

**Πίνακας 1.2** → Συγκέντρωση νερού [Mansfield και Morris 1982] και χρόνοι χαλάρωσης σε ιστούς υγιών ενηλίκων για  $B_0=1,5T$

Ιστός	Συγκέντρωση νερού	T1	T2
Εγκεφαλική φαιά ουσία	84%	920 ms	101 ms
Εγκεφαλική λευκή ουσία	71%	780 ms	76 ms
Εγκεφαλονωτιαίο υγρό	97%	3270 ms	1660 ms
Σκελετικός μύς	79%	860 ms	47 ms
Καρδιά	80%	860 ms	57 ms
Ήπαρ	71%	620 ms	43 ms
Νεφρός	81%	1200 ms	58 ms
Σπλήνας	79%	1070 ms	62 ms
Υποδόριο λίπος	-	230 ms	85 ms

### Χαλάρωση

Μικροσκοπικά η εφαρμογή ενός παλμού RF προσθέτει ενέργεια στο σύστημα και μειώνει τον αριθμό των πυρήνων με άνω στροφορμή. Την ίδια στιγμή, το πεδίο  $B_1$  παράγει ένα συγχρονισμό φάσης που αναγκάζει τα μαγνητικά δίπολα να προπορευτούν συνεκτικά, ή στην ίδια φάση (Εικ. 1.4). Η κατάσταση μαγνήτισης που δημιουργείται ( $M_z \neq M_0$  και  $M_{xy} \neq 0$ , Εξίσωση 3) είναι διαφορετική από την κατάσταση ισορροπίας που φαίνεται στην **Εικόνα 1.2**.

Αφού σβήσει ο παλμός RF, το σύστημα στροφορμής έχει την τάση να επιστρέφει στην κατάσταση ισορροπίας. Αυτό το γεγονός αποκαλείται χαλάρωση και έχει δύο συνιστώσες:

- Μια αύξηση στη συνιστώσα μαγνήτισης z λόγω της επιμήκους χαλάρωσης
- Μια φθορά της συνιστώσας μαγνήτισης x-y λόγω της εγκάρσιας χαλάρωσης

Η αύξηση στη  $M_z$  συνήθως ακολουθεί ένα εκθετικό νόμο:

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (\text{μετά από ένα παλμό } 90^\circ) \quad (\text{Εξίσωση 4})$$

Η επιμήκης χαλάρωση οδηγεί σε μια αύξηση των πυρήνων με άνω στροφορμή, σύμφωνα με την κατανομή Boltzmann. Αυτό απαιτεί μια μεταφορά ενέργειας από το σύστημα στροφορμής στην περιβάλλουσα συστοιχία πυρήνων, που αποκαλείται «lattice». Αυτό το γεγονός ονομάζεται και χαλάρωση στροφορμής-lattice. Ο χρόνος επιμήκους χαλάρωσης  $T_1$  είναι ο χρόνος που απαιτείται για την επαναφορά της επιμήκους μαγνήτισης  $M_0$  κατά 63% περίπου. Η επαφή μεταξύ του συστήματος στροφορμής και του lattice παράγεται με κυμαινόμενα τοπικά μαγνητικά πεδία. Η παρουσία παρακείμενων μαγνητικών διπόλων στο σύνολο της στροφορμής οδηγεί στην ανάπτυξη ενός ασθενούς διπολικού μαγνητικού πεδίου (<1 mT), που προστίθεται στο  $B_0$ . Η θερμική κίνηση (μοριακή κίνηση Brownian, γρήγορη μοριακή περιστροφή) παράγει μια σταθερή αλλαγή στο μέγεθος και την κατεύθυνση αυτού του τοπικού προστιθέμενου πεδίου. Αν η εγκάρσια συνιστώσα αυξομειώνεται στη συχνότητα του Larmor, τότε (όπως στη διέγερση συντονισμού από το  $B_1$ ) η ενέργεια μπορεί να μεταφερθεί στην περίπτωση αυτή από το σύστημα στροφορμής στην μοριακή κίνηση. Το καθαρό αποτέλεσμα είναι μια μετάβαση μεταξύ των καταστάσεων στροφορμής. Επειδή η  $\nu_0$  είναι εξαρτώμενη από το πεδίο (Εξίσωση 1),  $T_1$  μεταβάλλεται με το  $B_0$ .

Η φθορά της εγκάρσιας μαγνήτισης συνήθως περιγράφεται από τον εκθετικό νόμο:

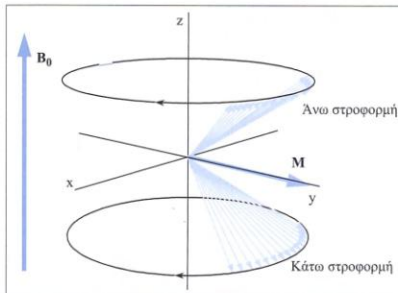
$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad (\text{μετά από ένα παλμό } 90^\circ) \quad (\text{Εξίσωση 5})$$

Η εγκάρσια μαγνήτιση οδηγεί σε απώλεια της συνοχής της φάσης. Είναι εφικτή από γεγονότα μέσα στο σύστημα στροφορμής και δεν απαιτεί καμιά

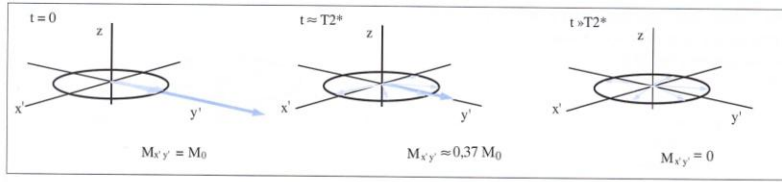
➔ Η επιμήκης χαλάρωση απαιτεί τη μεταφορά ενέργειας από το σύστημα στροφορμής στην περιβάλλουσα συστοιχία πυρήνων που αποκαλείται «lattice» (χαλάρωση στροφορμής-lattice).

➔ Μετά την παύση του παλμού ραδιοσυχνότητας (RF) το σύστημα στροφορμής έχει την τάση να επιστρέψει σε κατάσταση ισορροπίας. Αυτή η διαδικασία αποκαλείται χαλάρωση.

➔ Η εγκάρσια χαλάρωση βασίζεται σε συμβάντα εντός του συστήματος στροφορμής και δεν απαιτεί ανταλλαγή ενέργειας με το περιβάλλον (χαλάρωση στροφορμής - στροφορμής). Οδηγεί σε απώλεια συγχρονισμού φάσης.



**Εικ. 1.4** Σχηματισμός της συνιστώσας εγκάρσιας μαγνήτισης μέσω εξισορρόπησης συναφούς με τη φάση των επιπέδων στροφορμής των πρωτονίων μετά από την εφαρμογή ενός παλμού  $90^\circ$ .



**Εικ. 1.5** Απόπτωση της εγκάρσιας μαγνήτισης λόγω ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου. Οι μαγνήτισεις που συγκεντρώθηκαν από διαφορετικές περιοχές στο δείγμα έχουν ελαφρώς διαφορετικές συχνότητες προπόρευσης, με αποτέλεσμα μια σταδιακή απώλεια της φάσης των ξεχωριστών εγκάρσιων συνιστωσών.

μεταφορά ενέργειας από το περιβάλλον. Έτσι ονομάζεται και *χαλάρωση στροφορμής-στροφορμής*. Ο χρόνος χαλάρωσης εγκάρσιας μαγνήτισης  $T_2$  είναι ο χρόνος που απαιτείται για το  $M_{xy}$  να φθαρεί στο 37% περίπου του αρχικού του μεγέθους.

Οι μεταβάσεις των στροφορμών οδηγούν σε μια τυχαιοποίηση του προσανατολισμού της φάσης (συμβαινουν χωρίς μνήμη φάσης) και καταστρέφουν κάθε συνοχή που μπορεί να παρουσιαστεί. Λόγω αυτού του γεγονότος, η επιμήκης χαλάρωση προκαλεί και εγκάρσια χαλάρωση, ώστε ο  $T_1$  να μην είναι ποτέ βραχύτερος του  $T_2$ . Διακυμάνσεις στην επιμήκη συνιστώσα του διπόλου πεδίου επίσης συνεισφέρουν στη χαλάρωση  $T_2$ . Αυτό οδηγεί σε σταθερές, ελαφρές μεταβολές στην ισχύ του τοπικού μαγνητικού πεδίου και (σύμφωνα με την Εξίσωση 1) στη συχνότητα Larmor στην εντόπιση του πυρήνα. Λόγω του ότι η φάση δίνεται από το γινόμενο της συχνότητας και του χρόνου, αυτό σημαίνει ότι μια αυξημένη διασπορά φάσης (απώλεια συνοχής) λαμβάνει χώρα στο σύνολο της στροφορμής. Αυτό το δυναμικό φαινόμενο δεν συνδέεται με μια συγκεκριμένη διακύμανση της συχνότητας και δεν αλλάζει τα νοήματα των πυρήνων που απαρτίζουν τα επίπεδα στροφορμής (δεν προκαλεί χαλάρωση  $T_1$ ).

Πειράματα έχουν δείξει ότι η  $M_{xy}$  συχνά αποσβένεται γρηγορότερα από ότι ο χρόνος χαλάρωσης  $T_2$  προσδιορίζει. Αυτό είναι αποτέλεσμα μιας στατικής μεταβολής του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου στην εξεταζόμενη περιοχή (π.χ. λόγω κατασκευαστικών χαρακτηριστικών στο μαγνήτη). Παρόμοια συμβάντα μπορούν να προκληθούν από μεταβολές στη μαγνητική ευαισθησία της εξεταζόμενης δομής (ο βαθμός μαγνήτισης σε απάντηση στο εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο), φαινόμενο ιδιαίτερα έντονο στη ζώνη μεταξύ αέρα και ιστού. Συνεπώς με αυτό το προφίλ του  $B_0$ , η εγκάρσια μαγνήτιση πρέπει επίσης να περιστραφεί σε διαφορετικές συχνότητες γύρω από τον άξονα  $z$  σε διαφορετικές περιοχές. Ως αποτέλεσμα, οι μαγνήτισεις που προέρχονται από διαφορετικές περιοχές στην εξεταζόμενη περιοχή έχουν την τάση να εξουδετερώνουν η μια την άλλη σε βάθος χρόνου (Εικ. 1.5).

