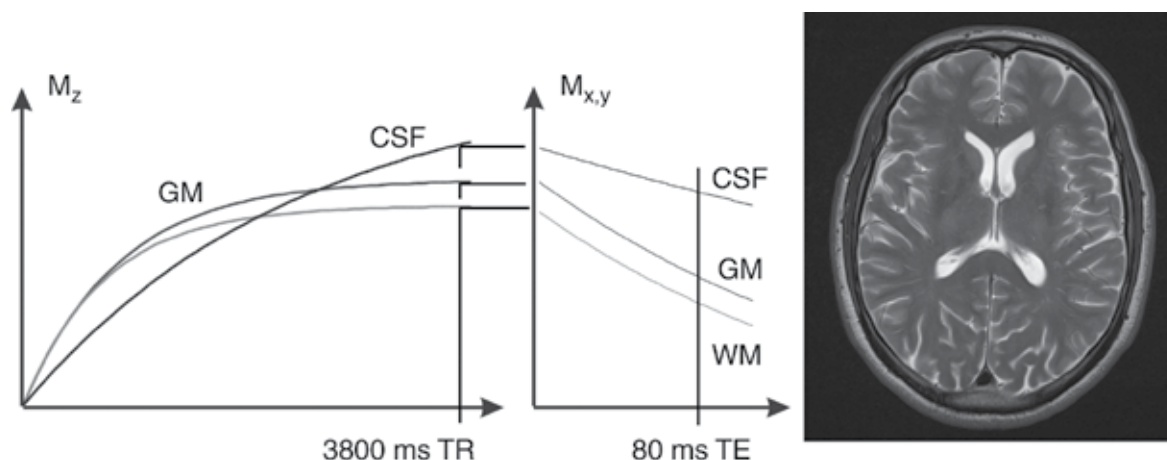
$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \cdot \Delta B$$

όπου  $\gamma$  είναι ο γυρομαγνητικός λόγος και η  $\Delta B$  αντιπροσωπεύει την ανομοιογένεια του πεδίου κατά μήκος του εικονοστοιχείου.

### 1.1.3 Διέγερση, Σχηματισμός Εικόνας και Αντίθεση της Εικόνας

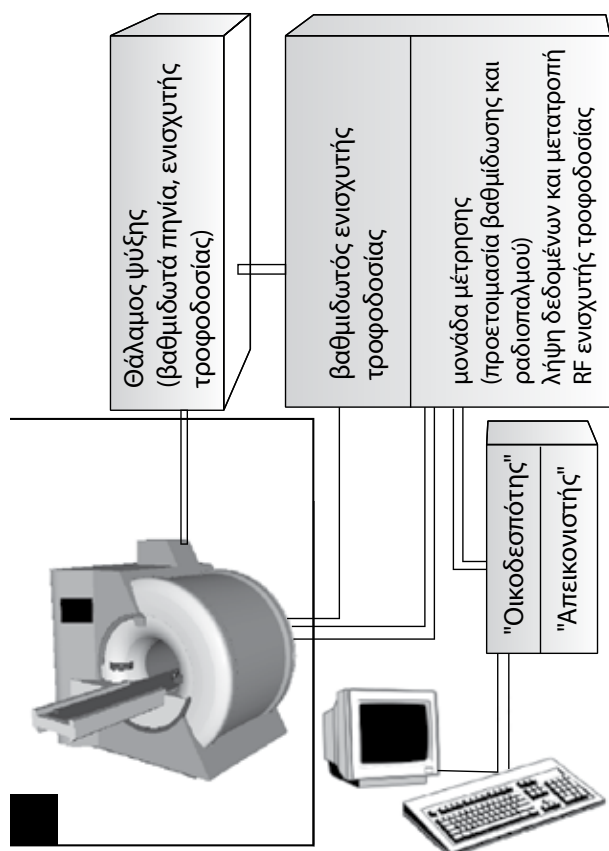
Η διέγερση καθώς και η χωρική κωδικοποίηση χρησιμοποιεί την γραμμική σχέση με την συχνότητα Larmor και την δύναμη του μαγνητικού πεδίου. Για να αποτυπώσουμε την ένταση του μαγνητικού πεδίου, ως συνάρτηση της θέσης, εφαρμόζεται κλίση του μαγνητικού πεδίου κατά τη διάρκεια της διέγερσης και κατά τη διάρκεια της συλλογής δεδομένων για τους σκοπούς της χωρικής κωδικοποίησης. Η κλίση του μαγνητικού πεδίου γενικά προκαλείται από τα βαθμιδωτά πηνία που βρίσκονται εντός του συστήματος του μαγνητικού συντονισμού. Αυτά τα βαθμιδωτά πηνία βρίσκονται και στις τρεις διαστάσεις κάθετα μεταξύ τους, προκειμένου να συνδυάζονται, για παράδειγμα, στην διεύθυνση  $x$ ,  $y$ , και  $z$  ή σε οποιοσδήποτε συνδυασμό αυτών (Εικ. 1.6).

