

**HY 673 - Ιατρική Απεικόνιση**

**Στέλιος Ορφανουδάκης**

**Κώστας Μαρίας**

**Σημειώσεις III:**

---

**Βασικές αρχές υπέρηχων**

---

**Σεπτέμβριος 2003-Φεβρουάριος 2004**

## ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

### Ακουστική, Κυματική και Υπέρηχοι

Οι υπέρηχοι, όπως και οι ακτίνες X, είναι *κύματα* που μεταφέρουν ενέργεια (όχι ύλη) στο χώρο. Ένα κύμα είναι μια μεταβολή σε κάποιες ποσότητες, γνωστές σαν κυματικές μεταβλητές, που διαδίδεται στο χώρο με μια χαρακτηριστική ταχύτητα. Στην περίπτωση των ακτινών X, οι οποίες μεταφέρουν ηλεκτρομαγνητική ενέργεια και μέσα στο κενό, η ταχύτητα διάδοσης είναι η γνωστή ταχύτητα του φωτός ( $c = 3 \times 10^8$  m/sec). Οι υπέρηχοι, που δεν είναι τίποτε άλλο παρά ακουστικά κύματα με συχνότητες μεγαλύτερες από εκείνες στις οποίες είναι ευαίσθητο το ανθρώπινο αυτί (συχνότητες μεγαλύτερες των 20 kHz), διαφέρουν από τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα στο ότι για τη μεταφορά ενέργειας στο χώρο απαιτείται κάποιο μέσο διάδοσης. Η ταχύτητα διάδοσης των υπερήχων ( $c$ ), και του ήχου γενικότερα, είναι συνάρτηση της πυκνότητας ( $\rho$ ) και της ελαστικότητας όγκου ( $K$ ) του μέσου διάδοσης. Συγκεκριμένα:

$$c = (K/\rho)^{1/2} \quad (1)$$

Η ελαστικότητα όγκου είναι το μέτρο της μεταβολής του όγκου ενός υλικού κάτω από μια ορισμένη πίεση, δηλαδή το μέτρο της αντίστασης του υλικού στη συμπίεση. Τυπικές ταχύτητες υπερήχων σε διάφορα βιολογικά και άλλα υλικά δίνονται στον πίνακα 1.1.

**ΠΙΝΑΚΑΣ 1.1.** Ταχύτητα ήχου σε διάφορα υλικά.

Υλικό	Ταχύτητα (m/sec)
Αέρας	331
Λίπος	1450
Λάδι (castor)	1500
Νερό (50°C)	1540
Μαλακοί ιστοί	1540
Ήπαρ	1550
Αίμα	1570
Μυς	1585
Οστά (κρανίο)	4080
Χαλαζίας (quartz)	5740
Αλουμίνιο	6400

Μια άλλη βασική διαφορά μεταξύ ήχου και διαφόρων μορφών ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας είναι ότι τα ακουστικά κύματα είναι *διαμήκη* (longitudinal), ενώ τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα είναι *εγκάρσια* (transverse). Διαμήκη ονομάζονται τα κύματα, στα οποία οι μεταβολές των κυματικών μεταβλητών είναι στην ίδια κατεύθυνση με την κατεύθυνση διάδοσης του κύματος. Αντίθετα, εγκάρσια ονομάζονται τα κύματα, στα οποία οι κυματικές μεταβλητές μεταβάλλονται κάθετα προς την κατεύθυνση διάδοσης τους. Έτσι, στα ηλεκτρομαγνητικά κύματα, η ένταση του ηλεκτρικού και του μαγνητικού πεδίου μεταβάλλεται κάθετα προς την κατεύθυνση διάδοσης τους. Άλλο γνωστό παράδειγμα εγκαρσίων κυμάτων είναι τα θαλάσσια κύματα. Αντίθετα, τα ακουστικά κύματα διαδίδονται βάζοντας τα σωματίδια του μέσου διάδοσης σε παλμική κίνηση γύρω από τη θέση ισορροπίας τους και στην κατεύθυνση διάδοσης του κύματος. Στην εικόνα 1.1 φαίνονται διαγραμματικά η στιγμιαία θέση των σωματιδίων του μέσου διάδοσης στο χώρο και η αντίστοιχη πίεση σαν συνάρτηση της απόστασης, καθώς διαδίδεται ένα *συνεχές* κύμα (Continuous Wave ή CW) υπερήχων. Συνεχές (μη παλμικό) ονομάζεται ένα κύμα μεγάλης διάρκειας, του οποίου οι κυματικές μεταβλητές είναι ημιτονοειδείς συναρτήσεις του χρόνου. Η περιοδική αυτή αλλαγή στην τιμή μιας κυματικής μεταβλητής, ξεκινώντας από την τιμή της σε κάποια κατάσταση ηρεμίας, φθάνοντας σε μια μέγιστη τιμή, περνώντας από τη μέση τιμή ηρεμίας, κατεβαίνοντας σε μια ελάχιστη τιμή και επιστρέφοντας ξανά στη μέση τιμή ηρεμίας, επαναλαμβάνεται συνεχώς και η κάθε επανάληψη ονομάζεται *κύκλος*. Όταν ο

ηχοβολέας σταματήσει να εκπέμπει το συνεχές αυτό κύμα, τα σωματίδια του μέσου διάδοσης επανέρχονται στην αρχική θέση ηρεμίας.

Οι υπερήχοι, όπως όλα τα κύματα, χαρακτηρίζονται από ορισμένες παραμέτρους. Οι παράμετροι αυτές είναι η συχνότητα, η περίοδος, το μήκος κύματος, η ταχύτητα διάδοσης, το πλάτος κύματος και η ένταση. Η συχνότητα, η περίοδος, το πλάτος κύματος και η ένταση εξαρτώνται από την πηγή των υπερήχων, η ταχύτητα είναι χαρακτηριστική του μέσου διάδοσης και το μήκος κύματος εξαρτάται τόσο από την πηγή των υπερήχων όσο και από το μέσο διάδοσης.

*Συχνότητα* ( $f$ ) ονομάζεται ο αριθμός κύκλων μιας κυματικής μεταβλητής ανά sec και εκφράζεται σε μονάδες Hertz (Hz) (1 Hertz =1 κύκλος/sec) ή Megahertz (MHz) (1 MHz = 1.000.000 Hz).

*Περίοδος* ( $T$ ) είναι η διάρκεια ενός κύκλου και ισούται με το αντίστροφο της συχνότητας:

$$T = \frac{1}{f} \quad (2)$$

Στη διαγνωστική υπερηχοτομογραφία χρησιμοποιούνται συχνότητες 1-10 MHz, με αντίστοιχες περιόδους 1,00-0,10 msec (1 msec =  $10^{-6}$  sec).

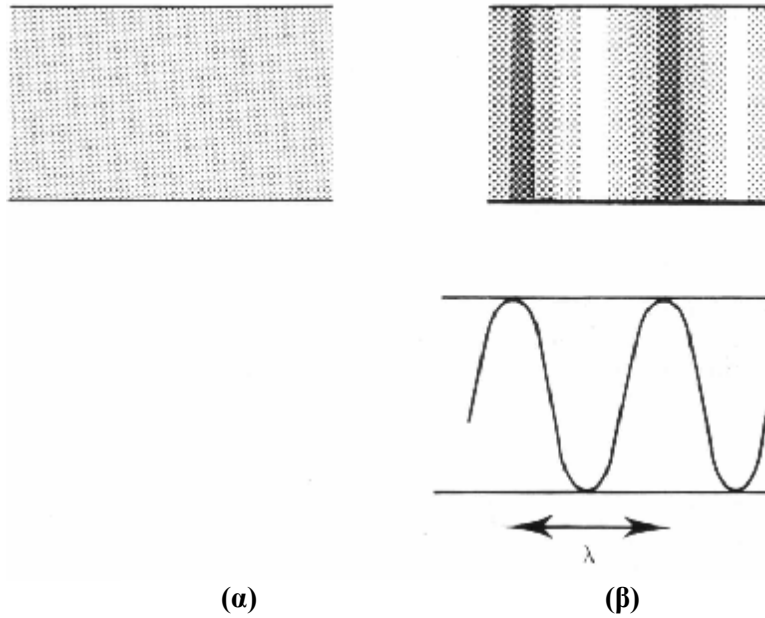
*Μήκος κύματος* ( $\lambda$ ) ονομάζεται το μήκος, στο χώρο, που καταλαμβάνει ένας κύκλος του κύματος. Είναι, δηλαδή, η απόσταση, κατά την κατεύθυνση διάδοσης του κύματος, μεταξύ γειτονικών σωματιδίων του μέσου διάδοσης, που έχουν το ίδιο πλάτος μετατόπισης από τη θέση ηρεμίας (εικ. 1.1). Το μήκος κύματος είναι ίσο με την ταχύτητα μεταφοράς δια τη συχνότητα:

$$l = \frac{c}{f} \quad (3)$$

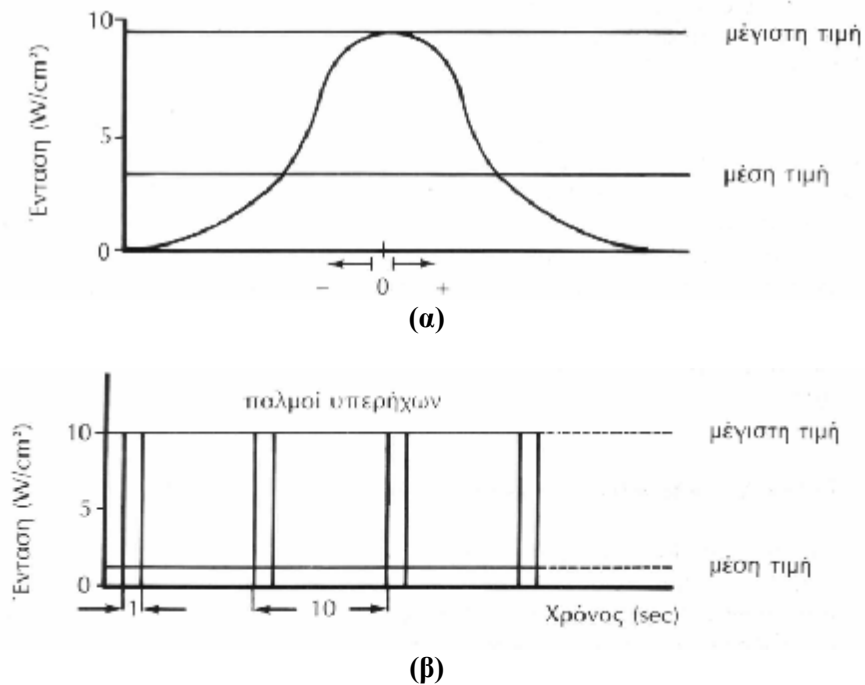
Αν η ταχύτητα των υπερήχων στους μαλακούς ιστούς, σε mm/msec, διαιρεθεί με τη συχνότητα σε MHz, η εξίσωση (3) θα δώσει το μήκος κύματος σε mm. Έτσι, ένα κύμα υπερήχων με συχνότητα 2,25 MHz έχει μήκος κύματος 0,68 mm.