Το συνδυασμένο αποτέλεσμα της ανομοιογένειας του πεδίου  $\delta B_0$  και της καθαρής χαλάρωσης στροφορμής-στροφορμής μπορεί να εκφραστεί ως συνολικός εγκάρσιος χρόνος χαλάρωσης  $T_2^*$ :  $1/T_2^* = (1/T_2) + \gamma \delta B_0$ . Γενικά είναι αληθές ότι  $T_1 \geq T_2 \geq T_2^*$ .

➡ Το συνδυασμένο αποτέλεσμα της ανομοιογένειας του πεδίου  $\delta B_0$  και της καθαρής χαλάρωσης στροφορμής - στροφορμής μπορεί να εκφραστεί ως συνολικός εγκάρσιος χρόνος χαλάρωσης  $T_2^*$ :  $1/T_2^* = (1/T_2) + \gamma \delta B_0$ .

## Απόσβεση Ελεύθερης Απαγωγής και Ηχώ Σημάτων

Λόγω της εγκάρσιας χαλάρωσης, η εφαρμογή ενός παλμού RF προκαλεί μια απόσβεση του σήματος στο πηνίο λήψης που ονομάζεται *απόσβεση ελεύθερης απαγωγής* (FID, Εικ. 1.6).

Καθώς μόνο η εγκάρσια μαγνήτιση συμμετέχει στη δημιουργία σήματος, το αποτέλεσμα της επιμήκους μαγνήτισης δεν είναι άμεσα ορατό. Αυτό το γεγονός παρατηρείται μόνο σε επαναλαμβανόμενες ακολουθίες, λόγω του ότι το εύρος του σήματος εξαρτάται από το βαθμό που η επιμήκης μαγνήτιση μπορεί να αποκτήσει κλίση στο επίπεδο  $x-y$ .

Ο χρόνος διαλείμματος μεταξύ δύο διαδοχικών συνεχόμενων ακολουθιών αποκαλείται *χρόνος επανάληψης*,  $TR$ . Πέντε φορές ο χρόνος χαλάρωσης  $T_1$  απαιτείται ώστε περίπου το 99% του  $M_z$  να επανέλθει μέσω της επιμήκους μαγνήτισης (Εξίσωση 4). Η επιλογή του  $TR$  επιτρέπει να χρησιμοποιούνται οι διαφορές  $T_1$  μεταξύ των ιστών, ώστε να βελτιωθεί η αντίθεση της εικόνας. Ενώ με μεγά-

λους χρόνους επανάληψης μπορούν να χαλαρώσουν όλα τα συστατικά τελείως, επιλέγοντας ένα βραχύτερο  $TR$  είναι δυνατή η ενδεδειγμένη επαναφορά του  $M_z$  (και κατά συνέπεια της έντασης του σήματος) μόνο στους ιστούς που έχουν βραχύ χρόνο χαλάρωσης  $T_1$  (Εικ. 1.7).

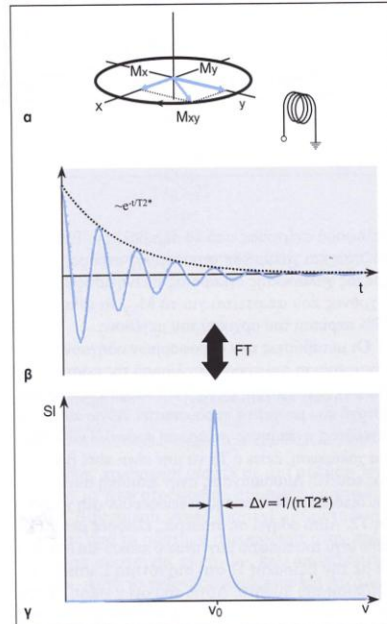
Η FID στην απεικόνιση με MR συνήθως κυριαρχείται από  $\delta B_0$  και χαρακτηρίζεται από το  $T_2^*$ . Ωστόσο μια παράμετρος μεγαλύτερου ενδιαφέροντος από το  $T_2^*$ , που επηρεάζεται από τις ανομοιογένειες του μαγνήτη και άλλες παραμέτρους, είναι συχνά ο χρόνος χαλάρωσης  $T_2$  που είναι μια ιδιότητα περισσότερο εξαρτώμενη από το είδος του ιστού. Οι ακολουθίες spin echo (SE) επιτυγχάνουν ένα σήμα που εξαρτάται από το  $T_2$  παρά από το  $T_2^*$  (Εικ. 1.8).

Ανομοιογένειες του πεδίου που οδηγούν στην απόσβεση του FID δεν εξαρτώνται από το χρόνο και έτσι αυτή η αποσύνθεση της φάσης μπορεί να ανα-

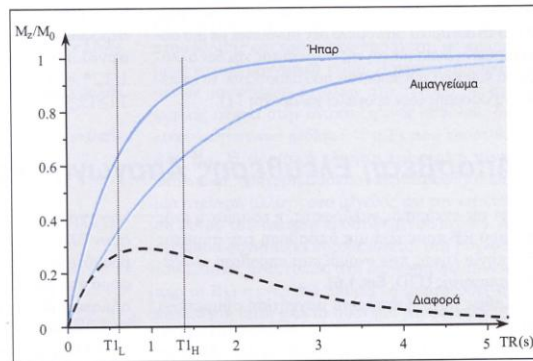
➡ Ο χρόνος μεταξύ δύο διαδοχικών συνεχόμενων ακολουθιών παλμών αποκαλείται χρόνος επανάληψης,  $TR$ . Η επιλογή του  $TR$  επιτρέπει να χρησιμοποιούνται οι διαφορές  $T_1$  μεταξύ των ιστών, ώστε να βελτιωθεί η αντίθεση της εικόνας.

**Εικ. 1.6α-γ** Απώλεια ελεύθερης απαγωγής (FID) μετά την εφαρμογή ενός παλμού ραδιοσυχνότητας (RF).

- α,β** Η εγκάρσια μαγνήτιση, με συνιστώσες  $M_x$  και  $M_y$  (α), προκαλεί ένα εναλλασσόμενο δυναμικό SI στο πηνίο λήψης. Λόγω της εγκάρσιας χαλάρωσης, το σήμα του δυναμικού μειώνεται με μια χρονική σταθερά  $T_2^*$  (β).
- γ** Η πληροφορία της συχνότητας μπορεί να εμφανιστεί ως ένα φάσμα μέσω του μετασχηματισμού Fourier (FT).



**Εικ. 1.7** Η ένταση σήματος ως απάντηση σε επαναλαμβανόμενες εφαρμογές παλμών ( $\alpha=90^\circ$ ,  $B_0=1,5\text{ T}$ ) και ως μια λειτουργία του χρόνου επαναληψιμότητας (TR) για υγιή ηπατικό ιστό ( $T_{1L}=0,62\text{ s}$ ) και ένα αιμαγγείωμα ( $T_{1H}=1,4\text{ s}$ ). Ιδανική  $T_1$  αντίθεση επιτυγχάνεται στο παράθυρο χρόνου  $T_{1L} < TR < T_{1H}$ .

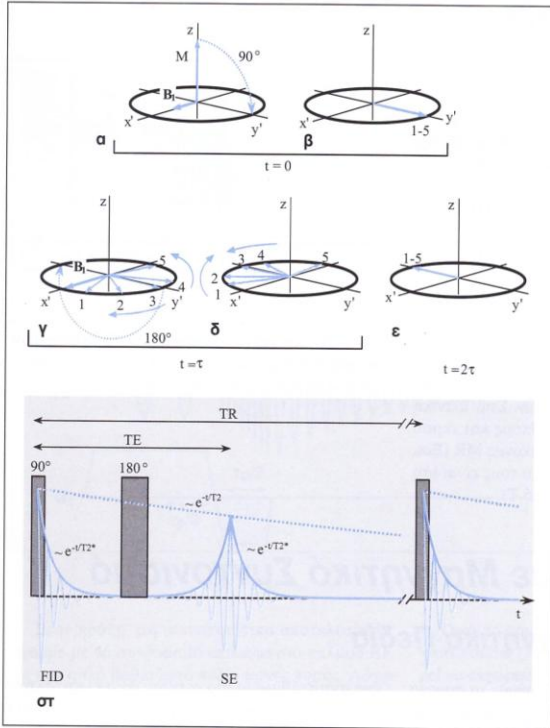


■ Ως αποτέλεσμα της χαλάρωσης στροφορμής προς στροφορμή, το εύρος του σήματος ηχούς μειώνεται με τη χρονική σταθερά  $T_2$  με αύξηση του χρόνου ηχούς, TE. Η ακολουθία SE κάνει δυνατή τη χρήση του  $T_2$  ως μίας σταθερής παραμέτρου βασισμένης σε μια προεπιλεγμένη τιμή TE.

στραφεί με την εφαρμογή παλμού  $180^\circ$  (που ονομάζεται *παλμός επανεστίασης*). Αυτό δεν εφαρμόζεται σε παράλληλα, μη αναστρέψιμα  $T_2$  γεγονότα.

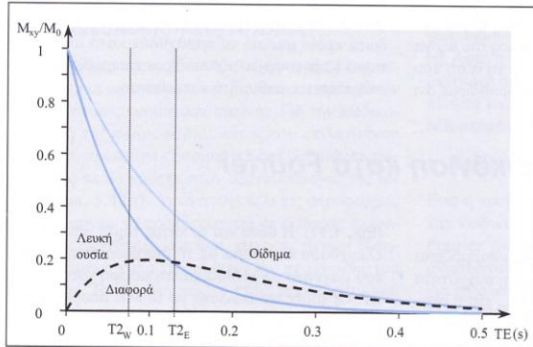
Ως αποτέλεσμα της χαλάρωσης στροφορμής προς στροφορμή, το εύρος του σήματος ηχούς μειώνεται με τη χρονική σταθερά  $T_2$  με αύξηση του χρόνου ηχούς, TE. Σήματα στροφορμής παράγονται όχι μόνο μετά από διεγερτικούς παλμούς  $180^\circ$  αλλά και μετά το συνδυασμό δύο παλμών με μια αυθαίρετη γωνία, περίπτωση στην οποία επιτυγχάνεται

μερική μόνο επανεστίαση (εύρος σήματος μικρότερο από το μέγιστο). Η ακολουθία SE κάνει δυνατή τη χρήση  $T_2$  ως μια σταθερή παράμετρο βασισμένη σε μια προεπιλεγμένη τιμή TE (Εικ. 1.9). Με ένα βραχύ χρόνο ηχούς, οι διαφορές  $T_2$  θα έχουν μικρή επίπτωση στην ένταση του σήματος. Πάντως, με την αύξηση του TE, ισχυρά σήματα λαμβάνονται μόνο από ιστούς με μακρύ χρόνο χαλάρωσης στροφορμής προς στροφορμή.