Σε αντίθεση με την αξονική τομογραφία, υπάρχει μια απεριόριστη ελευθερία επιλογής οποιουδήποτε επιπέδου απεικόνισης, καθώς το επίπεδο θα καθοριστεί από την



**Εικ. 1.15** T2-W: το αριστερό γράφημα απεικονίζει την ανάκτηση της διαμήκουσ μαγνήτισης ( $M_z$ ). Το δεξιό γράφημα δείχνει την απώλεια φάσης της παραγόμενης εγκάρσιας μαγνήτισης ( $M_{xy}$ ), λόγω της T2- απόσβεσης. Ένας μεγάλος χρόνος TR και

TE θα οδηγήσει σε T2-W εικόνα. Η αντίθεση εικόνας κυριαρχείται από τη συνεισφορά της πυκνότητας πρωτονίων και της T2- απόσβεσης των διαφόρων ιστών.



**Εικ. 1.16** Βασικά στοιχεία του σαρωτή μαγνητικής τομογραφίας. Εκτός από το μαγνήτη με την κλίνη ασθενούς, υπάρχει η κονσόλα χειρισμού, όπου επιλέγονται τα πρωτόκολλα και εμφανίζονται οι εικόνες που αρχειοθετούνται σε μια κεντρική μονάδα. Εκτός από αυτήν, υπάρχει συνήθως ένας εξειδικευμένος υπολογιστής που ονομάζεται απεικονιστής, ο οποίος δεν κάνει τίποτα άλλο, παρά την ανασυγκρότηση της εικόνας και την μετεπεξεργασία. Το σύνολο των μετρήσεων ελέγχεται από τη λεγόμενη μονάδα μέτρησης-ελέγχου.

λογές για την δημιουργία μαγνητικού πεδίου με σκοπό την απεικόνιση σώματος.

- Μόνιμος μαγνήτης
- Μαγνήτης αντίστασης
- Υπεραγωγίμος μαγνήτης

Οι μαγνήτες σχήματος C είναι συνήθως μόνιμοι μαγνήτες. Έχουν το πλεονέκτημα του χαμηλού λειτουργικού κόστους, αλλά έχουν ένα περιορισμό στην δύναμη πεδίου περίπου στα 0,35T. Άλλα μειονεκτήματα είναι η θερμοκρασία εξάρτησης του μαγνητικού πεδίου (σταθερότητα) και το βάρος (περίπου 14 τόνων). Τα συστήματα αντίστασης παρουσιάζουν τα ίδια μειονεκτήματα καθώς και υψηλά λειτουργικά κόστη που οφείλονται στην κατανάλωση ενέργειας των πηνίων του μαγνήτη. Τα MR συστήματα με ένταση πεδίου πάνω από 0,5T χρησιμοποιούν το φαινόμενο της υπεραγωγιμότητας. Ορισμένα κράματα παρουσιάζουν μηδενική αντίσταση, αν κρατιούνται αρκετά κρύα. Οι υπεραγωγοί κάνουν χρήση υγρού ηλίου ( $-269^{\circ}\text{C} = -452^{\circ}\text{F} = 4\text{K}$ ). Η χρησιμοποιούμενη σήμερα ένταση πεδίου είναι 1,5 T, με σημαντική αύξηση του αριθμού των 3T συστημάτων. Από τη μαγνητική ένταση του πεδίου φαίνεται να μην υπάρχει μόνιμη επίδραση στην φυσιολογία του ανθρώπου, οπότε συστήματα έντασης π.χ., 7, 9,4, ακόμα και 11 T είναι επί του παρόντος υπό διερεύνηση. Ένα μέτρο της ποιότητας εικόνας της απεικόνισης είναι ο λόγος μεταξύ του σήματος και του θορύβου, το αποκαλούμενο πηλίκο σήματος προς θόρυβο (SNR). Σε μια πρώτη προσέγγιση, το SNR αυξάνει με την ένταση πεδίου. Αυτός είναι ο κύριος λόγος, για τον οποίο μια υψηλότερη ένταση πεδίου είναι επιθυμητή. Το υψηλότερο σήμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να κερδηθεί ποιότητα εικόνας για βελτίωση της διάγνωσης ή για χρήση μεθόδων μείωσης χρόνου (που συνήθως συσχετίζεται με μια απώλεια σε SNR).