Η *ένταση* ( $I$ ) μιας δέσμης υπερήχων εκφράζεται σε Watts/cm<sup>2</sup>. Στη διαγνωστική υπερηχοτομογραφία, η μέγιστη ένταση ενός παλμού υπερήχων είναι δυνατό να φθάσει τα 100 W/cm<sup>2</sup>, παρόλο που εντάσεις γύρω στο 1 W/cm<sup>2</sup> είναι πολύ πιο συνηθισμένες. Επειδή η δέσμη υπερήχων είναι ενεργοποιημένη μόνο κατά 0,1 % του ολικού χρόνου παραγωγής εικόνων, η μέση ένταση μιας διαγνωστικής δέσμης υπερήχων είναι της τάξης των mW/cm<sup>2</sup>.

Η διαφορά μεταξύ μέγιστης έντασης και μέσης έντασης μέσα σε κάποιο χρονικό διάστημα ενεργοποίησης της δέσμης υπερήχων, καθώς και το γεγονός ότι η ένταση δεν είναι σταθερή αλλά μεταβάλλεται μέσα στο χώρο που καλύπτει η ενεργοποιημένη δέσμη (σαν συνάρτηση της απόστασης από το μετατροπέα ενέργειας και της κάθετης απόστασης από τον άξονα της δέσμης), είναι σημαντικοί παράγοντες σε κάθε προσπάθεια εκτίμησης των βιολογικών επιδράσεων των υπερήχων στον ανθρώπινο οργανισμό. Συγκεκριμένα, υπάρχουν τέσσερις τρόποι υπολογισμού της έντασης μιας δέσμης παλμικών υπερήχων. Αυτοί είναι οι τέσσερις δυνατοί συνδυασμοί της χωρικής και χρονικής μέγιστης και μέσης τιμής έντασης της δέσμης, όπως αυτές ορίζονται στην εικόνα 1.2.



1.1 Στιγμαία θέση σωματιδίων ομοιογενούς μέσου πριν (α) και μετά (β) τη διάδοση συνεχούς κύματος υπερήχων



1.2 Χωρική (α) και χρονική (β) μέγιστη και μέση τιμή έντασης μιας δέσμης υπερήχων  
 Στο (β), το χρονικό διάστημα ενεργοποίησης της δέσμης υπερήχων είναι ίσο με το 1/10 του ολικού χρονικού διαστήματος μεταξύ παλμών. Στην κλινική υπερηχοτομογραφία, ο αντίστοιχος λόγος είναι 1/1000 (διάρκεια παλμού = 1 μsec, διάστημα μεταξύ παλμών = 1 msec).

Σε πολλές περιπτώσεις, δεν μας ενδιαφέρει η απόλυτη τιμή της έντασης σε  $mW/cm^2$ , αλλά η σχετική της τιμή ως προς κάποια άλλη ένταση αναφοράς. Η σχετική μεταβολή της έντασης από κάποια αρχική τιμή  $I_1$  σε μια νέα τιμή  $I_2$  εκφράζεται συνήθως σε decibels (dB), από τη

σχέση:

$$10 \log_{10} \frac{I_2}{I_1} (db)$$

Από τη σχέση αυτή προκύπτουν οι εξής μνημο-τεχνικοί κανόνες: Σε κάθε σχετική μείωση της έντασης κατά 3 dB αντιστοιχεί πραγματική μείωση στο 0,5 της αρχικής, ενώ σε κάθε σχετική μείωση κατά 10 dB αντιστοιχεί πραγματική μείωση στο 0,1 της αρχικής.

Εκτός από τις διαφορές μεταξύ υπερηχοτομογραφίας και άλλων μεθόδων διαγνωστικής απεικόνισης, που έχουν σχέση με το είδος της ενέργειας που αυτές χρησιμοποιούν, υπάρχουν και ουσιαστικές διαφορές στον τρόπο απεικόνισης των ιστών. Ενώ σε άλλες μεθόδους, όπως είναι η υπολογιστική τομογραφία με ακτίνες X και η απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό, η εικόνα αντιπροσωπεύει τη χωρική κατανομή κάποιας χαρακτηριστικής σταθεράς των διαφόρων ιστών, στην υπερηχοτομογραφία απεικονίζεται η χωρική κατανομή διαφόρων ανακλαστικών επιφανειών, που συναντά η δέσμη υπερήχων, καθώς διαδίδεται μέσα στους ιστούς. Δηλαδή, η υπερηχοτομογραφία δεν βασίζεται σε άμεσες ή έμμεσες μετρήσεις τέτοιων σταθερών, αλλά μόνο στην εντόπιση αυτών των ανακλαστικών επιφανειών με βάση το χρόνο διάδοσης των υπερήχων μέχρι την κάθε ανακλαστική επιφάνεια, το χρόνο επιστροφής του αντίστοιχου ανακλώμενου ήχου μέχρι τον πομποδέκτη των υπερήχων και τη γνωστή ταχύτητα των υπερήχων στους μαλακούς ιστούς του ανθρώπινου σώματος (1540 m/sec). Περισσότερες λεπτομέρειες δίνονται στη συνέχεια αυτού του κεφαλαίου, αφού πρώτα εξηγηθούν οι μηχανισμοί παραγωγής των υπερήχων και ανίχνευσης των ανακλώμενων ήχων.

### **Παραγωγή και ανίχνευση υπερήχων**

Η λειτουργία των συστημάτων παραγωγής και ανίχνευσης των υπερήχων βασίζεται στο όργανο που ονομάζεται *μετατροπέας ενέργειας* (transducer). Η χρήση και η λειτουργία των μετατροπέων ενέργειας είναι ανάλογη με αυτή των ηχείων και των μικροφώνων στην περίπτωση κοινών ήχων που είναι ακουστοί στον άνθρωπο. Όταν χρειάζεται να δοθεί έμφαση στο διπλό ρόλο που παίζουν αυτοί σαν πομποί και σαν δέκτες υπερήχων ταυτόχρονα, οι μετατροπείς ενέργειας ονομάζονται και *πομποδέκτες*. Ένας άλλος όρος που συχνά χρησιμοποιείται, για να περιγράψει ένα μετατροπέα ενέργειας, που παράγει ακουστικά κύματα, είναι ο όρος *ηχοβολέας*. Στο βιβλίο αυτό και οι τρεις παραπάνω όροι χρησιμοποιούνται εναλλακτικά, ανάλογα με το γενικότερο περιεχόμενο του κεφαλαίου στο οποίο γίνεται αναφορά σε αυτά τα όργανα.

#### **Μετατροπείς ενέργειας**

Μετατροπέας ενέργειας ονομάζεται ένα όργανο που μετατρέπει μια μορφή ενέργειας σε μια άλλη. Στην υπερηχοτομογραφία, το όργανο αυτό είναι το σημείο επαφής ολόκληρου του συστήματος απεικόνισης με τον ασθενή και, έτσι, η διαγνωστική ποιότητα της τελικής εικόνας εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη σωστή λειτουργία του. Ακόμη, επειδή ο μετατροπέας ενέργειας εκτελεί χρέη ηχείου και μικροφώνου για την παραγωγή της δέσμης υπερήχων και για την ανίχνευση των ανακλώμενων ήχων (ανακλάσεων) αντίστοιχα, ο ρόλος του στα συστήματα υπερηχοτομογραφίας είναι διπλά σημαντικός. Στην παραγωγή υπερήχων μετατρέπεται ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική, ενώ στην ανίχνευση των ανακλάσεων μετατρέπεται η μηχανική ενέργεια, που αυτές μεταφέρουν, σε ηλεκτρική, για να γίνει στη συνέχεια η ηλεκτρονική επεξεργασία, που απαιτείται για την κατασκευή και καταγραφή της τελικής εικόνας.

Οι μετατροπείς, που χρησιμοποιούνται στη συμβατική στατική υπερηχοτομογραφία, είναι κατασκευασμένοι όπως φαίνεται στην εικόνα 1.3. Βασική μονάδα του μετατροπέα είναι ο κρύσταλλος, που κατασκευάζεται από ειδικά φυσικά ή συνθετικά υλικά, όπως ο χαλαζίας (quartz) και ο τιτανικός μολυβδος, τα οποία παρουσιάζουν το *πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο*. Δηλαδή, οι κρύσταλλοι αυτοί, όταν δεχθούν ένα βραχύ ηλεκτρικό παλμό, παράγουν μια μηχανική δόνηση σε κάποια χαρακτηριστική συχνότητα συντονισμού, που εξαρτάται κυρίως από το πάχος του κρυστάλλου. Η δόνηση αυτή διαδίδεται στους μαλακούς ιστούς του ανθρώπινου σώματος σαν δέσμη υπερήχων. Αντίστροφα, όταν οι ανακλάσεις προσκρούσουν πάνω στην επιφάνεια του πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου, αυτός μετατρέπει την ακουστική ενέργεια (πίεση), που του μεταδίδουν, σε ηλεκτρική ενέργεια. Έτσι, ο ίδιος