**Εικ 1.8α-στ** Ένα πείραμα spin-echo σε ένα περιστρεφόμενο σύστημα συντεταγμένων.

- α,β** Ένας αρχικός παλμός  $90^\circ$  (α) εφαρμόζεται οδηγώντας τη μαγνήτιση στο επίπεδο  $x'-y'$  (β). Ανομοιογένειες του πεδίου οδηγούν στην απώλεια φάσης των μαγνητίσεων που εφαρμόζονται από διαφορετικά σημεία με νούμερα 1-5.
- γ** Ένας αναστροφος παλμός εφαρμόζεται στο χρόνο  $\tau$ , γυρνώντας τα ανύσματα  $180^\circ$ .
- δ,ε** Χωρίς να μεταβάλλει την ταχύτητά τους ή την κατεύθυνση περιστροφής, αυτό αναγκάζει τα ανύσματα να μετακινηθούν πιο κοντά το ένα στο άλλο (δ) και τελικά να συμπλησιάσουν κατά μήκος του αρνητικού άξονα  $y'$  (ε).
- στ** Το εύρος του σήματος ανακάτται πάλι στο πηνίο λήψης, και η μέγιστη τιμή του μετρείται στο χρόνο ηχούς  $TE=2\tau$ .



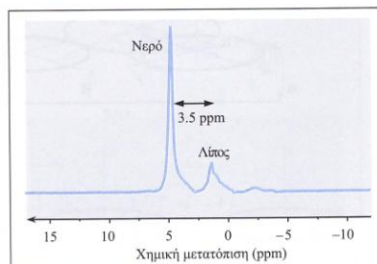
**Εικ. 1.9** Η ένταση του σήματος στο πείραμα spin-echo (SE) ως λειτουργία του χρόνου ηχούς (TE) για την υγιή λευκή εγκεφαλική ουσία ( $T2_w=76 \text{ ms}$ ) και μία οιδηματώδη περιοχή ( $T2_e=130 \text{ ms}$ ). Ιδανική T2 αντίθεση επιτυγχάνεται στο παράθυρο χρόνου  $T2_w < TE < T2_e$ .

## Χημική Μετατόπιση

Η Εξίσωση 1 αποδίδει μια ακριβή συχνότητα συντονισμού για «γυμνούς» πυρήνες των ατόμων. Στην πραγματικότητα όμως ο πυρήνας περιβάλλεται από ένα σύννεφο ηλεκτρονίων που έχει τις δικές του μαγνητικές ιδιότητες (διαμαγνητισμός, παραμαγνητισμός). Ως αποτέλεσμα, το νέφος ηλεκτρονίων έχει ένα αποτέλεσμα ελαφράς θωράκισης προς το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο στην εντόπιση του πυρήνα, προκαλώντας μια μετατόπιση στην οριζόμενη συχνότητα Larmor.

Αυτό το φαινόμενο αποκαλείται *χημική μετατόπιση*, εξαρτάται δε από την ακριβή διάταξη των ηλεκτρονίων στο μόριο. Αυξάνεται γραμμικά με το  $B_0$  και είναι η πιο σημαντική μετρήσιμη παράμετρος στην NMR φασματοσκοπία, καθώς επιτρέπει τον εντοπισμό των χημικών ενώσεων. Στην κλινική MRI, τα πρωτόνια των μορίων λίπους και νερού συμβάλλουν στη δημιουργία της εικόνας MR (Εικ. 1.10). Η χημική μετατόπιση μεταξύ τους είναι ίση με 3,5 ppm (περίπου 200 Hz στα 1,5 T).

➔ Η μετατόπιση στην οριζόμενη συχνότητα Larmor εξαρτάται από την ακριβή διάταξη των ηλεκτρονίων στο μόριο. Η χημική μετατόπιση επιτρέπει τον εντοπισμό των χημικών ενώσεων.



Εικ. 1.10 Χημική μετατόπιση μεταξύ πρωτονίων σε μόρια νερού και λίπους. Εικονογραφημένο για ένα φάσμα  $^1\text{H}$  του γαστροκνήμιου μυ.

## Απεικόνιση με Μαγνητικό Συντονισμό

### Βαθμιδωτά Μαγνητικά Πεδία

➔ Πριν να μπορέσουν να χρησιμοποιηθούν τα σήματα του μαγνητικού συντονισμού για την παραγωγή εικόνας, πρέπει να κωδικοποιηθούν χωρικά.

Πριν να μπορέσουν να χρησιμοποιηθούν τα σήματα του μαγνητικού συντονισμού για την παραγωγή εικόνας, πρέπει να καθοριστεί η ακριβής θέση από όπου δημιουργούνται αυτά τα σήματα. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται *χωρική κωδικοποίηση* και επιτυγχάνεται με την επιτροβολή ενός *βαθμιδωτού πεδίου G* επί του  $B_0$ , ώστε η ισχύς του μαγνητικού πεδίου να μεταβάλλεται με ελεγχόμενο τρόπο κατά μήκος του σχεδιαζόμενου άξονα. Πρακτικά μια γραμμική μεταβολή του πεδίου παράγεται με την εφαρμογή ενός σταθερού βαθμιδωτού πεδίου. Για παράδειγμα, το εύρος του πεδίου ως απάντηση στο βαθμιδωτό πεδίο  $G_x$  (μετρημένο σε T/m) κατά μήκος του άξονα  $x$  ισούται με  $B_0 + G_x x$ . Ορίζοντας  $x=0$  τη θέση που εξαφανίζεται η επίδραση του πηνίου, βρίσκουμε ότι

ένα *αντιστάθμισμα συχνότητας*  $\Delta\nu_0(x)$  καταλήγει στην κατεύθυνση του βαθμιδωτού πεδίου, και η εγκάρσια συνιστώσα μετά από ένα χρόνο  $t$  έχει μια γωνία φάσης εξαρτώμενη από τη θέση, της τάξης:

$$\Delta\phi = 2\pi \Delta\nu_0 t = \gamma G_x x t = k_x x \quad (\text{Εξίσωση 6})$$

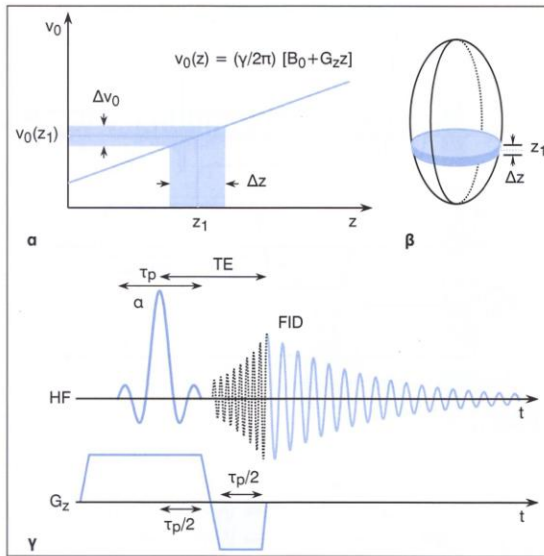
Η ποσότητα  $k_x = \gamma G_x t$  αντιπροσωπεύει τον αριθμό των ταλαντώσεων ανά μονάδα μήκους (μετρούμενο σε rad/m) αποκαλείται δε «*χωρική συχνότητα*». Τα βαθμιδωτά πεδία, όπως και η ενέργεια RF, εφαρμόζονται στη μορφή των *βραχέων παλμών*. Τα βαθμιδωτά πεδία μπορεί να παραχθούν κατά μήκος και των 3 Καρτεσιανών αξόνων ή να επιπροβληθούν σε οποιαδήποτε επιθυμητή κατεύθυνση.

### Δυσδιάστατη Απεικόνιση κατά Fourier

#### Επιλογή Τομής

Όταν ένα βαθμιδωτό μαγνητικό πεδίο εφαρμόζεται κατά τη διάρκεια μιας RF διέγερσης, η συχνότητα Larmor γίνεται εξαρτώμενη της θέσης, και η συνθήκη συντονισμού στην Εξίσωση 1 ικανοποιείται μόνο σε ένα στενό επίπεδο που αποκαλείται τομή

(Εικ. 1.11). Η θέση και το πάχος τομής μπορούν να ελεγχθούν ελεύθερα με τη διόρθωση της ισχύος του μαγνητικού πεδίου και τη μορφή του παλμού RF. Οι τομές απεικόνισης με το MR μπορεί να παραχθούν σε κάθε επιθυμητό προσανατολισμό με τη μεταβολή του βαθμιδωτού πεδίου.



Εικ. 1.11α-γ Η αρχή του παλμού διέγερσης ανά επιλεγμένη τομή.

- α Ένα σταθερό βαθμιδωτό μαγνητικό πεδίο (εδώ  $G_z$ ) προκαλεί μια γραμμική αύξηση στο  $B_0$  και στο  $\nu_0$  (εδώ κατά μήκος του άξονα  $z$ ).
- β Με την εφαρμογή του παλμού RF με εύρος  $\Delta\nu_0$  η κατάσταση συντονισμού ικανοποιείται μόνο εντός μιας τομής πάχους  $\Delta z$  στη θέση  $z_1$  και θα διεγερθεί από τον παλμό.
- γ Επιλεκτική διέγερση μπορεί να παραχθεί με την εφαρμογή παλμών που μεταβάλλονται στο εύρος ή τη φάση μαζί με το πεδίο επιλογής τομής. Ένα διπολικό πεδίο χρησιμοποιείται και η απόσβεση ελεύθερης απαγωγής (FID) αναγνωρίζεται ως μια ηχώ βαθμιδωτού πεδίου, για την αντιστάθμιση της απώλειας φάσης λόγω του βαθμιδωτού πεδίου εντός της διεγερμένης τομής.

Στην πράξη, μη ικανοποιητικά αποτελέσματα έχουμε με το συνδυασμό επιλεγμένου παλμού RF με ένα απλό βαθμιδωτό πεδίο μονής τομής. Λόγω του ότι η  $\nu_0$  επίσης μεταβάλλεται εντός της τομής, η μαγνήτιση υπόκειται σε μια διασπορά φάσης, με αποτέλεσμα ένα ασθενές σήμα.