### 1.2.1.8 Εναλλαγή των Βαθμιδωτών Πηνίων

Για να διεγερθεί μια συγκεκριμένη τοποθεσία ή να προσδιοριστεί η γεωμετρική θέση ενός σήματος ανάλογα με τη συχνότητα και τη φάση του, η συχνότητα Larmor πρέπει να είναι συνάρτηση της εντόπισης. Καθώς η συχνότητα Larmor είναι ανάλογη με την ένταση του μαγνητικού πεδίου, η ένταση του μαγνητικού πεδίου πρέπει να γίνει συνάρτηση της εντόπισης. Επιθυμητή είναι μια γραμμική εξάρτηση από όλο τον όγκο της απεικόνισης. Αυτό θεσπίστηκε με την αποστολή ηλεκτρικών ρευμάτων μέσω των περιελίξεων των προηγούμενων αναφερθέντων βαθμιδωτών πηνίων. Τα πλάτη των επιθυμητών βαθμιδώσεων αυξάνουν σε συνδυασμό με την αύξηση της χωρικής ανάλυσης ή ενός μεγαλύτερου εύρους ζώνης απεικόνισης. Ο χρόνος που απαιτείται για την επίτευξη της ονομαστικής τιμής του επιθυμητού εύρους ονομάζεται χρόνος ανόδου. Μικροί χρόνοι ανόδου επιτρέπουν μικρότερους χρόνους TE και δείκτες ETL, κάτι που συχνά τεκμηριώνεται ως βελτίωση της ποιότητας εικόνας. Ο ρυθμός απόκλισης αντιπροσωπεύει την ένταση βαθμίδωσης του μαγνητικού πεδίου, κάτι που μπορεί να επιτευχθεί από το σύστημα διαβάθμισης διαιρεμένο με τον αναγκαίο χρόνο ανόδου για την επίτευξη αυτού του μέγιστου πλάτους. Δυστυχώς, ένα ισχυρό, αργό σύστημα βαθμιδωτών πηνίων θα έχει τον ίδιο ρυθμό περιστροφής με ένα αδύναμο αλλά γρήγορο σύστημα βαθμιδωτών πηνίων. Ο ασθενής φαίνεται να είναι ο περιοριστικός παράγοντας για την περαιτέρω αύξηση της απόδοσης των συμβατικών βαθμιδωτών πηνίων.

- Διέγερση

Μια αλλαγή στο μαγνητικό πεδίο με την πάροδο του χρόνου ονομάζεται dB/dt. Σύμφωνα με το νόμο του Maxwell, η αλλαγή dB/dt θα προκαλέσει ρεύμα σε έναν αγωγίμο βρόγχο. Δεδομένου ότι ο ασθενής αντιπροσωπεύει πολλούς πιθανούς αδύναμους αγωγίμους βρόγχους, σε μια ορισμένη τιμή dB/dt (είτε μεγάλη αλλαγή στο πλάτος (dB) ή/και σύντομο χρονικό διάστημα (dt), η επαγωγή ρεύματος μπορεί να είναι αρκετά μεγάλη ώστε να διεγερθούν περιφερικά νεύρα (PNS). Οι τιμές dB/dt υπολογίζονται πριν από την εκτέλεση της ακολουθίας από ένα λογισμικό που συγκρίνει την υπολογιζόμενη τιμή με το PNS όριο και απαγορεύει την εκτέλεση μιας ακολουθίας εκτός ορίων, υπολογίζει εκ νέου το χρονοδιάγραμμα και εκδίδει προειδοποίηση, εάν το κατώτατο όριο ανέρχεται σε 20% του ορίου PNS. Επειδή η PNS είναι μόνο συνάρτηση του dB/dt, δεν υπάρχει εξάρτηση από την συνολική ένταση του μαγνητικού πεδίου.