κρύσταλλος χρησιμεύει σαν πομπός και σαν δέκτης. Σκοπός του απορροφητικού υλικού, που χρησιμοποιείται στο μετατροπέα, πίσω από τον κρύσταλλο, είναι να συντομεύσει τη διάρκεια δόνησης του κρυστάλλου κατά τη φάση παραγωγής δέσμης υπερήχων, για να μπορέσει άμεσα να δεχθεί τις ανακλάσεις. Χωρίς τη χρήση απορροφητικού υλικού, ο χρόνος δόνησης ή διάδοσης θα ήταν μεγαλύτερος από το χρόνο και των πιο μακρινών ανακλάσεων (των ανακλώμενων ήχων που προέρχονται από τα πιο βαθιά στρώματα μαλακών ιστών) παρεμποδίζοντας έτσι τη σωστή καταγραφή και επεξεργασία τους. Η εικόνα 1.4 δείχνει τα ηλεκτρικά και ακουστικά σήματα εισόδου και εξόδου ενός μετατροπέα υπερήχων σε παλμική και συνεχή λειτουργία, με χρήση ή μη απορροφητικού υλικού. Παρόλο που η συχνότητα της δέσμης υπερήχων, που παράγει κάθε μετατροπέας, είναι η ίδια με τη συχνότητα της εναλλασσόμενης τάσης, που δέχεται σαν σήμα εισόδου, η απόδοση του μετατροπέα και η ένταση των υπερήχων είναι μέγιστη, όταν η συχνότητα αυτή είναι ίση με τη χαρακτηριστική συχνότητα του κρυστάλλου. Στην ιατρική υπερηχοτομογραφία, οι κρύσταλλοι δέχονται συνήθως ηλεκτρικούς παλμούς μικρής χρονικής διάρκειας και παράγουν υπερηχητικούς παλμούς με τη μορφή φθινόντων (damped) ημιτονοειδών κυμάτων μέσης συχνότητας περίπου ίσης με τη χαρακτηριστική συχνότητα του κρυστάλλου (εικ. 1.4γ). Για λόγους που εξηγούνται παρακάτω, η χρονική διάρκεια και επομένως το χωρικό μήκος (spatial pulse length) του παλμού υπερήχων καθορίζει την ικανότητα του υπερηχοτομογράφου να διακρίνει γειτονικές ανακλαστικές επιφάνειες στην κατεύθυνση διάδοσης των υπερήχων (αξονική διακριτική ικανότητα). **Το χωρικό μήκος των υπερηχητικών παλμών ισούται με τον αριθμό κύκλων ανά παλμό επί το μήκος κύματος και, επομένως, ελέγχεται μέσω του απορροφητικού υλικού (λιγότεροι κύκλοι ανά παλμό) και της συχνότητας των υπερήχων (το μήκος κύματος ελαττώνεται καθώς η συχνότητα αυξάνεται).** Κάθε φυσικός ή συνθετικός κρύσταλλος και κάθε μετατροπέας υπερήχων χαρακτηρίζεται από το λεγόμενο παράγοντα Q, που είναι ενδεικτικός της «ποιότητας» (Quality) των υπερήχων που παράγει και του χρόνου απόσβεσης της δέσμης υπερήχων μετά από ένα στιγμιαίο ηλεκτρικό ερέθισμα. Ο παράγοντας Q ορίζεται με βάση το φάσμα συχνοτήτων της δέσμης υπερήχων ως εξής:

$$Q = \frac{f_o}{f_2 - f_1} \quad (4)$$

όπου  $f_o$  = χαρακτηριστική συχνότητα συντονισμού του κρυστάλλου,  $f_1$  = συχνότητα μικρότερη της  $f_o$  με ένταση μειωμένη κατά 50% ως προς την ένταση της  $f_o$  και  $f_2$  = συχνότητα μεγαλύτερη της  $f_o$  με ένταση μειωμένη κατά 50% ως προς την ένταση της  $f_o$ .

Όπως φαίνεται και από την εικόνα 1.5, ο παραπάνω ορισμός του Q βασίζεται στην υπόθεση ότι η απόκριση συχνοτήτων του κρυστάλλου ή μετατροπέα ενέργειας είναι περίπου συμμετρική ως προς τη συχνότητα συντονισμού. Στην υπερηχοτομογραφία προτιμούνται μετατροπείς με μικρό Q, γιατί αφενός παράγουν παλμούς με μικρό χωρικό μήκος, αυξάνοντας έτσι την *αξονική διακριτική* ικανότητα της μεθόδου, και αφετέρου ανιχνεύουν, χωρίς οι ίδιοι να διαμορφώνουν, μια πιο πλατιά δέσμη συχνοτήτων των ανακλάσεων. Το τελευταίο οφείλεται στο γεγονός ότι οι μετατροπείς αυτοί αποκρίνονται σε ευρύ φάσμα συχνοτήτων με σταθερό τρόπο και έτσι αναπαράγουν πιστά τις ανακλάσεις που μπορούν να αναλυθούν σε τέτοιες συχνότητες. Αντίθετα, στις μεθόδους υπερήχων που βασίζονται στο φαινόμενο Doppler, χρησιμοποιούνται συχνά μετατροπείς με μεγάλο Q.

Τυπικές τιμές του παράγοντα Q για διάφορα πιεζοηλεκτρικά υλικά, που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή μετατροπέων ενέργειας για υπερηχοτομογράφους, είναι:

Χαλαζίας	> 25.000
PZT-4	> 500
PZT-5	> 75
Πιεζοηλεκτρικά πολυμερή	3

Ο σχεδιασμός και η λειτουργία διαφόρων συστημάτων παραγωγής υπερήχων, που χρησιμοποιούνται στη στατική και δυναμική υπερηχοτομογραφία, εξετάζονται παρακάτω.

### Χαρακτηριστικά δέσμης υπερήχων

Η επιφάνεια ενός πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από πολλούς στοιχειώδεις κρυστάλλους, που πάλλονται ταυτόχρονα, όταν δεχθούν σαν ερέθισμα έναν ηλεκτρικό παλμό από το σύστημα. Το σύνολο των ακουστικών κυμάτων, που παράγονται από τους στοιχειώδεις αυτούς κρυστάλλους, συνθέτουν ένα συνεχές ακουστικό κύμα ή έναν ακουστικό παλμό (αρχή του Huygen), που διαδίδεται μέσα σε κάποιο μέσο σχηματίζοντας μια ακουστική δέσμη, δηλαδή *μιαδέσμη υπερήχων*. Η ένταση της δέσμης σε ένα συγκεκριμένο σημείο στο χώρο εξαρτάται από το αν στο σημείο αυτό τα επιμέρους κύματα συμβάλλουν με ή χωρίς διαφορά φάσης, γεγονός που με τη σειρά του εξαρτάται από τη σχετική απόσταση των στοιχειωδών κρυστάλλων από το σημείο αυτό. Αυτός είναι ο λόγος, για τον οποίο η ένταση μιας δέσμης υπερήχων δεν είναι ούτε ομοιογενής ούτε και μειώνεται μονότονα σαν συνάρτηση της απόστασης από την επιφάνεια του ηχοβολέα. Συγκεκριμένα, μια δέσμη υπερήχων ενός μη εστιασμένου ηχοβολέα μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από δύο ζώνες με ιδιαίτερα χαρακτηριστικά. Το τμήμα της δέσμης που περιλαμβάνεται μεταξύ της επίπεδης επιφάνειας του κρυστάλλου και μιας συγκεκριμένης απόστασης (κοντινού πεδίου), ονομάζεται *κοντινή ζώνη* ή *ζώνη Fresnel* και χαρακτηρίζεται από περίπου κυλινδρικό σχήμα (η διάμετρος της δέσμης μειώνεται ελάχιστα καθώς αυξάνεται η απόσταση από τον ηχοβολέα) και δραστικές αυξομειώσεις στην ένταση. Η υπόλοιπη δέσμη, πέρα από την απόσταση κοντινού πεδίου, ονομάζεται *μακρινή ζώνη* ή *ζώνη Fraunhofer* και χαρακτηρίζεται από περίπου γραμμική αύξηση της διαμέτρου της δέσμης με την απόσταση και μονότονη μείωση σαν συνάρτηση τόσο της απόστασης από την επιφάνεια του ηχοβολέα όσο και της κάθετης απόστασης από τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Στην εικόνα 1.6 φαίνεται διαγραμματικά μια τυπική δέσμη υπερήχων κρυστάλλου επίπεδης επιφάνειας με τις δύο ζώνες που αναφέρθηκαν παραπάνω και την ένταση κατά μήκος του κεντρικού άξονα. Οι αυξομειώσεις στην ένταση της ζώνης Fresnel επηρεάζουν τη σχετική ένταση των ανακλάσεων και η απεικόνιση των ιστών, μέσα σ' αυτή την απόσταση από τον ηχοβολέα, δεν είναι αντιπροσωπευτική της πραγματικής τους σύστασης.

Η διάμετρος της δέσμης υπερήχων μεταβάλλεται σαν συνάρτηση της απόστασης από το μετατροπέα ενέργειας και εξαρτάται από τη διάμετρο του και τη συχνότητα των υπερήχων που εκπέμπει. Η κύρια δέσμη υπερήχων, συχνά, συνοδεύεται από πλάγιους λοβούς έντασης ή ενέργειας· δηλαδή, ο μετατροπέας ενέργειας παράγει και δευτερεύουσες δέσμες, που μεταφέρουν ακουστική ενέργεια προς πλάγιες κατευθύνσεις. Συνήθως, σε μια πρώτη θεώρηση των βασικών αρχών της υπερηχοτομογραφίας, δεν λαμβάνονται υπόψη οι δευτερεύουσες αυτές δέσμες. Έτσι, στο τμήμα αυτό εξετάζονται τα χαρακτηριστικά της κύριας μόνο δέσμης, η οποία έχει κατεύθυνση κάθετη προς την επίπεδη επιφάνεια του μετατροπέα ενέργειας.

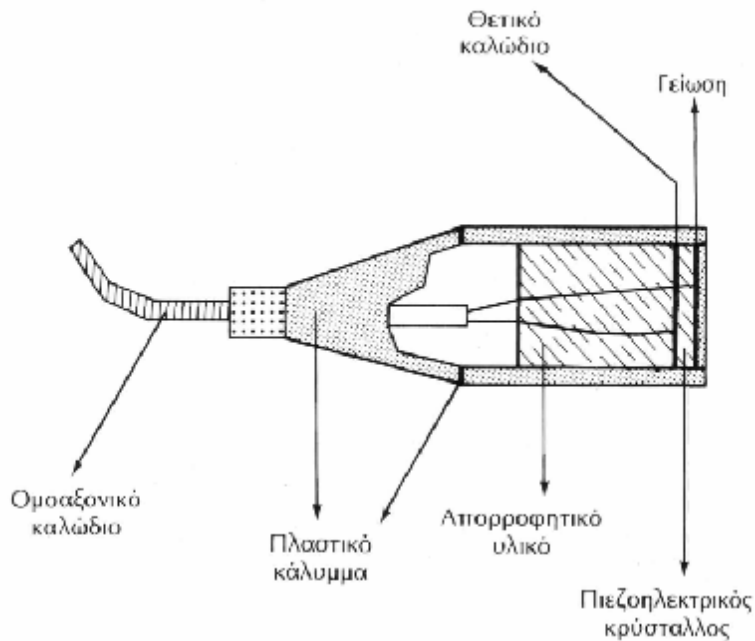
Η απόσταση κοντινού πεδίου ( $\xi$ ), δηλαδή το μήκος της ζώνης Fresnel, δίνεται από τη σχέση:

$$\xi = \frac{D^2}{4\lambda} \quad (5)$$

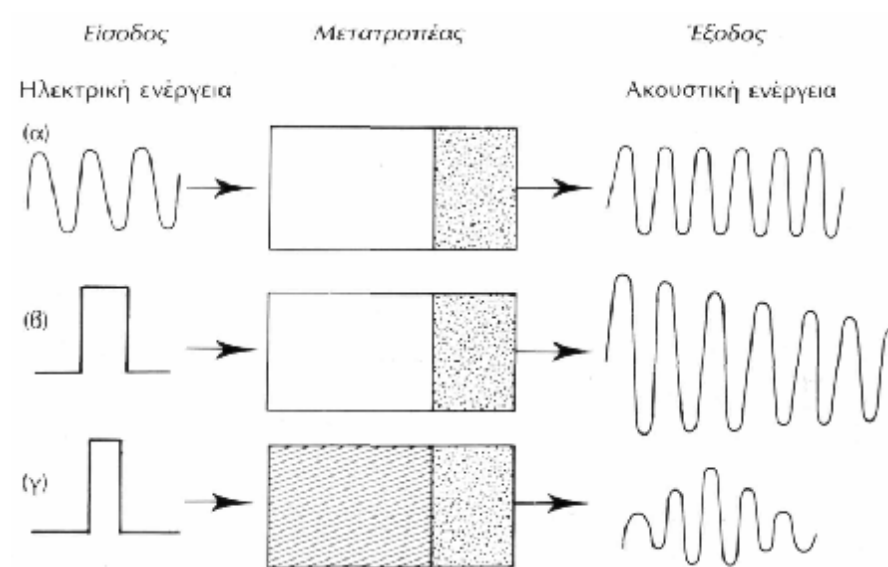
όπου  $D$  είναι η διάμετρος του μετατροπέα και  $\lambda$  το μήκος κύματος των υπερήχων. Έτσι, η ζώνη Fresnel είναι μακρύτερη για μετατροπείς ενέργειας μεγάλης διαμέτρου και για μεγάλες συχνότητες υπερήχων, όπως δείχνει και η εικόνα 1.7.