Αυτή η απώλεια φάσης λόγω του βαθμιδωτού πεδίου μπορεί να επανεστιαστεί με τη χρήση ενός διπολικού μαγνήτη στον οποίο το εύρος αντιστρέφεται με τη λήξη του παλμού RF. Το σήμα που παράγεται με αυτή τη μέθοδο αποκαλείται ηχώ βαθμιδωτών πεδίων (GE).

### Κωδικοποίηση Συχνότητας

Με τη χρήση της μεθόδου επιλογής τομής όπως περιγράφηκε ανωτέρω, είναι δυνατό να παραχθούν δυσδιάστατες τμηματικές εικόνες. Για την κωδικοποίηση της πληροφορίας εντός του επιλεγμένου πλάνου, πρέπει να εφαρμοστεί ένα βαθμιδωτό μαγνητικό πεδίο κάθετα στον άξονα επιλογής της τομής (Εικ. 1.12α). Αυτό αναγκάζει τις στροφορμές των πυρήνων να προπορευούνται σε ελαφρώς διαφορετικές συχνότητες Larmor, και η  $\nu_0$  γίνεται θέση-εξαρτώμενη κατά τη διάρκεια της ανάγνωσης του σήματος. Το καταγεγραμμένο σήμα αποτελείται από ένα πρότυπο παρεμβολής, που σχηματίζεται από διαφορετικές συνιστώσες συχνότητων (Εικ. 1.12β).

Όταν το σήμα υπόκειται σε ένα μετασχηματισμό κατά Fourier (FT), η ένταση κάθε συνιστώσας μπορεί να εκχωρηθεί σε μια θέση στην κατεύθυνση της ανάγνωσης ή μίας κωδικοποιημένης συχνότητας βαθμιδωτού πεδίου βασισμένης στη συχνότητά του, παρόμοια με τον τρόπο που ένα πρίσμα διαθλά το φως στα φασματικά τμήματά του. Αυτή η κωδικοποίηση της συχνότητας έχει το αποτέλεσμα της προβολής των επιλεγμένων πρωτονίων στον άξονα του πεδίου (Εικ 1.12γ). Η αλληλουχία σημάτων καταγράφεται ψηφιακά και παρουσιάζεται με τη μορφή Nf σημείων. Επαναλαμβάνοντας την ακολουθία καθώς μεταβάλλεται η κατεύθυνση ανάγνωσης, επιτυγχάνουμε επιπρόσθετες προβολές που μπορεί να χρησιμοποιηθούν ώστε να ανασταθεί μια πλήρης εικόνα. Αυτή η τεχνική *προβολικής ανασύστασης (PR)* με ακτινωτή σάρωση είναι σχετικά μη-ευαίσθητη στην κίνηση και χρησιμοποιείται για παράδειγμα στην MR απεικόνιση της καρδιάς και των πνευμόνων.

### Κωδικοποίηση Φάσης

Ενώ η προβολική ανασύνθεση επικαλείται πλήρως την κωδικοποίηση της συχνότητας, η απεικόνιση Fourier χρησιμοποιεί επίσης και τη φάση για την ανασύσταση της εικόνας. Η βασική πληροφορία για τη φάση περιέχεται στην αρχική τιμή του FID. Ένα βαθμιδωτό πεδίο κωδικοποίησης φάσης, με κατεύθυνση κάθετα στην επιλεγμένη τομή και τα

→ Η απώλεια φάσης λόγω του βαθμιδωτού πεδίου μπορεί να επανεστιαστεί με τη χρήση ενός διπολικού μαγνήτη στον οποίο το εύρος αντιστρέφεται με τη λήξη του παλμού RF. Το σήμα που παράγεται με αυτή τη μέθοδο αποκαλείται ηχώ βαθμιδωτών πεδίων (GE).



αίματος με τη χρήση συμμετρικών πεδίων σε όλες τις κατευθύνσεις του χώρου. Αυτό συνεπάγεται καλύτερη αντίθεση μεταξύ του μυοκαρδίου και της κοιλότητας της κοιλίας. Επίσης, η σχέση σήματος προς θόρυβο (SNR) είναι σαφώς βελτιωμένη συγκριτικά με τις κλασσικές GE ακολουθίες.

Οι διάφοροι κατασκευαστές χρησιμοποιούν διαφορετικά ονόματα γι' αυτές τις ακολουθίες:

- FFE (fast field echo), με ή χωρίς T1 σκιαγράφιση
- FLASH (fast low-angle shot)
- FISP (fast imaging with steady precession)
- Fast-card

Αυτές οι ακολουθίες αντικατέστησαν τις κλασσικές GE ακολουθίες, που παραδοσιακά χρησιμοποιούνταν για την ανάλυση της καρδιακής λειτουργίας. Διαφέρουν σε ορισμένα θέματα. Στις T1 ζυγισμένες με χορήγηση γαδολίνιου FFE και FLASH ακολουθίες, η υπολειπόμενη εγκάρσια μαγνήτιση καταστέλλεται από ένα πεδίο πριν από κάθε βήμα κωδικοποιημένης φάσης. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της μετρούμενης μαγνήτισης στο επίπεδο x-y, με αποτέλεσμα ένα χαμηλότερο SNR. Λόγω του βραχέος χρόνου επανάληψης (TR) ωστόσο, πολλαπλές ταχείες επαναλήψεις είναι δυνατό να πραγματοποιηθούν ώστε η μαγνήτιση να φθάσει σε ένα επίπεδο δυναμικής ισορροπίας. Στις FFE χωρίς γαδολίνιο ακολουθίες και τις FISP ακολουθίες, η υπολειπόμενη μαγνήτιση στο εγκάρσιο επίπεδο επανεστιάζεται και χρησιμοποιείται για τη λήψη σήματος με την εναπόθεσή της στη μαγνήτιση που παράγεται στο επόμενο βήμα κωδικοποιημένης φάσης. Οι μικροί χρόνοι TR στις ακολουθίες επιτρέπουν την επαναλαμβανόμενη διέγερση μιας επιλεγμένης τομής ιστού κατά τη διάρκεια διαφορετικών φάσεων του καρδιακού κύκλου (τεχνική πολλαπλών φάσεων μονής τομής). Λόγω της κατάτμησης του k χώρου και της παρεμβολής των δεδομένων, πιο πολλές καρδιακές φάσεις αναδομούνται από αυτές που αρχικά λαμβάνονται, με συνέπεια τη μείωση του χρόνου λήψης. Η τεχνική λήψης τομής-τομής, προσφέρει καλύτερη χωρική διακριτική ικανότητα από την τεχνική πολλαπλών τομών σε πολλαπλές φάσεις.

Ταχείες ακολουθίες χωρίς ΗΚΓ καταγραφή μερικές φορές συνδυάζονται με τεχνικές παράλληλης απεικόνισης, που επιτρέπουν τη λήψη ως και 7 τομών σε ένα κράτημα αναπνοής και ήδη χρησιμοποιούνται στην κλινική πρακτική. Οι πολύ μικροί χρόνοι TR των νέων ακολουθιών επιτυγχάνουν το στόχο της απεικόνισης πολλαπλών φάσεων σε πραγματικό χρόνο, αν και απαιτούν εξελιγμένη τεχνολογία πεδίων.

Η αξιολόγηση της λειτουργίας της αριστερής κοιλίας με το μαγνητικό συντονισμό με φαρμακολογικό στρες ή κόπωση θα αναλυθεί στο τμήμα των παθήσεων των στεφανιαίων (σελ. 114-123).

### Απεικόνιση Μυοκαρδίου με Πλέγμα Προκορεσμού (Tagging)

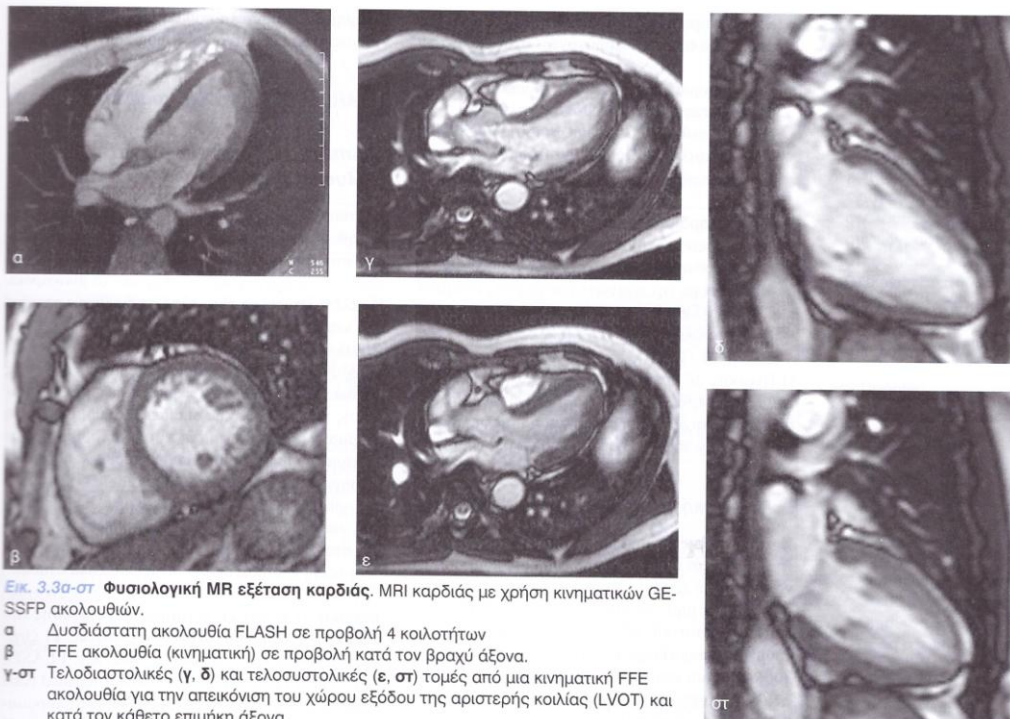
Το tagging του μυοκαρδίου είναι μια τεχνική που χρησιμοποιεί ακολουθίες GE άσπρου αίματος πολλαπλών φάσεων για την μη επεμβατική ανάδειξη και τη δισδιάστατη ή τρισδιάστατη ποσοτικοποίηση των ανωμαλιών κινητικότητας του μυοκαρδίου. Σε απόκτηση ενός ΗΚΓ σήματος σε τελοδιαστολή, εκλεκτικοί παλμοί κορεσμού εφαρμόζονται για τη δημιουργία ακτινωτού ή δικτυωτού πλέγματος γραμμών κορεσμού επάνω στο μυοκάρδιο με τη χρήση τεχνικής SPAMM (χωρική διαμόρφωση της μαγνήτισης) ή τεχνικής CSPAMM (συμπληρωματική χωρική διαμόρφωση της μαγνήτισης). Αυτό το μοντέλο παριστά λεπτές περιοχές χωρίς μαγνήτιση στο μυοκάρδιο. Ο ιστός με πλέγμα δείχνει ένα σχετικό κενό σήματος μετά από ένα διάλειμμα που ακολουθεί τους παλμούς κορεσμού. MR tagging συνήθως γίνεται σε προβολή κατά τον βραχύ και τον επιμήκη άξονα της καρδιάς [Maccieira και συν. 2006].