- Ακουστικός Θόρυβος

Ο Hendrik Lorentz Anton, ένας Ολλανδός γιατρός, ανακάλυψε και τεκμηρίωσε ότι ένα αγωγίμο σύρμα που το διέρχεται ηλεκτρικό ρεύμα αντιμετωπίζει μηχανική δύναμη από την παρουσία ενός μαγνητικού πεδίου. Η δύναμη είναι ανάλογη με την ένταση του μαγνητικού πεδίου, το ρεύμα και το μήκος του σύρματος. Λαμβάνοντας υπόψη ένα μαγνητικό πεδίο έντασης 1,5 T και περίπου 600A ρεύματος μέσω ενός ενιαίου βαθμιδωτού πηνίου με ακτίνα 0,5 m, η δύναμη που θα του ασκηθεί είναι 2.827 N ή περίπου ισοδύναμη με το βάρος των 635lbs. Η δύναμη θα παραμείνει όσο υπάρχει ρεύμα και θα εξαφανιστεί μόλις η βαθμίδωση απενεργοποιηθεί. Η διάρκεια της βαθμίδωσης για επιλογή τομής είναι π.χ. 2,5 ms. Η συχνότητα τότε, μεταξύ ενεργοποιήσεων και απενεργοποιήσεων θα είναι 200 Hz. Για ένα εύρος ζώνης 195 Hz/pixel, το βαθμιδωτό πηνίο ανάγνωσης έχει διάρκεια 5,128 ms. Η συχνότητα μεταξύ ενεργοποιήσεων και απενεργοποιήσεων είναι 97,5 Hz, η οποία είναι κοντά σε μια συχνότητα 98 Hz. Δυστυχώς, η βαθμίδωση δεν είναι ημιτονοειδής και εν γένει διαφορετικές εργασίες εκτελούνται σε διαφορετικές συχνότητες. Επομένως, ο ήχος που παράγεται κατά τη διάρκεια της μαγνητικής τομογραφίας δεν είναι αρκετά αρμονικός. Η αναγκαιότητα της τροποποίησης του μαγνητικού πεδίου σε τοπικό επίπεδο, προκειμένου να είναι σε θέση να διεγείρει επιλεκτικά ή για το σκοπό της χωρικής κωδικοποίησης που συσχετίζεται με την παραγωγή ήχου που οφείλεται στη δόνηση του βαθμιδωτού πηνίου. Η μηχανική δύναμη σε ένα καλώδιο που μεταφέρει ρεύμα μέσα σε μαγνητικό πεδίο ονομάζεται δύναμη Lorentz. Για παράδειγμα, για ένα βαθμιδωτό πηνίο προς την κατεύθυνση του κύριου πεδίου (z-κατεύθυνση), η δύναμη Lorentz θα προκαλέσει το ένα άκρο του πηνίου να συμπιεστεί και το άλλο άκρο να επεκταθεί. Αν και κατασκευασμένα από στερεό υλικό, τα βαθμιδωτά πηνία θα δονούνται λόγω της γρήγορης εναλλαγής των ρευμάτων (δημιουργώντας βαθμίδωση), προκαλώντας το θόρυβο που ακούγεται κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης MR. Καθώς η δύναμη Lorentz είναι ανάλογη με το ρεύμα μέσω του σύρματος και της έντασης του κύριου μαγνητικού πεδίου, θα περίμενε κανείς ο θόρυβος που παράγεται σε μια υψηλότερη ένταση πεδίου να είναι μεγαλύτερος, αν δεν αντιμετωπιστεί με κάποια μέτρα (για παράδειγμα, πρόσθετες αποσβέσεις ή οτιδήποτε μπορεί να περιορίσει τις δονήσεις του πηνίου από τα κύματα πίεσης). Λαμβάνοντας υπόψη τις παραπάνω δυνάμεις, γίνεται φανερό ότι δεν είναι ασήμαντο έργο να αποφευχθεί η δημιουργία θορύβου περιορίζοντας την συστροφή, την κάμψη και τη δόνηση του βαθμιδωτού πηνίου κατά τη διάρκεια της απεικόνισης. Το πλάτος του θορύβου μετριέται σε dB(A) και κανείς πωλητής δεν επιτρέπεται να τοποθετήσει ένα σαρωτή που παράγει περισσότερο από 140 dB(A). Κατά τη διάρκεια της μαγνητικής τομογραφίας,

ροής και της ταχύτητας ροής (Εικ. 1.77).

Η ποσοτικοποίηση ροής με μαγνητική τομογραφία έχει κάποιες δυνατότητες στην ποσοτικοποίηση της ροής ενός shunt αιμοδιύλισης, στην διερεύνηση βαλβιδικών ανεπαρκειών, στην κατάταξη των αναστομών σε συγγενείς ανωμαλίες της καρδιάς, στην παροχή πληροφοριών σχετικά με το βαθμό με τον οποίο η ροή σε ψευδοαυλό προμηθεύει ζωτικά όργανα σε αορτικό διαχωρισμό και τη διερεύνηση πρότυπων καναλιών ENY σε ασθενείς με υδροκέφαλο.

### 1.3.3.4 PC-MRA: MR Αγγειογραφία με Σκιαγραφικό

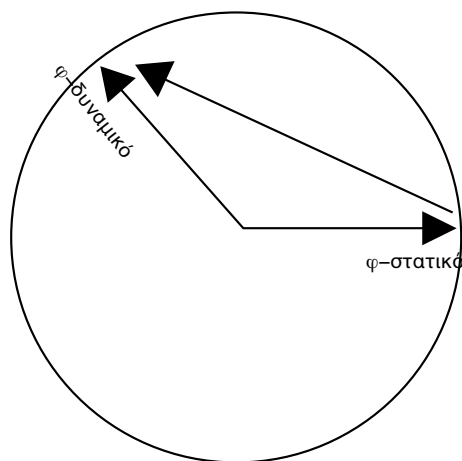
Οι MRA τεχνικές οι οποίες βασίζονται σε μια ταχυτηοεξαρτώμενη μετατόπιση φάσης της εγκάρσιας μαγνήτισης, οι phasecontrast-PC-MRA, χρησιμοποιούν τη "διαφορά διανύσματος" μεταξύ εγκάρσιας μαγνήτισης της απεισθητοποιημένης μέτρησης και εγκάρσιας μαγνήτισης των ευαισθητοποιημένων μετρήσεων για την απεικόνιση του αγγειακού δέντρου (Εικ. 1.78). Στην περίπτωση αυτή, η δεύτερη ακολουθία είναι συνήθως ευαισθητοποιημένη στην κατεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας και χρησιμοποιείται συνήθως ως γρήγορος «εντοπιστής» του περιφερικού αγγειακού συστήματος με την κατεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας να είναι ουραιοκεφαλική. Η τεχνική μπορεί επίσης να διαμορφωθεί ως 3D μέτρηση με ένα πρώτο μέρος διαστρωμένης απεισθητοποιημένης ροής για τη δημιουργία αναφοράς και τρία μέρη να ακολουθούν με ευαισθητοποίηση ροής στις τρεις ορθογώνιες κατευθύνσεις. Το τελευταίο θα οδηγήσει σε σχετικά μακρύ χρόνο μέτρησης. Η ποιότητα της εικόνας μιας 3D PC-MRA εξαρτάται από την επιλογή της κατάλληλης ευαισθησίας ροής. Εάν η επιλεγμένη ευαισθησία είναι πολύ υψηλή, αντίστοιχα υποτιμά-