Στην υπερηχοτομογραφία, είναι επιθυμητό να ελέγχεται η διάμετρος της δέσμης υπερήχων σε διάφορες αποστάσεις από την επιφάνεια του μετατροπέα ενέργειας, γιατί αυτή καθορίζει την ικανότητα της μεθόδου να διακρίνει γειτονικούς ανακλαστές σε κατεύθυνση κάθετη προς την κατεύθυνση διάδοσης των υπερήχων (πλάγια διακριτική ικανότητα). Παρόλο που αυτό είναι μερικά δυνατό με επιλογή της διαμέτρου και της συχνότητας του ηχοβολέα, η πλάγια διακριτική ικανότητα που μπορεί να επιτευχθεί με μετατροπείς ενέργειας επίπεδης επιφάνειας, είναι πάντα περιορισμένη. Η πλάγια διακριτική ικανότητα της υπερηχοτομογραφίας μπορεί να βελτιωθεί μόνο με εστίαση της δέσμης υπερήχων σε μια κλινικά επιθυμητή απόσταση από τον ηχοβολέα. Η εστίαση επιτυγχάνεται με τη χρήση εστιασμένων κοίλων κρυστάλλων, ακουστικών φακών ή μικρών κρυστάλλων διαταγμένων σε σειρά (phased arrays). Σε αυτές τις περιπτώσεις, η διάμετρος της δέσμης υπερήχων ελαττώνεται μέσα σε κάποια *εστιακή ζώνη* (εικ. 1.8), ενώ αυξάνεται πέρα από αυτή. *Εστιακή*

απόσταση ονομάζεται η απόσταση του κέντρου της εστιακής ζώνης από τον ηχοβολέα και είναι μια ακόμη χαρακτηριστική παράμετρος απεικόνισης, που πρέπει να επιλεγεί σωστά για κάθε κλινική εφαρμογή. Οι περισσότεροι μετατροπείς ενέργειας, που χρησιμοποιούνται στην κλινική υπερηχοτομογραφία, είναι εστιασμένοι.



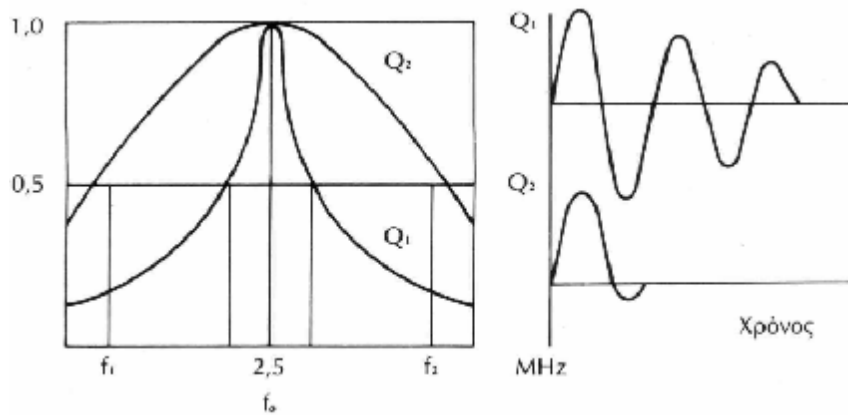
### 1.3 Μετατροπείς υπερήχων ενός στοιχείου (κρυστάλλου)



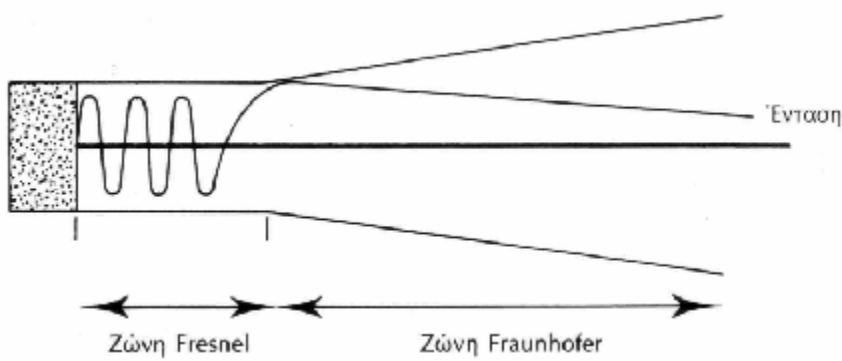
### 1.4 Τυπικά σήματα εισόδου-εξόδου μετατροπέα υπερήχων

(α) Είσοδος: εναλλασσόμενη ηλεκτρική τάση, έξοδος: συνεχές κύμα υπερήχων της ίδιας συχνότητας. (β) Είσοδος: βραχύς ηλεκτρικός παλμός, μετατροπέας χωρίς απορροφητικό υλικό, έξοδος: παλμός υπερήχων με τη χαρακτηριστική συχνότητα του κρυστάλλου και μεγάλης χρονικής διάρκειας. (γ) Είσοδος: βραχύς ηλεκτρικός παλμός, έξοδος: παλμός υπερήχων μικρής χρονικής διάρκειας λόγω χρήσης απορροφητικού υλικού.

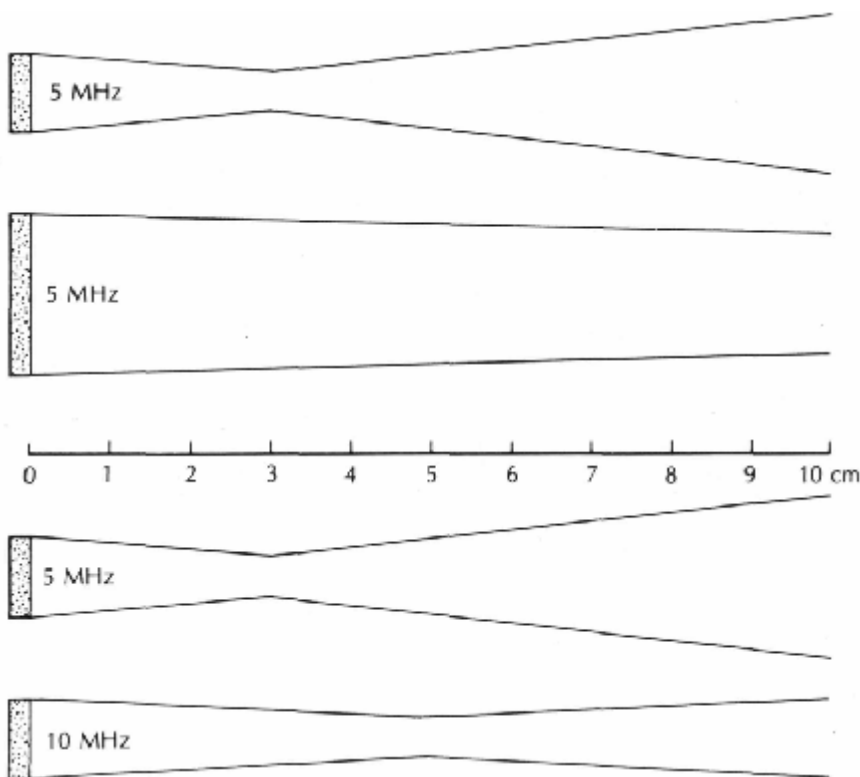




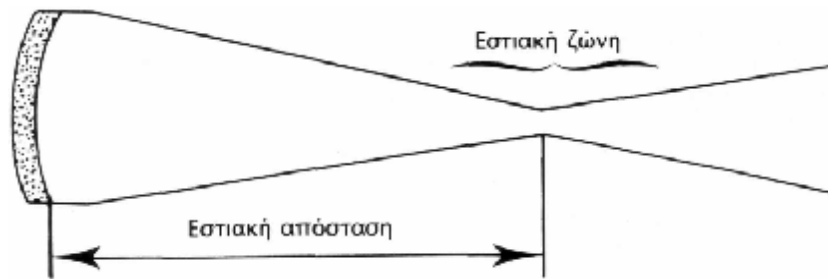
**1.5 Απόκριση συχνοτήτων δύο μετατροπέων υπερήχων με  $Q_1 = 2,5$  και  $Q_2 = 0,625$  αντίστοιχα.** Αντιπροσωπευτικοί παλμοί υπερήχων, που θα παράγουν οι δύο αυτοί μετατροπείς, δίνονται διαγραμματικά από τις καμπύλες στα δεξιά.



**1.6 Δέσμη υπερήχων**



**1.7 Μήκος της ζώνης Fresnel σαν συνάρτηση της διαμέτρου του μετατροπέα ενέργειας και της συχνότητας των υπερήχων (Kremkau 1984)**



### 1.8 Δέσμη υπερήχων εστιασμένη με κοίλο κρύσταλλο

Η σωστή επιλογή του μετατροπέα ενέργειας και των ακουστικών παραμέτρων, που τον χαρακτηρίζουν, είναι καθαρά θέμα εμπειρίας, μια και είναι συνάρτηση των απαιτήσεων της συγκεκριμένης κλινικής εφαρμογής και υπόκειται σε ορισμένους φυσικούς ή γεωμετρικούς περιορισμούς, οι οποίοι θα εξετασθούν λεπτομερέστερα στη συνέχεια. Συγκεκριμένα, εξετάζονται πρώτα οι αλληλεπιδράσεις υπερήχων και βιολογικών ιστών και ακολουθεί περιγραφή των διαφόρων μεθόδων στατικής και δυναμικής υπερηχοτομογραφίας με σύντομη ανάλυση των φαινομένων, που καθορίζουν τη διαγνωστική -όχι αισθητική- ποιότητα των εικόνων που αυτές παράγουν.