Καθώς η καρδιά συσπάται κατά τη συστολή, το μοντέλο του πλέγματος γραμμών διαστρεβλώνεται με τρόπο που αντιστοιχεί με την κίνηση του τοιχώματος του μυοκαρδίου. Μια ακολουθία πολλαπλών φάσεων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανάλυση των ακτινωτών κινήσεων και των δυνάμεων ελκυσμού του μυοκαρδίου τόσο ποσοτικά όσο και ποιοτικά, με υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα. Η μετα-ανάλυση των δεδομένων που έχουν ληφθεί είναι μια χρονοβόρος διαδικασία επί του παρόντος, και κατά συνέπεια το MR tagging δεν χρησιμοποιείται συνήθως στην κλινική πρακτική.

### Ογκομετρία και Συνολική Λειτουργία του Μυοκαρδίου

Η λειτουργική μελέτη της καρδιάς βασίζεται στη μέτρηση της συνολικής λειτουργίας του μυοκαρδίου, με υπολογισμό των παραμέτρων και όγκων τόσο της δεξιάς όσο και της αριστερής κοιλίας. Επιπρόσθετα, βασίζεται στην ανάλυση των περιοχικών λειτουργιών του μυοκαρδίου και τον υπολογισμό της περιοχικής κίνησης του μυοκαρδίου και του πάχους τοιχώματος. Η κλασσική πρακτική είναι να ληφθούν κινηματικές ακολουθίες κατά τον βραχύ και τον κάθετο και οριζόντιο επιμήκη άξονα της καρδιάς (Εικ. 3.2, 3.3). Η χωρική διακριτική ικανότητα για την ποσοτική ανάλυση της λειτουργίας του μυοκαρδίου θα πρέπει να είναι 50 ms ή λιγότερο για να επιτρέψει την ακριβή ανάλυση της κίνησης του τοιχώματος και την αξιολόγηση των λειτουργικών παραμέτρων με αποδεκτή ακρίβεια. Ειδικά λογισμικά ηλεκτρονικών υπολογιστών είναι απαραίτητα για την τυποποιημένη ερμηνεία της λειτουργικής μελέτης της καρδιάς.

Οι βασικές προβολές για την αξιολόγηση της λειτουργίας του μυοκαρδίου στις κινηματικές ακολουθίες, είναι οι προβολές κατά τον βραχύ άξονα, τον κάθετο και οριζόντιο επιμήκη άξονα.



**Εκ. 3.3α-στ** Φυσιολογική MR εξέταση καρδιάς. MRI καρδιάς με χρήση κινηματικών GE-SSFP ακολουθιών.

- α** Δυσδιάστατη ακολουθία FLASH σε προβολή 4 κοιλοτήτων  
**β** FFE ακολουθία (κινηματική) σε προβολή κατά τον βραχύ άξονα.  
**γ-στ** Τελοδιαστολικές (γ, δ) και τελοσυστολικές (ε, στ) τομές από μια κινηματική FFE ακολουθία για την απεικόνιση του χώρου εξόδου της αριστερής κοιλίας (LVOT) και κατά τον κάθετο επιμήκη άξονα.

**Όγκοι.** Οι όγκοι των κοιλιών μπορεί να υπολογισθούν σε ένα ή δύο επίπεδα με τη χρήση της *μεθόδου μήκους-εμβადού*. Λάθος αποτελέσματα λαμβάνονται όταν η μορφολογία της κοιλίας δεν είναι ελλειψοειδής, όπως για παράδειγμα στις περιπτώσεις μετεμφραγματικής ίνωσης. Οι συνεχόμενες τομές κατά τον βραχύ άξονα της καρδιάς έχουν το πλεονέκτημα ότι προσφέρουν μια τρισδιάστατη απεικόνιση της γεωμετρίας της δεξιάς ή της αριστερής κοιλίας. Αντίθετα με τον καθιερωμένο για την κοιλιογραφία και την υπερηχοκαρδιογραφία, εδώ δεν απαιτείται ένα γεωμετρικό μοντέλο. Λόγω αυτού του πλεονεκτήματος, η MRI έχει γίνει η «χρυσή μέθοδος» για τον υπολογισμό της λειτουργίας της καρδιάς και της μάζας του μυοκαρδίου [Pattynama και συν. 1993, Alfakih και συν. 2003].

Στην ανάλυση των κινηματικών ακολουθιών, η πρώτη φάση που λαμβάνεται αμέσως μετά τον παλμό ορίζεται ως τελοδιαστολική φάση. Η φάση του καρδιακού κύκλου, στην οποία απεικονίζεται το μικρότερο εύρος αυλού της αριστερής κοιλίας στο ύψος των θηλοειδών μυών, ορίζεται ως τελοσυστολική φάση. Αναλύοντας τις εικόνες στο ύψος των

κολποκοιλιακών βαλβίδων, ο εξεταστής μπορεί να επαληθεύσει την τελοδιαστολική φάση (η τελευταία εικόνα πριν να ανοίξει η αορτική βαλβίδα) και την τελοσυστολική φάση (η τελευταία εικόνα πριν το άνοιγμα της μιτροειδούς βαλβίδας).

Όταν η επεξεργασία γίνεται με ειδικό πρόγραμμα ηλεκτρονικού υπολογιστή, το επικαρδιακό και το ενδοκαρδιακό περίγραμμα της αριστερής και δεξιάς κοιλίας σχεδιάζονται δια χειρός ή ημιαυτόματα, ώστε να υπολογισθεί το εμβαδόν της κοιλίας σε κάθε τομή. Τα εμβαδά της κάθε τομής πολλαπλασιάζονται με το πάχος τομής ( $\leq 10$  χιλ.) για να υπολογισθεί ο *τελοδιαστολικός όγκος* (EDV) και ο *τελοσυστολικός όγκος* (ESV: Μέθοδος Simpson).

Γνωρίζοντας τον τελοδιαστολικό και τελοσυστολικό όγκο μπορούμε να υπολογίσουμε στη συνέχεια τις εξής λειτουργικές παραμέτρους των κοιλιών:

- Όγκος παλμού (SV) = EDV-ESV (mL)
- Κλάσμα εξώθησης (EF) =  $SV/EDV \times 100$  (%)

Οι ακόλουθοι κανόνες μπορεί να είναι χρήσιμοι στην αναπαραγωγή της λειτουργικής ανάλυσης των εξετάσεων:



- Στην ογκομετρία των κοιλιών, οι θηλοειδείς μυς μπορεί να συμπεριλαμβάνονται στον αυλό των κοιλιών.
- Στην ογκομετρία της δεξιάς κοιλίας το όριο της κοιλίας θεωρείται η πνευμονική βαλβίδα
- Για τον υπολογισμό της μάζας του μυοκαρδίου, το μεσοκοιλιακό διάφραγμα θεωρείται τμήμα της αριστερής κοιλίας.

**Μάζα μυοκαρδίου.** Η μάζα μυοκαρδίου M υπολογίζεται αφαιρώντας τον επικάρδιο όγκο (V<sub>epi</sub>) από τον ενδοκάρδιο (V<sub>endo</sub>) και πολλαπλασιάζοντας το αποτέλεσμα με την σταθερά του βάρους του μυοκαρδίου, 1,05 g/mL:

$$\text{Μάζα μυοκαρδίου (M)} = [(V_{\text{epi}} + V_{\text{endo}}) / 2] \times 1,05 \text{ g/mL (g)}$$

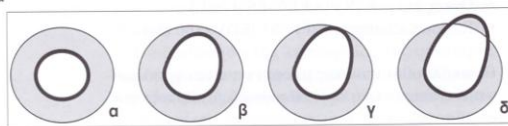
Ο Πίνακας 3.1 συνοψίζει τις τιμές αναφοράς για την ογκομετρία και τη συνολική λειτουργία της αριστερής και δεξιάς κοιλίας βασισμένες σε GE και SSFP (steady-state free precession) ακολουθίες.

### Περιοχική Τοιχωματική Κίνηση

Η ανάλυση της περιοχικής κίνησης του τοιχώματος της δεξιάς και της αριστερής κοιλίας μπορεί να γίνει εξίσου σε προβολή κατά τον βραχύ και τον επιμήκη άξονα μιας δυναμικής κινηματικής μελέτης MRI. Η ποσοτική ανάλυση των περιοχικών λειτουργικών παραμέτρων- πάχος τοιχώματος σε τελοδιαστολική φάση, πάχυνση τοιχώματος σε συστολική φάση και ποσοστό πάχυνσης, (Πίνακας 3.2) απαιτεί ειδικό πρόγραμμα ηλεκτρονικού υπολογιστή (λογισμικό επεξεργασίας).