ται το εύρος ταχύτητας και η αντίθεση θα είναι κακή (λόγω των πολλαπλών τεχνικών σφαλμάτων αναδίπλωσης). Εάν η ευαισθησία είναι πολύ χαμηλή, που αντιστοιχεί σε ένα υπερεκτιμημένο εύρος ταχύτητας, η αντίθεση θα είναι κακή (λόγω ακριβώς μια μικρής διαφοράς φάσης). Επιπλέον, αυτή η τεχνική είναι ευαίσθητη στην αυξημένη κίνηση και προφανώς δεν είναι τόσο ισχυρή όσο οι τεχνικές ToF.

Τα πλεονεκτήματα αυτής της τεχνικής είναι η τέλεια καταστολή και η ρυθμιζόμενη ευαισθησία στις επιβραδυνόμενες ταχύτητες. Η PC-MRA μέθοδος σήμερα χρησιμοποιείται κυρίως ως 2D έκδοση παρέχοντας εντόπιση για την MRA με σκιαγραφικό που θα ακολουθήσει.

### 1.3.3.5 MR Αγγειογραφία Χωρίς Σκιαγραφικό

Οι MR μέθοδοι αγγειογραφίας χωρίς σκιαγραφικό ήταν διαθέσιμες πριν από το 1987, όταν η ToF MRA και η PC-MRA ανταγωνίζονταν σε ποιότητα εικόνας, αντοχή και ταχύτητα. Η εισαγωγή της γαδολινιοενισχυόμενης MRA ήταν πολύ ελπιδοφόρα όσον αφορά την ταχύτητα και την ευρωστία και έχει αντικαταστήσει τις προαναφερόμενες μεθόδους MRA χωρίς σκιαγραφικό σε όλες οι περιοχές κάτωθεν της διακλάδωσης της καρωτίδας. Η 2D PC-MRA παραμένει μια κοινή τεχνική για τον εντοπισμό του αγγείου. Η 3D-ToF MRA εξακολουθεί να είναι η μέθοδος επιλογής για το ενδοκρανικό εγκεφαλικό αγγειακό σύστημα, κυρίως λόγω της σημερινής, ακόμα υψηλότερης χωρικής διακριτικής ικανότητας. Πρόσφατες τεχνικές πρόοδοι και οι νέες ανησυχίες για την ασφάλεια των GBCAs έχουν προκαλέσει αναζωπύρωση του ενδιαφέροντος στις μεθόδους που δεν απαιτούν σκιαγραφικό. Αυτές οι "νεότερες" τεχνικές θα πρέπει να συζητηθούν παρακάτω.



Εικ. 1.78 PC-MRA: το μήκος του φορέα μεταξύ της σταθερής αναφοράς και του σήματος από το κινούμενο αίμα μεταφράζεται σε ένταση εικονοστοιχείου στην εικόνα.