#### Αλληλεπίδραση υπερήχων και βιολογικών ιστών

Η κατανόηση των φυσικών αρχών αλληλεπίδρασης ενέργειας και ύλης είναι σημαντική τόσο για το σχεδιασμό συστημάτων ιατρικής διαγνωστικής απεικόνισης όσο και για την ερμηνεία του διαγνωστικού περιεχομένου των εικόνων που αυτά παράγουν. Τα φαινόμενα αλληλεπίδρασης υπερήχων και διαλογικών ιστών, που επιδρούν στην υπερηχοτομογραφία και εξετάζονται παρακάτω, είναι η ανάκλαση, η διάθλαση και η απορρόφηση της δέσμης υπερήχων. Αντίθετα προς τις ακτινογραφικές μεθόδους, όπου η απεικόνιση της ανατομίας βασίζεται στη μερική απορρόφηση των ακτίνων X από τους βιολογικούς ιστούς, στην υπερηχοτομογραφία η δυνατότητα απεικόνισης της ανατομίας βασίζεται στο φαινόμενο της ανάκλασης. Τα φαινόμενα διάθλασης και απορρόφησης της δέσμης υπερήχων επιδρούν κυρίως αρνητικά στις μεθόδους υπερηχοτομογραφίας, επηρεάζοντας τη σχετική ένταση των ανακλάσεων και την ακρίβεια, με την οποία οι στοιχειώδεις όγκοι βιολογικών ιστών, από τους οποίους προέρχονται αυτές οι ανακλάσεις, εντοπίζονται στο χώρο. Έτσι, εκτός από σφάλματα στη σχετική ένταση διαφόρων περιοχών μιας υπερηχοτομογραφίας, είναι δυνατό να εμφανισθούν και τεχνικά σφάλματα γεωμετρικής φύσης, που συχνά παραμορφώνουν το σχήμα διαφόρων ανατομικών οργάνων ή έχουν σαν αποτέλεσμα την απεικόνιση τους σε λάθος θέση. Αυτός είναι και ο λόγος, που η σωστή κλινική εφαρμογή της υπερηχοτομογραφίας, απαιτεί και τεχνικές γνώσεις, περισσότερο ίσως από άλλες μεθόδους διαγνωστικής απεικόνισης.

Στην υπερηχοτομογραφία, η κατασκευή της εικόνας βασίζεται στη μερική *ανάκλαση* της δέσμης υπερήχων, καθώς αυτή προσπίπτει διαδοχικά σε διαχωριστικές επιφάνειες μεταξύ ιστών με διαφορετική ειδική ακουστική αντίσταση, όπως αυτή ορίζεται παρακάτω. Το ποσοστό της ενέργειας που δεν ανακλάται, αλλά διαπερνά τα διάφορα στρώματα βιολογικών ιστών του ανθρώπινου σώματος ή απορροφάται από αυτά, δεν χρησιμεύει άμεσα στην κατασκευή του υπερηχοτομογραφήματος· ένα μέρος, όμως, της ενέργειας αυτής ανακλάται, στη συνέχεια από άλλα στρώματα ιστών επιτρέποντας την απεικόνιση της ανατομίας σε μεγαλύτερο βάθος. Είναι προφανές ότι δεν είναι δυνατό να ληφθεί εικόνα της ανατομίας πέρα από κάποια απόσταση από τον πομπό υπερήχων, αν έχει προηγηθεί ολική ανάκλαση της δέσμης ή αν αυτή, λόγω σταδιακής απορρόφησης της ενέργειας της από το μέσο διάδοσης, δεν έχει αρκετή ένταση.

Παράλληλα με την ανάπτυξη μεθόδων υπολογιστικής τομογραφίας με δέσμες ακτίνων X, άρχισαν να αναπτύσσονται και μέθοδοι υπολογιστικής τομογραφίας από προβολές της ανατομίας με δέσμες υπερήχων, που όμως μέχρι σήμερα δεν έχουν αποδώσει ικανοποιητικά αποτελέσματα. Έτσι, στο κεφάλαιο αυτό δεν εξετάζονται μέθοδοι μαθηματικής ανακατασκευής υπερηχοτομογραφήματων από προβολές, ούτε και μέθοδοι ακουστικής

ολογραφίας, που επίσης βρίσκονται σε ερευνητικό στάδιο και δεν έχουν βρει μέχρι σήμερα άμεση κλινική εφαρμογή.

Στις επιφάνειες που διαχωρίζουν δύο μέσα διάδοσης με διαφορετική ειδική ακουστική αντίσταση ( $Z$ ), παρατηρείται μερική ως σχεδόν ολική ανάκλαση της δέσμης υπερήχων. Η ειδική ακουστική αντίσταση είναι μια στοιχειώδης ιδιότητα της ύλης και δίνεται από το γινόμενο της πυκνότητας επί την ταχύτητα του ήχου στο συγκεκριμένο υλικό:

$$Z = \rho c \quad (6)$$

όπου  $\rho$  είναι η πυκνότητα σε  $\text{g/cm}^3$  και  $c$  η ταχύτητα του ήχου σε  $\text{cm/sec}$ . Έτσι, η ειδική ακουστική αντίσταση διαφόρων μέσων διάδοσης δίνεται σε μονάδες  $\text{g}/(\text{cm}^2 \cdot \text{sec})$  ενώ, αν οι τιμές της ακουστικής αντίστασης πολλαπλασιασθούν επί  $10^{-5}$ , η ειδική ακουστική αντίσταση εκφράζεται σε Rayls, δηλαδή  $1 \text{ Rayl} = 1 \text{ g}/(\text{cm}^2 \cdot \text{sec}) \times 10^{-5}$ . Τυπικές τιμές ειδικής ακουστικής αντίστασης διαφόρων βιολογικών ιστών, πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων και άλλων υλικών δίνονται στον πίνακα 1.2.

**ΠΙΝΑΚΑΣ 1.2.** Ειδική ακουστική αντίσταση διαφόρων υλικών.

Υλικό	Z (Rayls)
Αέρας	0,0004
Λίπος	1,38
Νερό (50°C)	1,54
Εγκέφαλος	1,58
Αίμα	1,61
Νεφρός	1,62
Ήπαρ	1,65
Μυς	1,70
Φακοί οφθαλμών	1,84
Πιεζοηλεκτρικά πολυμερή	4,0
Κρανίο (οστά)	7,8
Χαλαζίας (quartz)	15,2
Υδράργυρος	19,7
PZT-5A	29,3
PZT-4	30,00
Μπρούντζος	38,0

Ο συντελεστής ανάκλασης ( $R$ ), δηλαδή το ποσοστό της ενέργειας μιας δέσμης υπερήχων, που ανακλάται, όταν η δέσμη προσκρούσει κάθετα σε μια επιφάνεια μεταξύ δύο βιολογικών ιστών, με ειδικές ακουστικές αντιστάσεις  $Z_1$  και  $Z_2$ , αντίστοιχα, δίνεται από τη σχέση:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (7)$$

Από την εξίσωση (7) βγαίνει εύκολα το συμπέρασμα ότι, στη διαχωριστική επιφάνεια μεταξύ δύο μέσων διάδοσης με ίσες περίπου ειδικές ακουστικές αντιστάσεις ( $Z_1 \sim Z_2$ ), ο συντελεστής ανάκλασης είναι πολύ μικρός και ελάχιστη ενέργεια ανακλάται προς τα πίσω. Αντίθετα, όταν η μια ειδική ακουστική αντίσταση είναι πολύ μεγαλύτερη της άλλης ( $Z_1 \gg Z_2$  ή  $Z_2 \gg Z_1$ ), ο συντελεστής ανάκλασης είναι πολύ μεγάλος ( $\sim 100\%$ ) και το μεγαλύτερο ποσοστό ενέργειας της δέσμης ανακλάται (εικ.1.9).

Σχεδόν ολική ανάκλαση της δέσμης υπερήχων παρατηρείται στις διαχωριστικές επιφάνειες μεταξύ μαλακών ιστών και αέρα ( $R = 99,9\%$ ), ενώ μεγάλο ποσοστό ενέργειας ανακλάται και σε επιφάνειες μεταξύ μαλακών ιστών και οστών ( $R = 43,5\%$ ). Ο συντελεστής μετάδοσης ( $T$ ), δηλαδή το ποσοστό ενέργειας της δέσμης υπερήχων που μεταδίδεται πέρα από την ανακλαστική επιφάνεια και επιτρέπει την απεικόνιση βαθύτερων περιοχών, είναι ίσος με  $(100-R)\%$ , μια και το άθροισμα της ενέργειας που ανακλάται και αυτής που μεταδίδεται, πρέπει να ισούται με την ολική ενέργεια της δέσμης πριν από την ανάκλαση. Επομένως, επιφάνειες με μεγάλο συντελεστή ανάκλασης περιορίζουν σημαντικά την ακτίνα δράσης της δέσμης υπερήχων και βάζουν περιορισμούς στις περιοχές της ανθρώπινης ανατομίας, που μπορούν να απεικονισθούν αποτελεσματικά με μεθόδους υπερηχοτομογραφίας.

Πέρα από την κάθετη πρόσπτωση μιας δέσμης υπερήχων σε μια επιφάνεια, είναι δυνατό να γίνει και πρόσπτωση υπό γωνία. Τότε, παρατηρούνται φαινόμενα παρόμοια με εκείνα της οπτικής. Συγκεκριμένα, όπως και στην περίπτωση κάθετης πρόσπτωσης, ένα μέρος (της ενέργειας) της δέσμης ανακλάται και η υπόλοιπη συνεχίζει να διαδίδεται, αλλά όχι στην ίδια κατεύθυνση με την αρχική δέσμη. Η δέσμη υπερήχων, που σχηματίζεται πίσω από την ανακλαστική επιφάνεια, παρουσιάζει το φαινόμενο της *διάθλασης*, δηλαδή αλλάζει κατεύθυνση ως προς την αρχική δέσμη, λόγω της διαφορετικής ταχύτητας του ήχου στα δύο μέσα διάδοσης. Η γωνία που σχηματίζει η ανακλώμενη δέσμη ως προς την κάθετο στην επιφάνεια, είναι ίση με τη γωνία πρόσπτωσης, ενώ η γωνία της διαθλώμενης δέσμης δίνεται από το νόμο του Snell:

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{c_1}{c_2} \quad (8)$$

όπου  $\theta_1$  είναι η γωνία πρόσπτωσης,  $\theta_2$  η γωνία διάθλασης,  $c_1$  η ταχύτητα του ήχου στο μέσο διάδοσης 1 και  $c_2$  η ταχύτητα του ήχου στο μέσο διάδοσης 2. Η σχετική γεωμετρία φαίνεται στην εικόνα 1.10.