**Πολυτμηματικά μοντέλα.** Είναι χρήσιμο για το σκοπό της ανάλυσης να κατηγοριοποιήσουμε την περιοχική κίνηση του τοιχώματος σε 4 βαθμούς κλινικής βαρύτητας: φυσιολογική κινητικότητα, υποκινησία, ακινησία και δυσκινησία (Εικ. 3.4). Η χρήση πολυτμηματικών μοντέλων συνιστάται ώστε να επιτρέψει την αναπαραγωγή της ανάλυσης και την αντικειμενική αναφορά των ευρημάτων. Καθιερωμένο μοντέλο αποτελεί το 17 τμημάτων μοντέλο που προτείνεται από την American Heart Association [Cerqueira και συν. 2002]. Επίσης ένα μοντέλο 14 τμημάτων μπορεί να χρησιμοποιηθεί στις κινηματικές ακολουθίες, μετά τη χορήγηση γαδολινίου και στις αγγειογραφίες των στεφανιαίων (Εικ. 3.5a) [Wu και συν. 2001], καθώς και το

**Εικ. 3.4α-δ**  
Σχηματική αναπαράσταση των περιοχικών ανωμαλιών της σύσπασης του μυοκαρδίου βασισμένη σε κλινική διαβάθμιση της βαρύτητας.  
α Φυσιολογική κινητικότητα  
β Περιοχική υποκινησία  
γ Περιοχική ακινησία  
δ Περιοχική δυσκινησία.



16 τμημάτων μοντέλο που δημοσιεύθηκε από την American Society of Echocardiography (Εικ. 3.5β).

### MRI Καρδιάς με Σκιαγραφική Ενίσχυση

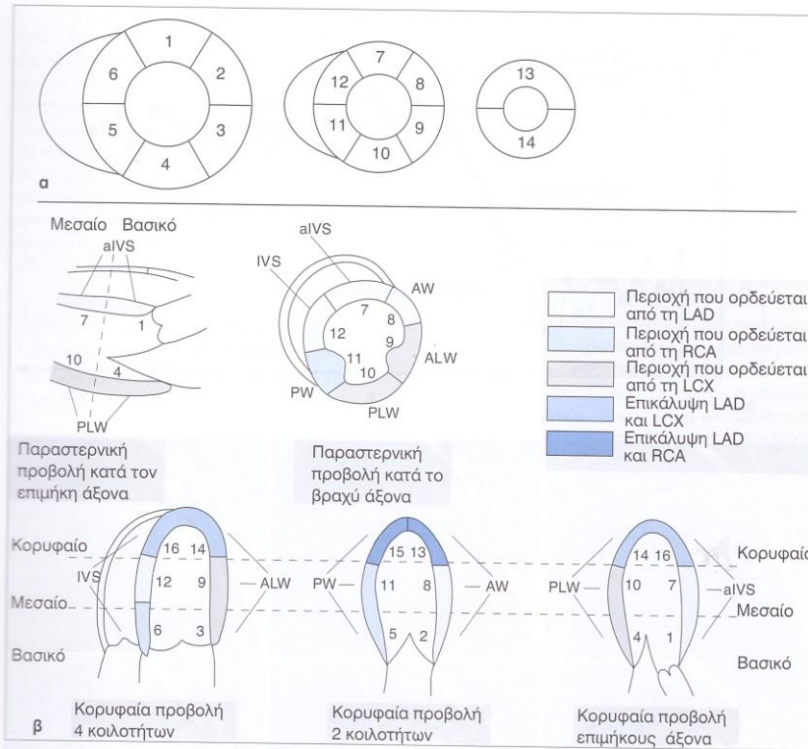
#### Απεικόνιση Αιμάτωσης του Μυοκαρδίου Πρώτης Διέλευσης

Επί του παρόντος η αιμάτωση του μυοκαρδίου είναι συνήθως μια μελέτη αμέσως μετά την έγχυση παραμαγνητικής ουσίας, που βασίζεται στο αρχικό πέρασμα της παραμαγνητικής ουσίας από το μυοκάρδιο. Η μελέτη μπορεί να γίνει τόσο σε συνθήκες ηρεμίας όσο και κατά τη φυσική ή φαρμακευτική κόπωση. Η μέθοδος χρησιμοποιείται κυρίως για τη διάγνωση αιμοδυναμικά σημαντικής στεφανιαίας νόσου της καρδιάς, αναδεικνύοντας περισχές μειωμένης αιμάτωσης παραμαγνητικής ουσίας. Η αναδιανομή ή η μικροαγγειακή απόφραξη που ακολουθεί το έμφραγμα του μυοκαρδίου μπορεί να διαγνωσθεί ανάλυντας την αιμάτωση του μυοκαρδίου σε συνθήκες ηρεμίας. Άλλες εναλλακτικές μέθοδοι απεικόνισης, για παράδειγμα με βάση τα επίπεδα του οξυγόνου στο αίμα (BOLD) ή ο προσδιορισμός της στεροφορμής, βρίσκονται ακόμα σε πειραματικό στάδιο.

**Τεχνική.** Η ποσοτική εκτίμηση της διάχυσης του μυοκαρδίου (Εικ. 3.6) απαιτεί υπερταχείες T1 ζυγισμένες single-shot GE ακολουθίες- π.χ. FLASH, TFE, TFE-EPI, FGRET (fast gradient-recalled echo train) με χρήση ενδοφλέβια χορηγούμενης παραμαγνητικής ουσίας και συγκράτηση της αναπνοής. Η χρονική ανάλυση θα πρέπει να είναι μια λήψη για κάθε δύο καρδιακούς παλμούς, συμπεριλαμβάνοντας ένα σύνολο 40 ή περισσότερων λήψεων (πάχος τομής ≤10 χιλ., με τρεις ή περισσότερες τομές ανά παλμό της καρδιάς). Συνήθως το FOV είναι 380 χιλ. ή λιγότερο (μήτρα ≥128x76 pixels), με αποτέλεσμα το μικρότερο pixel να έχει διαστάσεις μικρότερες από 3,0x5,0 mm. Μετά τη χορήγηση T1-θετικής παραμαγνητικής ουσίας (π.χ. ≥0,025 mmol Gd-DTPA/Kg βάρους του σώματος, με ρυθμό ≥3 mL/sec), η μελέτη σε πρώτο χρόνο μπορεί να γίνει σε προβολή κατά τον βραχύ και τον επιμήκη άξονα.

Η χρονική μεταβλητότητα στην ένταση σήματος του μυοκαρδίου κατά την αιμάτωση του σκιαγραφικού κατηγοριοποιείται ώστε να καθορίζονται οι παράμετροι της αιμάτωσης, όπως το μέγιστο της ενίσχυσης του σήματος, ο χρόνος εμφάνισης της ενίσχυσης, ο χρόνος ως τη μέγιστη ενίσχυση και η κλίση πρόσληψης (Εικ. 3.6).

**Ανάλυση.** Οι εικόνες που λαμβάνονται με αυτή τη μέθοδο έχουν χαμηλό SNR λόγω του βραχέος TR. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα μια πενιχρή χωρική διακριτική ικανότητα και περιορίζει τη δυνατότητα



**Εικ. 3.5α,β** Περιοχική λειτουργία του μυοκαρδίου.

- α** Μοντέλο τμηματικής εκτίμησης της περιοχικής σύσπασης του μυοκαρδίου (προβολή κατά το βραχύ άξονα) με χρήση MRI με σκιαγραφικό, κινηματικές ακολουθίες, και αγγειογραφίας των στεφανιαίων.
  - β** Περιοχή κατανομής των στεφανιαίων αρτηριών στα τμήματα του μυοκαρδίου στη βάση, τη μεσότητα και την κορυφή
- a IVS Πρόσθιο μεσοκοιλιακό διάφραγμα
  - ALW Προσθιοπλάγιο τοίχωμα
  - AW Πρόσθιο τοίχωμα
  - IVS Μεσοκοιλιακό διάφραγμα
  - LAD Πρόσθιος καπίντας (αριστερή στεφανιαία)
  - LCX Περισπώμενη αρτηρία
  - PLW Οπισθοπλάγιο τοίχωμα
  - PW Οπίσθιο τοίχωμα
  - RCA Δεξιά στεφανιαία αρτηρία

διάκρισης κατά την κίνηση του υπενδοκαρδιακού και επικαρδιακού μυοκαρδίου. Τα σκιαγραφικά που σήμερα χρησιμοποιούνται στο MRI διαχέονται στο μεσοκυττάριο χώρο σε πρώτο χρόνο, κάνοντας αναγκαία τη χρήση επιδιορθωτικών παραμέτρων για την ποσοτική ανάλυση.

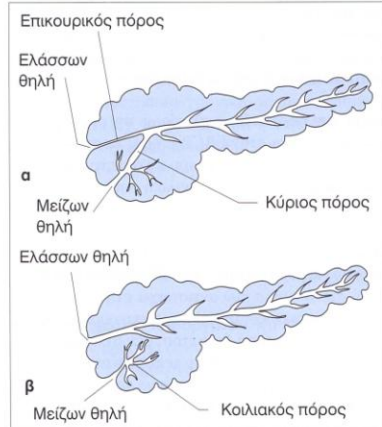
Παρά τη διαθεσιμότητα (ημι)αυτόματων προγραμμάτων ανάλυσης, μια ενιαία σταθερά δεν έχει ακόμη οριστεί για την εκτίμηση των μελετών αιμάτωσης. Ως αποτέλεσμα η προτιμώμενη πρακτική στα εξειδικευμένα τμήματα είναι η οπτική εκτίμηση και ποιοτική ανάλυση κατά τη μέγιστη ενίσχυση του μυοκαρδίου.

**Βελτιώσεις.** Η ανάπτυξη βελτιωμένων ακολουθιών με καλύτερη αντίθεση μέσω ενός μακρύτερου TR έχει κάνει δυνατή τη χρήση πολυτομικών τεχνικών για την εκτίμηση όλης της καρδιάς με χρονική διακριτική ικανότητα μέχρι και 7 τομές ανά καρδιακό παλμό. Τυπικά, αυτό έχει ως αποτέλεσμα μια χωρική διακριτική ικανότητα περίπου 1,5x1,5 χιλ. στο πεδίο της εικόνας με πάχος τομής 5-8 χιλ.

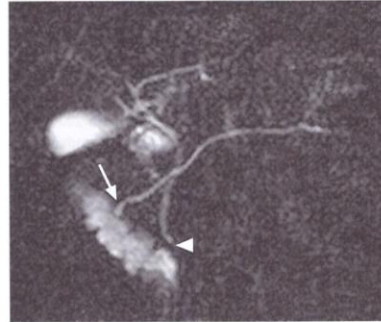
**Εξετάσεις με Σκιαγραφικό**

**Ισορροπημένη απεικόνιση (steady-state).** Η μυοκαρδίτιδα είναι δυνατό να αναδειχθεί με απεικόνιση του μυοκαρδίου με T1 ζυγισμένες ακολουθίες σε κατάσταση ισοροπίας μετά τη χορήγηση σκιαγραφικού μέσου (0,01 mmol/kg) αφού το σκιαγραφικό έχει φθάσει σε μια ενιαία συγκέντρωση στο μυοκάρδιο και το αίμα.