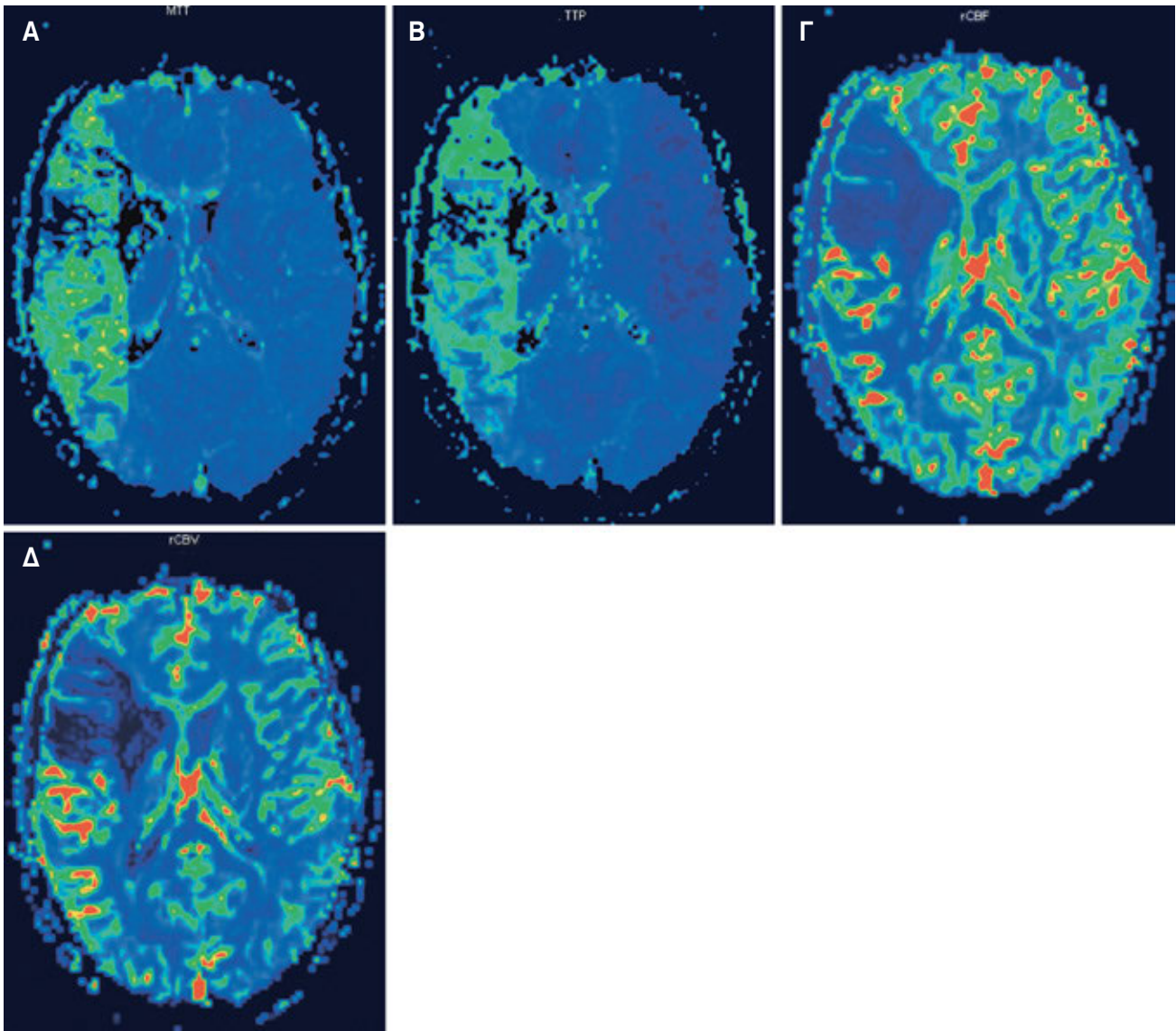




θία (συνήθως EPI), λαμβάνονται μέχρι και 50 εικόνες κατά την έγχυση του σκιαγραφικού, καλύπτοντας ένα χρονικό μεσοδιάστημα το πολύ 70 δευτερόλεπτων. Η έγχυση του σκιαγραφικού μέσου πραγματοποιείται 5-10 δευτερόλεπτα μετά την έναρξη της ακολουθίας, για να βεβαιωθεί ότι ελήφθη ένας ικανός αριθμός εικόνων αναφοράς. Ενίεται ένας όγκος σκιαγραφικού που αντιστοιχεί περίπου σε 0.2 mmol/kg σωματικού βάρους με έναν ρυθμό έγχυσης 5mL/s (18G καθετήρας σε μεγάλη επιφανειακή φλέβα). Ακολουθεί έγχυση 20-30 mL φυσιολογικού ορού, για την έκπλυση του γαδολινίου από τον καθετήρα, την φλέβα και την κυκλοφορία του πνεύμονα. Εάν είναι διαθέσιμος, πρέ-

πει να χρησιμοποιείται εγχυτής, αν και από την εμπειρία η έγχυση με το χέρι (δύο σύριγγες που περιέχουν σκιαγραφικό και φυσιολογικό ορό, συνδεδεμένες σε μια βαλβίδα σχήματος δικαλωτού «Υ») έχει ισάξια αποτελέσματα. Οι εικόνες λαμβάνονται αμέσως σε πολλαπλές τομές. Η ακολουθία EPI, που χρησιμοποιείται, πραγματοποιεί 50 εικόνες σε 12 διαφορετικές τομές, αποδίδοντας έναν όγκο δεδομένων 600 εικόνων. Εάν ληφθούν περισσότερες τομές, απαιτείται ένας μεγαλύτερος χρόνος επανάληψης (TR) και αυτό επηρεάζει αρνητικά την ποιότητα της ακολουθίας.