Η διάθλαση της δέσμης υπερήχων είναι η κύρια πηγή τεχνικών σφαλμάτων γεωμετρικής φύσης, τα οποία συχνά αλλοιώνουν το σχήμα ανατομικών οργάνων ή τα εμφανίζουν σε λάθος θέση. Όπως εξηγείται και παρακάτω, ο υπερηχοτομογράφος ξεγελιέται από τη διάθλαση, όπως ξεγελιέται και το ανθρώπινο μάτι, όταν βλέπει ένα ίσιο ξύλο, βυθισμένο μερικά στο νερό, σαν λυγισμένο.

Η παραπάνω γεωμετρική θεώρηση των φαινομένων της ανάκλασης και της διάθλασης προϋποθέτει ότι το μήκος κύματος των υπερήχων είναι πολύ μικρό σε σχέση με τις διαστάσεις των ανακλαστικών επιφανειών. Οι ανακλάσεις αυτού του τύπου ονομάζονται *κατοπτρικές* (specular) ανακλάσεις και μοιάζουν με την ανάκλαση μιας δέσμης φωτός από την επιφάνεια ενός καθρέφτη. Αν, όμως, οι διαστάσεις των ανακλαστικών επιφανειών και των ανωμαλιών, που πιθανώς έχουν, είναι συγκρίσιμες με το μήκος κύματος των υπερήχων, τότε παρατηρείται *σκέδαση* (scattering) της δέσμης υπερήχων, όπως και στην περίπτωση μιας δέσμης φωτός, που διαχέεται, καθώς περνά μέσα από ομίχλη και περιορίζει την όραση μας. Όμως, στην υπερηχοτομογραφία η σκέδαση της δέσμης υπερήχων είναι πολύ σημαντική γιατί, πέρα από την απεικόνιση μεγάλων διαχωριστικών επιφανειών ανατομικών οργάνων που επιτρέπουν οι κατοπτρικές ανακλάσεις, δίνει τη δυνατότητα να απεικονισθεί το ίδιο το παρέγχυμα των διαφόρων οργάνων παίρνοντας έτσι χρήσιμες διαγνωστικές πληροφορίες. Συγκεκριμένα, η ένταση του μέρους εκείνου της δέσμης, που σκεδάζεται προς τα πίσω (backscatter) από ανώμαλες επιφάνειες ή ετερογενή μέσα διάδοσης, εξαρτάται περισσότερο από τη συχνότητα των υπερήχων και τα χαρακτηριστικά των σκεδαστών, ενώ είναι σχετικά

ανεξάρτητη από τη γωνία πρόσπτωσης. Η σκέδαση, λοιπόν, της δέσμης και ειδικά η σκέδαση μέρους της δέσμης προς τα πίσω, δηλαδή προς τον πομποδέκτη (οπισθοσκέδαση), επιτρέπει την απεικόνιση και το χαρακτηρισμό ιστών με κάποια κατανομή σκεδαστών και ακόμη την καλύτερη απεικόνιση ανακλαστικών επιφανειών που περιβάλλουν τέτοιους ιστούς και συμβαίνει να μην είναι κάθετες στη δέσμη υπερήχων, ούτως ώστε να δώσουν ισχυρές κατοπτρικές ανακλάσεις.

Λόγω του μεγάλου αριθμού σκεδαστών, που συναντά η δέσμη υπερήχων, καθώς διαδίδεται μέσα στους βιολογικούς ιστούς, είναι δυνατό πολλές ανακλάσεις μαζί να φθάσουν στο μετατροπέα ενέργειας με τέτοιο τρόπο που ή να συμβάλουν προσθετικά στην παραγωγή του ολικού σήματος ή να αλληλοαναιρεθούν και να παράγουν ένα ασθενές σήμα. Αποτέλεσμα αυτού του φαινομένου είναι η εμφάνιση των διαφόρων ιστών στην τελική εικόνα να μην εξαρτάται μόνο από την πραγματική σύνθεση τους και τα χαρακτηριστικά των σκεδαστών που περιέχουν, αλλά να περιλαμβάνει και χαρακτηριστικές αυξομοιώσεις στην ένταση, γνωστές σαν ακουστικό *speckle*, που προέρχονται από τη συμβολή που οδηγεί σε ενίσχυση ή αλληλοανίρεση των πολλαπλών ανακλάσεων στην επιφάνεια του μετατροπέα ενέργειας.

Οι κατοπτρικές ανακλάσεις και η σκέδαση μέρους της δέσμης υπερήχων από τους ιστούς του ανθρωπίνου σώματος αφαιρούν ενέργεια από τη δέσμη ελαττώνοντας, έτσι, σταδιακά το πλάτος και την ένταση των υπερήχων.

Ένα τρίτο φαινόμενο που συμβάλλει στη σταδιακή εξασθένηση της δέσμης υπερήχων είναι η *απορρόφηση* (absorption) ενέργειας στους ιστούς, με τη μετατροπή ακουστικής (μηχανικής) ενέργειας σε θερμότητα. Μια λεπτομερής εξέταση των μάλλον πολύπλοκων μηχανισμών απορρόφησης της ενέργειας των υπερήχων από τους μαλακούς ιστούς ξεφεύγει από το περιεχόμενο ενός κεφαλαίου βασικών αρχών. Έτσι, στο υπόλοιπο αυτής της παραγράφου εξετάζεται συνολικά το φαινόμενο *εξασθένησης* της δέσμης υπερήχων, λόγω κατοπτρικών ανακλάσεων, σκέδασης και απορρόφησης.

Ο *συντελεστής εξασθένησης* ( $\alpha$ ) αντιπροσωπεύει την εξασθένηση της δέσμης υπερήχων ανά μονάδα απόστασης και εκφράζεται σε μονάδες dB/cm. Ακόμη, ο συντελεστής εξασθένησης αυξάνεται καθώς αυξάνεται η συχνότητα των υπερήχων, ενώ για βιολογικούς ιστούς ισχύει, γενικά, η σχέση:

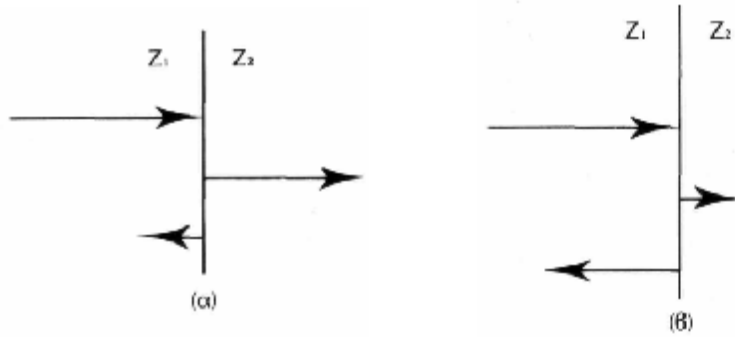
$$a(f) = a_0 f^b \quad (9)$$

όπου  $a_0$  και  $\beta$  είναι σταθερές για μια κλίμακα συχνοτήτων, που περιλαμβάνει και τις συχνότητες της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας (1-10 MHz). Για τους μαλακούς ιστούς του ανθρωπίνου σώματος, η σταθερά  $\beta$  είναι περίπου ίση με τη μονάδα και ισχύει η γραμμική σχέση:

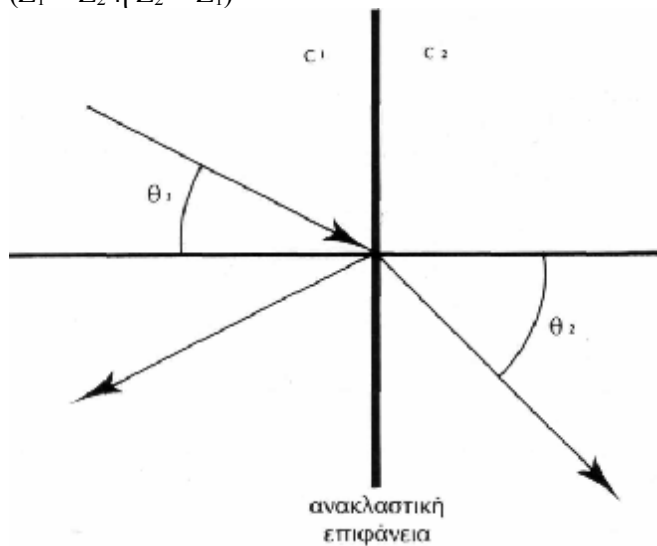
$$a(f) = a_0 f \quad (10)$$

Για μαλακούς ιστούς, η τιμή της σταθεράς  $a_0$  είναι περίπου ίση με 1 dB/cm/MHz.

Είναι προφανές ότι η εξασθένηση της δέσμης υπερήχων είναι μεγαλύτερη για μεγάλες αποστάσεις και για υψηλές συχνότητες. Για παράδειγμα, η ένταση μιας δέσμης υπερήχων με συχνότητα 3 MHz, που διανύει μια απόσταση 10 cm μέσα στους μαλακούς ιστούς του ανθρωπίνου σώματος, θα μειωθεί κατά 30 dB, ενώ αν διανύσει απόσταση 5 cm, η ένταση θα μειωθεί κατά 15 dB. Ο πίνακας 1.3 περιλαμβάνει το μέσο συντελεστή εξασθένησης υπερήχων στους μαλακούς ιστούς για διάφορες συχνότητες διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας, καθώς και την αντίστοιχη ποσοστιαία μείωση της έντασης για αποστάσεις 1 και 10 cm. Η γραμμική σχέση μεταξύ συντελεστή εξασθένησης και συχνότητας στην εξίσωση



**1.9** Ανάκλαση δέσμης υπερήχων (α) Μερική ανάκλαση ( $Z_1 \sim Z_2$ ) (β) Ολική ανάκλαση ( $Z_1 \gg Z_2$  ή  $Z_2 \gg Z_1$ )



**1.10** Ανάκλαση και διάθλαση ακουστικών κυμάτων σε επιφάνειες μεταξύ μέσων διάδοσης με διαφορετικές ταχύτητες ήχου

**ΠΙΝΑΚΑΣ 1.3. Μέσοι συντελεστές εξασθένησης υπερήχων στους μαλακούς ιστούς και αντίστοιχες ποσοστιαίες μειώσεις στην ένταση.**

Συχνότητα (MHz)	Μέσος συντελεστής εξασθένησης για μαλακούς ιστούς (dB/cm)	Μείωση έντασης (%) 1 cm	Μείωση έντασης (%) 10 cm
1	1	21	90,0
2	2	37	99,0
3	3	50	99,9
5	5	68	99,999
7	7	80	99,99999
10	10	90	99,99999999

(10) βασίζεται σε πειραματικά δεδομένα και μπορεί να εξηγηθεί μόνο αν υποθέσουμε, όπως είναι γενικά αποδεκτό, ότι ο κύριος μηχανισμός εξασθένησης μιας δέσμης υπερήχων στους ιστούς είναι η απορρόφηση ενέργειας και ότι η σκέδαση ενέργειας από τη δέσμη παίζει σχετικά πολύ μικρό ρόλο. Τέλος, η εξασθένηση των υπερήχων στους βιολογικούς ιστούς και

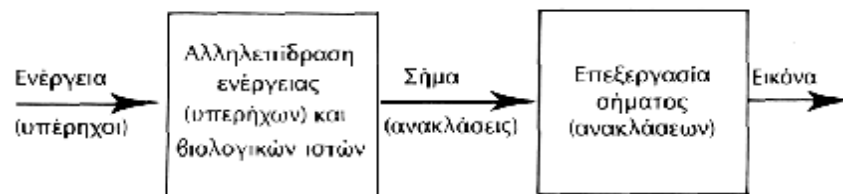
η εξάρτηση του συντελεστή εξασθένησης από τη συχνότητα είναι αιτίες τεχνικών σφαλμάτων, τόσο στην υπερηχοτομογραφία όσο και στους υπέρηχους Doppler, τα οποία θα εξετασθούν παρακάτω.