**Καθυστερημένη ενίσχυση.** Το φαινόμενο της καθυστερημένης έκπλυσης του σκιαγραφικού από το μυοκάρδιο είναι γνωστό ως καθυστερημένη ενίσχυση (delayed contrast enhancement). Σε T1 ζυγισμένες GE ακολουθίες με προετοιμασία μαγνήτισης, [δυσδιάστατη (IR) inversion recovery turbo FLASH, IR-TFE ή ταχείες κινηματικές, με πάχος τομής ≤8 χιλ.] το νεκρωτικό μυοκάρδιο, ο συνδετικός ιστός, και ο ινώδης ουλώδης ιστός έχουν αυξημένη ένταση σήματος 10-20 λεπτά μετά την ενδοφλέβια χορήγηση παραμαγνητικής ουσίας (0,1-0,2 mmol/kg BΣ) χρόνος κατά τον οποίο το σκιαγραφικό έχει εκπλυθεί από το βιώσιμο μυοκάρδιο. Συνή-



**Εικ. 5.37α, β Φυσιολογική ανατομία των παγκρεατικών πόρων (α) και πάγκρεας divisum (β).** Στο πάγκρεας divisum, το μεγαλύτερο ραχιαίο τμήμα του αδένος αποχετεύεται διαμέσου του ραχιαίου πόρου στην ελάσσωνα θηλή. Ο κοιλιακός πόρος, με τη διχλωπή μορφή των κλάδων του, αποχετεύει το μικρότερο, κοιλιακό τμήμα του αδένος διαμέσου της μειζονος θηλής. (Αναπαραγωγή κατόπιν αδείας από Dr. K Hellerhof, Μόναχο, Γερμανία.)



**Εικ. 5.38 Διαμόρφωση των πόρων στο πάγκρεας divisum.** Προβολική εικόνα μετά από ερεθισμό με σεκρετίνη. Ο ραχιαίος πόρος αποχετεύει το μεγαλύτερο ραχιαίο τμήμα του αδένος, διασταυρούμενος με τη μεσότητα του χοληδόχου πόρου πριν από την εκβολή στην ελάσσωνα θηλή του δωδεκαδακτύλου (βέλος). Η μειζων θηλή οριοθετείται από τον άνω χοληδόχο πόρο (κεφαλή βέλους). Ο κοιλιακός πόρος δεν απεικονίζεται. (Αναπαραγωγή κατόπιν αδείας από Dr. K Hellerhof, Μόναχο, Γερμανία.)

### Δακτυλιοειδές Πάγκρεας

Το δακτυλιοειδές πάγκρεας είναι μία συγγενής ανωμαλία του παγκρέατος, κατά την οποία το κατιόν τμήμα του δωδεκαδακτύλου περικυκλώνεται από ένα δακτύλιο παγκρεατικού ιστού. Η συνολική συχνότητα είναι 0,05%. Πιθανώς συσχετίζεται με άλλες ανωμαλίες, όπως η δωδεκαδακτυλική ατρησία, το σύνδρομο Down και η αναστροφή των σπλάγγνων.

—Χαρακτηριστικά Μαγνητικού Συντονισμού—

- Η MRCP αναδεικνύει την κοιλιακή παγκρεατική καταβολή να περικυκλώνει το δωδεκαδάκτυλο. Ο συσχετιζόμενος έκτοπος πόρος μπορεί να εκβάλει χωριστά προς το δωδεκαδάκτυλο ή μπορεί να ενώνεται με τον κύριο πόρο ακριβώς πριν από την εκβολή στη μείζωνα θηλή.

## Όγκοι

### Κυστικοί Παγκρεατικοί Όγκοι

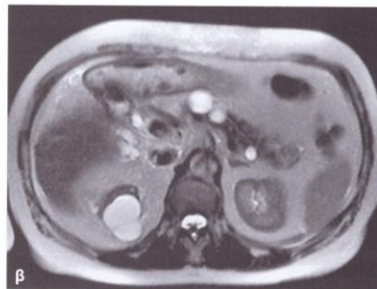
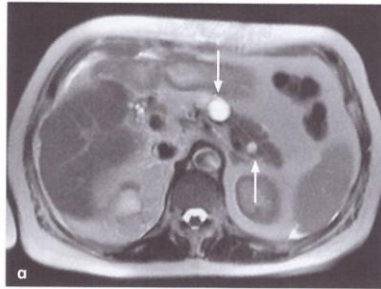
#### Παγκρεατικές Κύστεις Δυσοντογένεσης

Οι παγκρεατικές κύστιες δυσοντογένεσης είναι σχετικά σπάνιες, αποτελούν τυχαίο εύρημα και καλύπτονται από επιθήλιο (Εικ. 5.39). Η συχνότητά τους αυξάνεται σε ασθενείς με πολυκυστικούς νεφρούς, κυστικό ήπαρ ή νόσο von Hippel-Lindau.

—Χαρακτηριστικά Μαγνητικού Συντονισμού—

- Οι κύστιες στη ΜΤ απεικονίζονται ως καλώς περιγεγραμμένες στρογγυλές ή ωοειδείς μάζες με χαμηλό σήμα στις T1W και υψηλό στις T2W εικόνες. Δεν ενισχύονται μετά από την έγχυση σκιαγραφικού.

❏ Οι παγκρεατικές κύστιες δεν είναι μία πρωτογενής ένδειξη για ΜΤ.



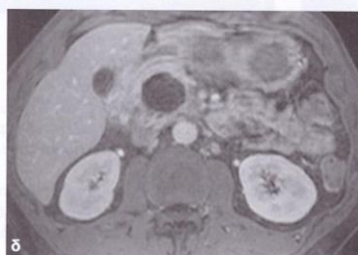
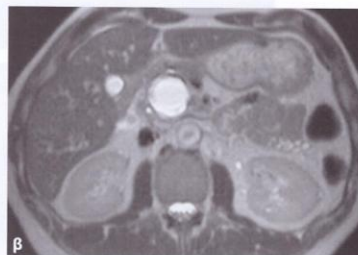
**Εικ. 5.39α, β**  
**Παγκρεατικές κύστεις.** Δύο T2W HASTE εικόνες δύο διαστάσεων αναδεικνύουν πολλαπλές ομοιογενώς υψηλού σήματος παγκρεατικές κύστεις (βέλος) και μία δεξιά νεφρική κύστη. Το παγκρεατικό παρέγχυμα και ο περιβάλλων ιστός είναι φυσιολογικά.

**Παγκρεατικές Ψευδοκύστεις**

Νεκρωτικές ή εξιδρωματικές περιοχές του παγκρέατος που δημιουργούνται ως αποτέλεσμα παγκρεατίτιδης μπορεί να καταλήξουν σε κυστικά μορφώματα που δεν καλύπτονται από επιθηλιοποιημένο κοκκιοματώδη ιστό. Το κυστικό περιεχόμενο συνήθως αποτελείται από νεκρωτικό περιεχόμενο συνήθως χυμούς ή προϊόντα αποδομήσεως του αίματος (Εικ. 5.40). Αλλοιώσεις οι οποίες παραμένουν για περισσότερο από 6-8 εβδομάδες σπάνια υποστρέφουν αυτομάτως. Οι παγκρεατικές ψευδοκύστεις δεν αποτελούν πρωτογενή ένδειξη για ΜΤ και συνήθως ανευρίσκονται σε εξετάσεις που πραγματοποιούνται για τη διαφοροδιάγνωση εστιακής χρονίας παγκρεατίτιδης από παγκρεατικό καρκίνωμα.

**Χαρακτηριστικά Μαγνητικού Συντονισμού**

- Οι παγκρεατικές ψευδοκύστεις έχουν ποικίλη εμφάνιση στη ΜΤ, όπως και στους υπερήχους ή την ΑΤ.
- Το περιεχόμενο των κύστεων έχει συνήθως χαμηλό σήμα στις T1W και υψηλό στις T2W εικόνες.
- Ίζημα ή προϊόντα αποδομήσεως του αίματος προκαλούν χαμηλή ένταση σήματος στις T2W ακολουθίες.
- Το τοίχωμα των κύστεων μπορεί να έχει πάχος αρκετών χιλιοστών και πιθανώς ενισχύεται μετά από την έγχυση ενώσεων γαδολινίου, ανάλογα με την παρουσία ενεργού κοκκιοματώδους ιστού. Το τοίχωμα έχει χαμηλό σήμα στις T1W και T2W χωρίς σκιαγραφικό.
- Οι αποτιτανώσεις δεν αναγνωρίζονται αξιόπιστα με τη ΜΤ.



**Εικ. 5.40α-δ** Παγκρεατικές ψευδοκύστεις.

**α, β** Η χωρίς σκιαγραφικό T1W FLASH εικόνα (α) και η T2W HASTE (β) αναδεικνύουν μία κυστική μάζα με παχύ τοίχωμα στην κεφαλή του παγκρέατος (βέλος στο α) μετά από οξεία παγκρεατίτιδα.

**γ, δ** Δυναμική T1W ογκομετρική interpolated breath-hold εξέταση (FS-VIBE) 3 διαστάσεων με καταστολή λίπους στην αρτηριακή (γ) και στην πυλαία (δ) φάση επιβεβαιώνουν την κυστική φύση της μάζας, η οποία δεν έχει συμπαγές τμήμα, αλλά διαθέτει ηπίως ενισχυόμενο τοίχωμα.

Τα βλεννώδη αδενώματα πρέπει να αφαιρούνται χειρουργικά λόγω πιθανότητας κακοήθους εξαλλαγής.