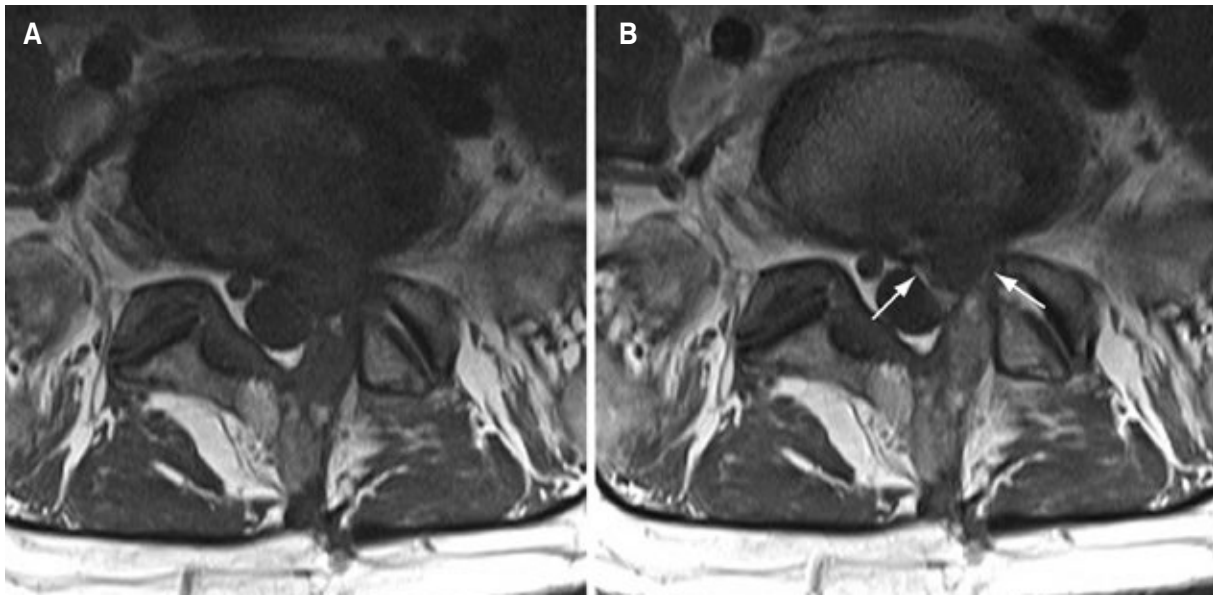
Αυτές οι εικόνες πρέπει να επεξεργασθούν σε παραμετρικούς χάρτες όπως αυτοί της *εικόνας 2.40*:



**Εικ. 2.40** Παραμετρικοί χάρτες που δημιουργούνται από την ακολουθία PWI, σε έναν ασθενή με υπεροξύ έμφρακτο της δεξιάς μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας (ίδιος ασθενής με τις εικόνες 2.38 και 2.39). **(Α)** Μέσος χρόνος διέλευσης (MTT). **(Β)** Χρόνος κορύφωσης (TTP). **(Γ)** Τοπική ροή εγκεφαλικού αίματος (rCBF). **(Δ)** Τοπικός όγκος εγκεφαλικού αίματος (rCBV). Η υποαρδευόμενη περιοχή

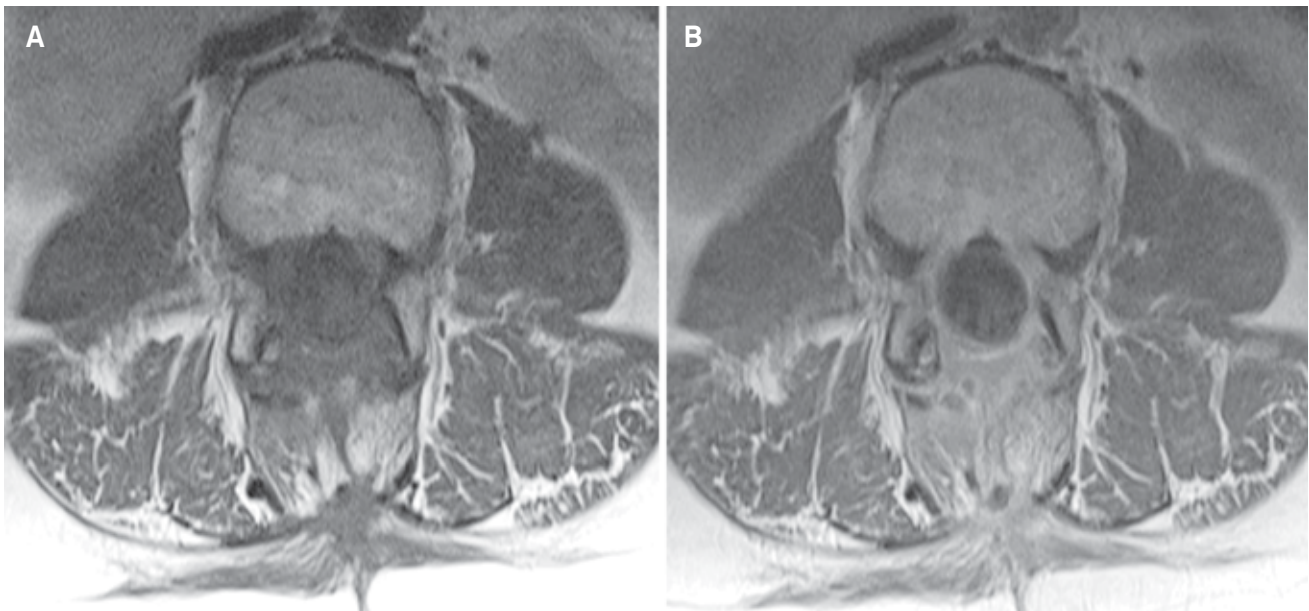
ανταποκρίνεται στην περιοχή κατανομής της δεξιάς μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας. Το έλλειμμα άρδευσης είναι μεγαλύτερο από την ανωμαλία στην ακολουθία διάχυσης (σύγκριση με εικόνα 2.38Γ,Δ). Αυτό καλείται αναντιστοιχία diffusion-perfusion και υποδηλώνει την ύπαρξη πιθανού διασώσιμου εγκεφαλικού ιστού (δείτε κείμενο).