### Μέθοδοι διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας

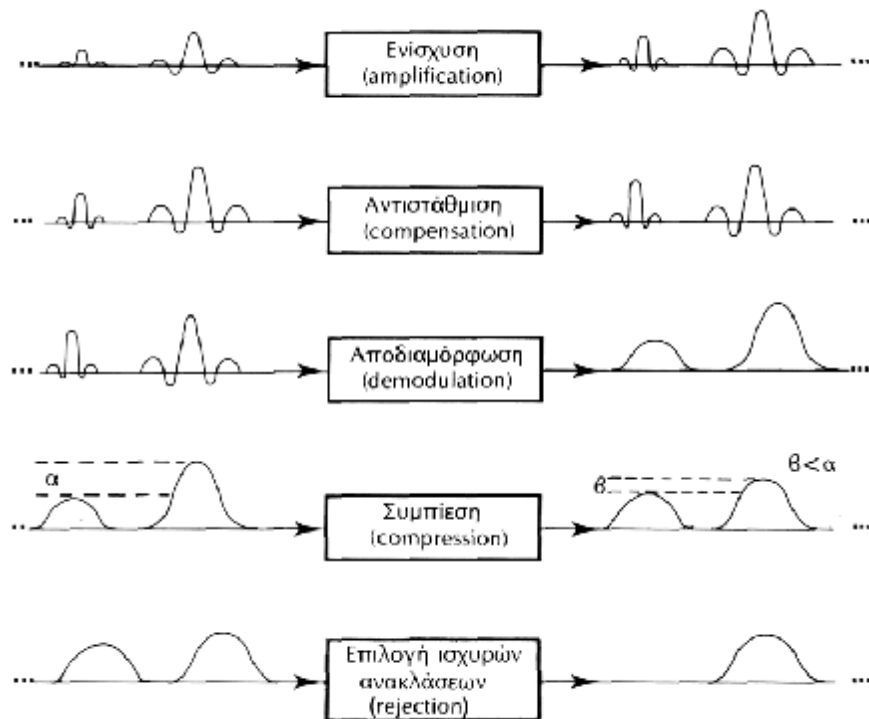
Στα προηγούμενα αναφερθήκαμε σε μεθόδους παραγωγής και ανίχνευσης υπερήχων, καθώς και σε φαινόμενα αλληλεπίδρασης υπερήχων και βιολογικών ιστών. Η υπερηχοτομογραφία είναι μια μέθοδος διαγνωστικής απεικόνισης βασισμένη στις πληροφορίες που παράγονται σαν αποτέλεσμα αυτών των φαινομένων, όπως μεταβιβάζονται στο μετατροπέα ενέργειας από τους ανακλώμενους ήχους. Ένα γενικό μοντέλο υπερηχοτομογραφίας, και άλλων μεθόδων διαγνωστικής απεικόνισης, δίνεται διαγραμματικά στην εικόνα 1.11. Σήμερα, όλα σχεδόν τα συστήματα υπερηχοτομογραφίας εκπέμπουν παλμούς υπερήχων και η εικόνα κατασκευάζεται μετά από επεξεργασία των πληροφοριών που περιέχουν τα σύνθετα σήματα, που παράγει ο μετατροπέας ενέργειας αποκρινόμενος στους ανακλώμενους ήχους, που δέχεται μετά από κατοπτρικές ανακλάσεις και οπισθοσκέδαση μέρους της ενέργειας των διαδοχικών παλμών. Παρακάτω, περιγράφονται τα συστήματα και οι μέθοδοι στατικής και δυναμικής διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας.

#### Στατική απεικόνιση

Ένα τυπικό σύστημα διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας αποτελείται από τον παλμοδότη (pulser), το μετατροπέα ενέργειας, το δέκτη ή επεξεργαστή των σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας, κάποια μνήμη εικόνας και μια ή περισσότερες οθόνες τηλεόρασης. Ο παλμοδότης στέλνει ηλεκτρικούς παλμούς στο μετατροπέα ενέργειας με κάποια προκαθορισμένη συχνότητα. Για κάθε ηλεκτρικό παλμό που δέχεται, ο μετατροπέας ενέργειας παράγει έναν αντίστοιχο παλμό υπερήχων. Οι διαδοχικοί παλμοί υπερήχων ταξιδεύουν μέσα στους ιστούς του ανθρωπίνου σώματος και ανακλώνται ή σκεδάζονται προς τα πίσω χάνοντας έτσι, σταδιακά, μέρος της αρχικής τους ενέργειας. Οι ανακλάσεις που παράγονται από διάφορες ανακλαστικές επιφάνειες ή κατανεμημένους σκεδαστές, κατευθύνονται προς το μετατροπέα ενέργειας, όπου μετατρέπονται σε ηλεκτρικά σήματα, το πλάτος των οποίων είναι ανάλογο του πλάτους ή της έντασης των ανακλάσεων. Τα σήματα αυτά περνούν διάφορα στάδια επεξεργασίας, που οδηγούν στην κατασκευή και την εγγραφή της εικόνας στη μνήμη και, στη συνέχεια, στην προβολή της στην οθόνη.



1.11 Μοντέλο υπερηχοτομογραφίας σε διαγραμματική μορφή



**1.12** Στάδια επεξεργασίας σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας πριν από την κατασκευή της τελικής εικόνας

Τα στάδια επεξεργασίας των σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας είναι τα εξής (εικ. 1.12): Αρχικά, τα σήματα ενισχύονται, για να αποκαλυφθούν ανακλάσεις με σχετικά χαμηλή ένταση και για να διευκολυνθεί η παραπέρα επεξεργασία (amplification). Στη συνέχεια, γίνονται διορθώσεις, κατά προσέγγιση, στο πλάτος του σήματος, για να αντισταθμιστούν πιθανές διαφορές έντασης μεταξύ διαφόρων ανακλάσεων, που προέρχονται από ανακλαστές με τον ίδιο συντελεστή ανάκλασης που, όμως, βρίσκονται σε διαφορετικές αποστάσεις από το μετατροπέα ενέργειας (compensation). Η τελική εικόνα αντιπροσωπεύει τις ανακλαστικές ιδιότητες των διαφόρων οργάνων και ιστών και δεν πρέπει η ένταση ή η φωτεινότητα της να εξαρτάται από τις αποστάσεις των ανακλαστών από την πηγή της δέσμης υπερήχων. Στο επόμενο στάδιο, τα σήματα, που αρχικά έχουν φάσμα συχνοτήτων 1-10 MHz, φιλτράρονται ή αποδιαμορφώνονται ούτως ώστε να μείνει η περιβάλλουσα (envelope) του σήματος, δηλαδή οι χαμηλές συχνότητες που αντιπροσωπεύουν τα σχετικά μεγέθη των διαφόρων ανακλάσεων (demodulation). Στη συνέχεια, λόγω της περιορισμένης δυναμικής κλίμακας της οθόνης, στην οποία τελικά προβάλλεται η εικόνα, γίνεται συμπίεση των μεγεθών των διαφόρων ανακλάσεων με τρόπο που εξασφαλίζει ότι η μέγιστη διαφορά μεταξύ τους είναι συμβατή με τη δυναμική κλίμακα της οθόνης (compression). Τέλος, οι ανακλάσεις που δεν υπερβαίνουν κάποια τιμή πλάτους ή έντασης απορρίπτονται (rejection). Αυτό αποκλείει από την τελική εικόνα εκείνες τις ανακλάσεις που δεν περιέχουν χρήσιμες πληροφορίες, γιατί βρίσκονται στο επίπεδο ηλεκτρονικού ή ακουστικού θορύβου, π.χ. πολλαπλές σκεδάσεις μέσα στους ιστούς.

Στην στατική υπερηχοτομογραφία, κάποια τομή της ανατομίας σαρώνεται από τη δέσμη υπερήχων με αντίστοιχη κίνηση του μετατροπέα ενέργειας πάνω στην επιφάνεια του σώματος του ασθενούς. Σε όλη τη διάρκεια της σάρωσης, οι ανακλάσεις μετατρέπονται σε ηλεκτρικά σήματα, που περνούν από την παραπάνω επεξεργασία δίνοντας έτσι τις πληροφορίες, που απαιτούνται για τη σύνθεση μιας εικόνας, της υποτιθέμενης στατικής ανατομίας, απ' ευθείας στη μνήμη του συστήματος. Συγκεκριμένα, τα σήματα αυτά αντιπροσωπεύουν το πλάτος των ανακλάσεων σαν συνάρτηση του χρόνου, και, επομένως, επιτρέπουν τον υπολογισμό της απόστασης από την επιφάνεια του μετατροπέα ενέργειας και το χαρακτηρισμό των ανακλαστικών ιδιοτήτων κάθε επιφανείας ή ομάδας σκεδαστών. Πώς, όμως, τα μονοδιάστατα σήματα εξόδου του μετατροπέα ενέργειας μετασχηματίζονται σε



εικόνες δύο διαστάσεων; Ο τρόπος που περιγράφεται παρακάτω, έγινε αρχικά γνωστός σαν τρόπος B (Brightness mode), τρόπος σάρωσης B (B-scan) και πρόσφατα, *τρόπος απεικόνισης με χρήση της κλίμακας του γκριζου* (gray-scale imaging). Αυτός ο τρόπος μπορεί να γίνει εύκολα κατανοητός, αν φανταστούμε την ανατομική τομή υποδιαμεμένη σε πολλές κυψελίδες (picture elements ή pixels) και για κάθε τέτοια κυψελίδα μια θέση στη μνήμη εικόνας, έτοιμη να δεχθεί κάποια τιμή ανάλογη της έντασης των ανακλάσεων που προέρχονται από αυτή. Οι αποστάσεις των ανακλαστικών επιφανειών από το μετατροπέα ενέργειας υπολογίζονται με βάση την ταχύτητα του ήχου στους μαλακούς ιστούς και το συνολικό χρόνο διάδοσης του αρχικού παλμού υπερήχων μέχρι το σημείο ανάκλασης και επιστροφής της ανάκλασης στο μετατροπέα ενέργειας. Ο πίνακας εντάσεων, που με τον τρόπο αυτό αποθηκεύεται στη μνήμη εικόνας, διαβάζεται και μεταφέρεται στην οθόνη με συχνότητα που επιτρέπει τη σταθερή και συνεχή απεικόνιση της ανατομικής τομής.