### Κυσταδένωμα, Κυσταδενοκαρκίνωμα

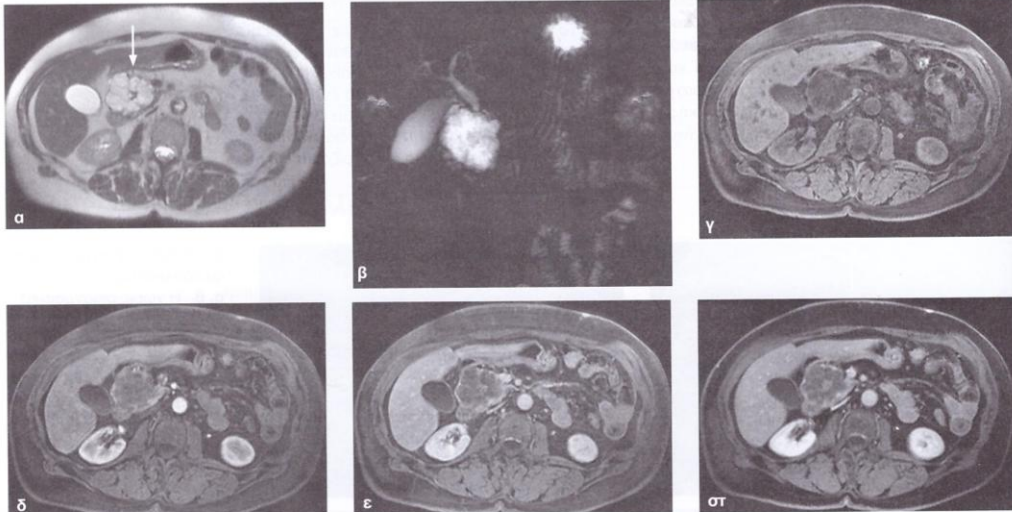
Η μαγνητική τομογραφία μπορεί να βοηθήσει στη διαφορική διάγνωση των καλοήθων μικροκυστικών αδενωμάτων (ορώδες κυσταδένωμα) από δυνητικά κακοήθεις βλεννώδεις μακροκυστικούς όγκους (βλεννώδες κυσταδένωμα, κυσταδενοκαρκίνωμα). Μαζί με κλινικές παραμέτρους όπως η ηλικία, η εντόπιση και το μέγεθος, η ΜΤ μπορεί να καθορίσει τα κυστικά συστατικά με μεγαλύτερη ακρίβεια από την υπερηχοτομογραφία και την αξονική τομογραφία (ΑΤ).

**Μικροκυστικό αδένωμα.** Το μικροκυστικό αδένωμα είναι ένας καλοήθης όγκος που χαρακτηρίζεται από την παρουσία πολλών μικρών κύστεων (< 20 mm) και είναι συχνότερος σε ηλικιωμένους ασθενείς. Μπορεί να είναι μεγαλύτερο από 5 cm σε διάμετρο και να εμφανίζει μία κεντρική ουλή, η οποία συχνά είναι αποτιτανωμένη. Ο όγκος έχει καλώς περιγεγραμμένα όρια και δεν διηθεί τους περιβάλ-

λοντες ιστούς. Έχει χαμηλό σήμα στις T1W και υψηλό στις T2W εικόνες. Μόνο τα τοιχώματα των κύστεων εμφανίζουν ήπια ενίσχυση μετά από την έγχυση του σκιαγραφικού (Εικ. 5.41).

**Μακροκυστικό αδένωμα.** Η σπάνια μακροκυστική μορφή του ορώδους αδενώματος παρατηρείται κυρίως σε γυναίκες. Συνήθως έχει μέγεθος 1-5 cm με λεπτά κυστικά τοιχώματα (< 2 mm), τα οποία δεν εμφανίζουν τοιχωματικούς όζους και αποτιτανώσεις. Το μακροκυστικό ορώδες αδένωμα δεν ξεχωρίζει από το αμιγώς βλεννώδες κυσταδένωμα ή κυσταδενοκαρκίνωμα.

**Βλεννώδες αδένωμα.** Το βλεννώδες αδένωμα είναι ένας μακροκυστικός όγκος που μπορεί να υποστεί κακοήθη εξαλλαγή προς κυσταδενοκαρκίνωμα (Εικ. 5.42). Οι μεμονωμένες κύστες έχουν διάμετρο άνω των 20 mm, ενώ μικρές θυγατρικές κύστες μπορούν να αναπτυχθούν μέσα στις μεγαλύτερες. Η διάμετρος του όγκου μπορεί να φθάσει τα 10 cm κατά τη διάγνωση. Συνήθεστερα εντοπίζεται



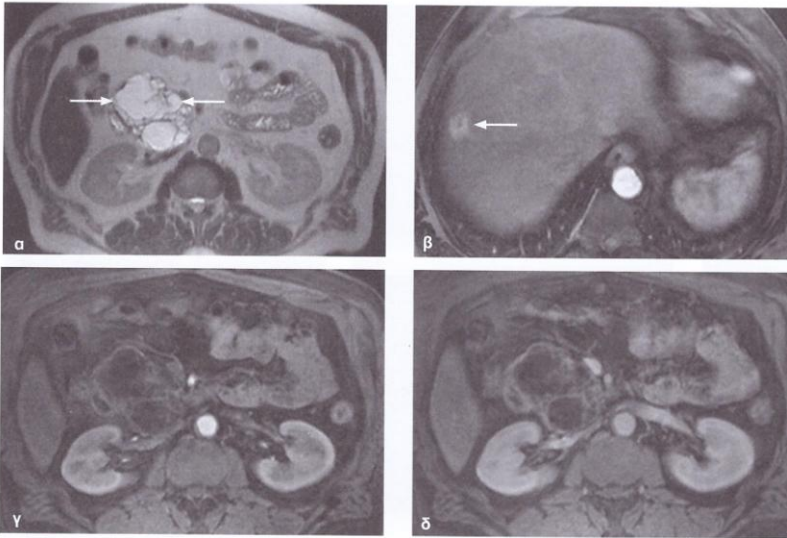
Εικ. 5.41α-ε Μικροκυστικό αδένωμα.

**α** Η εγκάρσια T2W HASTE εικόνα αναδεικνύει μία κυστική μάζα υψηλού σήματος στην κεφαλή του παγκρέατος (βέλος) με κεντρική περιοχή χαμηλού σήματος (ουλή) και πολυάριθμες μικρές κύστες.

**β** Single-slab μαγνητική χολαγγειοπαγκρεατογραφία (MRCP) αναδεικνύει τον όγκο ως μία μάζα με υψηλό σήμα. Τα χοληφόρα και οι παγκρεατικοί πόροι δεν είναι διατεταμένοι.

**γ-ε** Στην εικόνα χωρίς σκιαγραφικό (**γ**), στην αρτηριακή (**δ**) και στη φλεβική (**ε**) φάση ενισχύσεως μετά από

έγχυση, οι εικόνες από δυναμική T1W FS-FLASH ακολουθία και η καθυστερημένη εικόνα από FS-FLASH ακολουθία δύο διαστάσεων (**στ**) εμφανίζουν μία μάζα με κυρίως υψηλό σήμα χωρίς σκιαγραφικό που ενισχύεται ραβδωτά μετά από την έγχυση.



**Εικ. 5.42α-δ Μακροκυστικό καρκίνωμα.**

**α** Η εγκάρσια T2W HASTE εικόνα αναδεικνύει μία κυστική μάζα υψηλού σήματος στην κεφαλή του παγκρέατος (βέλος), η οποία αποτελείται από σχετικά μεγάλες μεμονωμένες κύστες, τα τοιχώματα των οποίων είναι ασύμμετρα πεπαχυσμένα.

**β** Ο έλεγχος του δεξιού ηπατικού λοβού κατά την αρτηριακή φάση ενισχύσεως εμφανίζει μία μετάσταση με περιφερική πρόσληψη (βέλος).

**γ, δ** Δυναμικές T1W FS-FLASH εικόνες τριών διαστάσεων στην αρτηριακή (**γ**) και φλεβική (**δ**) φάση μετά από την έγχυση σκιαγραφικού αναδεικνύουν πρόσληψη στα πεπαχυσμένα τοιχώματα των κύστεων. Το μακροκυστικό αδένωμα έχει εκφυλισθεί σε καρκίνωμα με μεταστάσεις στο ήπαρ.

στην κεφαλή ή την ουρά του παγκρέατος (εκτός από το ποροεκτατικό βλεννώδες αδένωμα της αγκιστροειδούς αποφύσεως) και εμφανίζεται κυρίως στις γυναίκες. Μικρότεροι βλεννώδεις όγκοι συχνά περιέχουν ένα συνδυασμό κυστικών και συμπαγών στοιχείων, με αποτέλεσμα να είναι δύσκολη η διαφοροδιάγνωσή τους από μικροκυστικό αδένωμα. Το πάχος των διαφραγμάτων δεν αποτελεί αξιόπιστο χαρακτηριστικό κακοήθους εξάλλαγής.

**— Χαρακτηριστικά Μαγνητικού Συντονισμού —**

- Η ένταση σήματος στην MRCP εξαρτάται από την περιεκτικότητα του όγκου σε βλένη. Συνήθως είναι παρόμοια με την ένταση σήματος των υγρών.
- Βλεννώδες περιεχόμενο προκαλεί υψηλή ένταση σήματος στις T2W ακολουθίες.
- Υδαρές περιεχόμενο προκαλεί ένταση σήματος παρόμοια με των κύστεων. Κακοήθης εξάλλαγή συνήθως αφορά μόνο μία εντοπισμένη περιοχή, η οποία ενισχύεται λιγότερο από το φυσιολογικό πάγκρεας.

**Ενδοπορικοί Θηλώδεις Βλεννοπαραγωγοί**

Τελευταία έχει διαπιστωθεί όλο και συχνότερα η ύπαρξη ενδοπορικών θηλωδών βλεννοπαραγωγών παγκρεατικών όγκων. Αρχικώς, τα ευρήματα μοιάζουν με αυτά της φλεγμονώδους νόσου του παγκρέατος. Ο όγκος έχει κυστική εμφάνιση, αναπτυσσόμενος από τον κύριο παγκρεατικό πόρο (του Wirsung) ή πλευρικούς κλάδους, ή και από τα δύο (**Εικ. 5.43**). Η πιθανότητα κακοήθειας αυξάνει με το μέγεθος του όγκου, τη συνδυασμένη προέλευσή του (κακοήθεια > 70%), την αυξανόμενη διάμετρο των πόρων και την παρουσία τοιχωματικών όζων. Η κατανομή ηλικίας (40-80 έτη) και φύλου δεν βοηθούν στη διάγνωση.

➡ Αυξανόμενη ένταση σήματος μέσα στους πόρους σε T2W εικόνες της MRCP πρέπει να θέσει την υποψία ενδοπορικού θηλώδους βλεννοπαραγωγού παγκρεατικού όγκου. Η διαφορική διάγνωση περιλαμβάνει απόφραξη από λίθο ή στένωση.