**Εικ 3.19** Υποτροπή κήλης μεσοσπονδύλιου δίσκου. Εγκάρσια εικόνα T1 προ (A) και μετά τη χορήγησης σκιαγραφικού μέσου σε έναν ασθενή με μια μεγάλη υποτροπιάζουσα κήλη δίσκου. Είναι σημαντικό να μπορούμε να διακρίνουμε μια υποτροπή από την επισκληρίδιο ίνω-

ση καθώς η δεύτερη δεν αποτελεί ένδειξη για νέα επέμβαση. Όταν οι εικόνες ληφθούν αμέσως μετά τη χορήγηση του σκιαγραφικού, ο δίσκος παρουσιάζει μόνο περιφερική ενίσχυση (βέλη), εύρημα που οφείλεται στην παρουσία φλεγμονώδους ιστού.



**Εικ 3.20** Μετεγχειρητική επισκληρίδια ίνωση. Εγκάρσια εικόνα T1 προ (A) και μετά (B) τη χορήγηση σκιαγραφικού μέσου σε ασθενή με μετεγχειρητική επισκληρίδιο ίνωση. Συγκρίνετε με την Εικ. 3.18. Η επισκληρίδια ίνωση παρουσιάζει πλήρη σκιαγραφική ενίσχυση σε όλη

της την έκταση. Στο παράδειγμα αυτό, και ο δεξιός και ο αριστερός επισκληρίδιος χώρος ενισχύονται. Η εντόπιση της ενίσχυσης εξαρτάται από την οδό χειρουργικής προσπέλασης. Επομένως μπορεί να ενισχύεται μόνο μια πλευρά ή και οι δύο πλευρές του χώρου αυτού.

ήπια σκιαγραφική ενίσχυση (Εικ 3.19), ενώ η επισκληρίδια ίνωση ενισχύεται έντονα, ιδιαίτερα τα πρώτα χρόνια μετά την επέμβαση (Εικ. 3.20). Παρόλα αυτά, μικρά θραύσματα δίσκου ή «παλαιές» υποτροπιάζουσες κήλες μπορούν σταδιακά να παρουσιάζουν μεγαλύτερη σκιαγραφική ενίσχυση λόγω δευτεροπαθών φλεγμονωδών αλλαγών.

Αξίζει να σημειωθεί ότι όταν ένα μεσοσπονδύλιο διάστημα ελαττώνεται μετά από δισκεκτομή, είναι δυνατόν να υπάρξει δευτερευόντως στένωση των μεσοσπονδύλιων τρημάτων η οποία μάλιστα να προκαλεί άλγος με νευρική κατανομή χωρίς να αναγνωρίζεται υποτροπή της κήλης.

Η Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (MRI) αποτελεί την πλέον ευέλικτη απεικονιστική τομογραφική μέθοδο στην κλινική πρακτική. Οι συνεχείς τεχνικές βελτιώσεις που έχει υποστεί έχουν αυξήσει σημαντικά το εύρος των εφαρμογών της. Στην παρούσα φάση, η Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού δεν αποτελεί μόνο τη σημαντικότερη διαγνωστική απεικονιστική μέθοδο στη νευροακτινολογία και στην ακτινολογία του μυοσκελετικού, αλλά έχει εξελιχθεί σε πολύτιμο εργαλείο σε διαγνωστικές εφαρμογές της κοιλιακής χώρας, της πύελου, της καρδιάς, του μαστού και των αγγείων. Αυτό το σύγγραμμα προσφέρει πρακτικές, χαμηλού κόστους, κατευθυντήριες οδηγίες για τον εξορθολογισμό του φόρτου εργασίας σε πολυάσχολα MRI τμήματα. Σε αυτήν την τρίτη έκδοση, όλα τα κεφάλαια έχουν αναθεωρηθεί, και, έχουν προστεθεί νέες τεχνικές και εικόνες ώστε να παρουσιαστούν τα πλέον πρόσφατα πρωτόκολλα απεικόνισης. Το εύρος και το πεδίο εφαρμογής της γνώσης που προσδίδει το παρόν σύγγραμμα δε θα βοηθήσει μόνο τους αρχάριους στην προσπάθεια να κατανοήσουν την Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού, αλλά θα ενισχύσει τη γνωστική βάση και την πρακτική κατανόηση των περισσότερο προχωρημένων διαγνωστών.

Reimer  
Parizel  
Meaney  
Stichnoth  
**Κλινική MR Απεικόνιση**  
Μια Πρακτική Προσέγγιση

ISBN 978-960-6802-50-8



9 789606 802508