Ο αριθμός των κυψελίδων, στις οποίες υποδιαιρείται η ανατομική τομή, και, επομένως, το μέγεθος μνήμης, καθορίζουν τη διακριτική ικανότητα της εικόνας. Για παράδειγμα, όταν το επιθυμητό βάθος απεικόνισης είναι 20 cm και η μνήμη έχει χωρητικότητα 512x512 στοιχείων, η διακριτική ικανότητα είναι της τάξης των 0,4 mm, ενώ μια μνήμη 1024x1024 στοιχείων θα έδινε διακριτική ικανότητα 0,2 mm. Οι μνήμες που έχουν χρησιμοποιηθεί κατά καιρούς σε συστήματα υπερηχοτομογραφίας, είναι δύο ειδών, αναλογικές και ψηφιακές. Οι *αναλογικές μνήμες* κάνουν χρήση μιας δέσμης ηλεκτρονίων, που αποθηκεύει στα στοιχεία της μνήμης ηλεκτρικό φορτίο ανάλογο με την ένταση των ανακλάσεων. Στα σύγχρονα συστήματα υπερηχοτομογραφίας, όπως και στους ηλεκτρονικούς υπολογιστές, χρησιμοποιούνται, σχεδόν αποκλειστικά, *ψηφιακές μνήμες*, στις οποίες οι εντάσεις των ανακλάσεων αποθηκεύονται σε δυαδική μορφή, δηλαδή σαν αριθμοί αποτελούμενοι από ψηφία που παίρνουν μόνο τις τιμές 0 και 1. Τα ψηφία αυτά ονομάζονται, στην ορολογία των ψηφιακών συστημάτων, *bits* και ο αριθμός των bits που είναι διαθέσιμα για την αποθήκευση κάθε έντασης, γνωστός και σαν *βάθος μνήμης*, καθορίζει την ελάχιστη διαφορά εντάσεων, που μπορεί να παρασταθεί στη μνήμη του συστήματος. Για μια συγκεκριμένη κλίμακα εντάσεων, ο αριθμός των επιπέδων έντασης, που μπορούν να παρασταθούν με N bits, είναι  $2^N$ . Δηλαδή 1 bit με τιμές 0 ή 1 επιτρέπει την παράσταση μόνο 2 διαφορετικών εντάσεων, 2 bits επιτρέπουν την παράσταση 4 εντάσεων, 3 bits την παράσταση 8 εντάσεων κ.λπ. Συστήματα που αποθηκεύουν και επεξεργάζονται εικόνες, χρησιμοποιούν, συνήθως, μέχρι και 8 bits επιτρέποντας την παράσταση  $2^8 = 256$  εντάσεων. Τα διακριτά αυτά επίπεδα έντασης ονομάζονται και *επίπεδα κβαντοποίησης*, γιατί, στην πράξη, οι πραγματικές τιμές έντασης αναγκαστικά κβαντοποιούνται σε αυτά τα επίπεδα. Έτσι, όσο περισσότερα bits έχει η μνήμη, τόσο καλύτερη είναι η ικανότητα διάκρισης μικρών διαφορών έντασης.

Η οθόνη, στην οποία τελικά προβάλλεται η εικόνα, έχει επίσης περιορισμένη ικανότητα διάκρισης πολλών επιπέδων έντασης. Η ικανότητα διάκρισης πολλών επιπέδων έντασης στην τελική εικόνα ονομάζεται *διακριτική ικανότητα επιπέδων του γκριζου* ή κοντράστ (gray-scale ή contrast resolution) και καθορίζεται από την επιλογή του βάθους μνήμης σε bits και της ποιότητας της οθόνης. Σε σχέση με τις αναλογικές μνήμες, οι ψηφιακές μνήμες έχουν σταθερότερη απόδοση και καλύτερη ποιότητα απεικόνισης. Ακόμη, το γεγονός ότι η εικόνα είναι αποθηκευμένη σαν πίνακας αριθμητικών τιμών δίνει τη δυνατότητα επεξεργασίας της εικόνας, πριν από την προβολή της στην οθόνη, με σκοπό τη μείωση του θορύβου, την εκλεκτική ενίσχυση διαφόρων περιοχών της εικόνας ή διαφόρων εντάσεων καθώς και τη δυνατότητα ανάλυσης της εικόνας, με σκοπό την εύρεση και το χαρακτηρισμό του μεγέθους ή του σχήματος διαφόρων αντικειμένων, το χαρακτηρισμό των ιδιοτήτων διαφόρων ιστών κ.λπ.

Εκτός από τον παραπάνω τρόπο οργάνωσης των πληροφοριών σαν εικόνα, στην υπερηχοτομογραφία έχουν χρησιμοποιηθεί παραδοσιακά και άλλοι τρόποι οργάνωσης των πληροφοριών και προβολής τους σε οθόνη λυχνίας καθοδικών ακτινών (cathode-ray tube) ή τηλεόρασης. Μια γενική περιγραφή των τρόπων αυτών δίνεται παρακάτω, για ιστορικούς κυρίως λόγους, χωρίς μεγάλη έμφαση στις τεχνικές λεπτομέρειες. Ο πρώτος τρόπος ονομάζεται A (A-mode) και είναι απλά μια μονοδιάστατη γραφική παράσταση του πλάτους (Amplitude) των ανακλάσεων σαν συνάρτηση της απόστασης από το μετατροπέα ενέργειας. Η παράσταση αυτή, συνήθως, γράφεται στην οθόνη μιας λυχνίας καθοδικών ακτινών από

δέσμη ηλεκτρονίων, που κατευθύνεται από το ηλεκτρικό σήμα, που παράγει ο επεξεργαστής των σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας. Συγκεκριμένα, για κάθε ανάκλαση, η δέσμη ηλεκτρονίων αποκλίνει από την οριζόντια κατεύθυνση σάρωσης γράφοντας έτσι έναν παλμό, του οποίου το πλάτος είναι ενδεικτικό του πλάτους της ανάκλασης, ενώ η απόσταση του παλμού από την αριστερή αιχμή της οθόνης είναι ενδεικτική της απόστασης της αντίστοιχης ανακλαστικής επιφάνειας από το μετατροπέα ενέργειας. Αυτός ο τρόπος παράστασης δεν είναι ιδιαίτερα χρήσιμος παρά μόνο

σαν το πρώτο βήμα του δεύτερου τρόπου παράστασης των ανακλάσεων, που ονομάζεται TM (Time-Motion mode). Ενώ ο τρόπος A εντοπίζει τις ανακλαστικές επιφάνειες σε μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή, δίνοντας ταυτόχρονα το πλάτος των ανακλάσεων, ο τρόπος TM, που είναι επίσης γνωστός σαν τρόπος M (Motion mode), δίνει γραφικά και την κίνηση των ανακλαστικών επιφανειών κατά μήκος του άξονα της δέσμης υπερήχων. Αυτό πετυχαίνεται αντικαθιστώντας την απόκλιση της δέσμης ηλεκτρονίων του τρόπου A με διαμόρφωση της έντασης της ανάλογα με το πλάτος των ανακλάσεων (B-mode) και κάνοντας χρήση ενός καταγραφικού μέσου που κινείται με σταθερή ταχύτητα στην κάθετη κατεύθυνση μπροστά από την οθόνη. Λόγω της σάρωσης της δέσμης ηλεκτρονίων στην οριζόντια κατεύθυνση και της κίνησης του καταγραφικού μέσου στην κάθετη κατεύθυνση, παίρνουμε μια εικόνα, της οποίας η οριζόντια διάσταση είναι σταθερή και ίση με τη μέγιστη απόσταση των ανακλαστών από το μετατροπέα ενέργειας, ενώ η κάθετη διάσταση είναι μεταβλητή και εξαρτάται από τον επιθυμητό χρόνο παρατήρησης της κίνησης των ανακλαστικών επιφανειών. Η ένταση της εικόνας διαμορφώνεται, όπως ειπώθηκε και παραπάνω, από το πλάτος των ανακλάσεων. Οι παραπάνω τρόποι παράστασης των ανακλάσεων φαίνονται στην εικόνα 1.13.

### **Δυναμική απεικόνιση**

Στη στατική υπερηχοτομογραφία, ο μετατροπέας ενέργειας παραμένει ακίνητος καθώς εκπέμπει ακουστικούς παλμούς και καταγράφει τις ανακλάσεις (τρόποι παράστασης A, M και TM) ή, για την απεικόνιση ανατομικής τομής, κινείται στην επιφάνεια του ασθενούς κάτω από χειροκίνητο έλεγχο (τρόπος σάρωσης B). Στη δεύτερη περίπτωση, που κύρια μας ενδιαφέρει, ο χειροκίνητος έλεγχος της κίνησης του μετατροπέα ενέργειας είναι πολύ αργός και δεν επιτρέπει τη δυναμική απεικόνιση της ανατομίας σε πραγματικό χρόνο (real-time) ή υπερηχοσκόπηση.

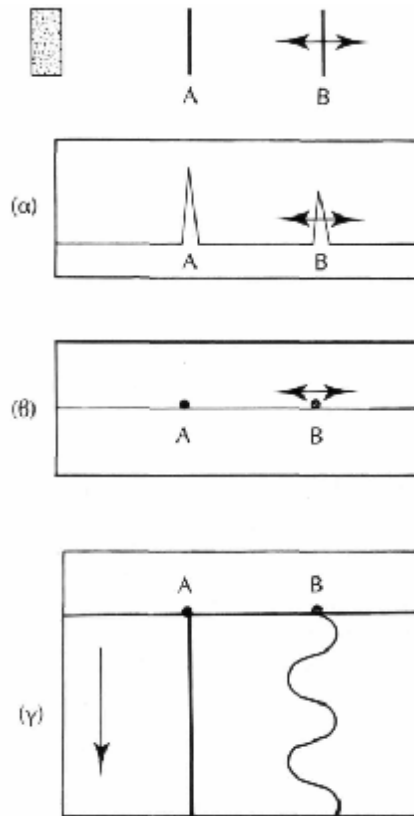
Στη δυναμική υπερηχοτομογραφία ή υπερηχοτομογραφία πραγματικού χρόνου, όπως είναι επίσης γνωστή, η ανίχνευση και επεξεργασία των ανακλάσεων, η αποθήκευση του πλάτους τους στην κατάλληλη θέση μνήμης και η προβολή της τελικής εικόνας στην οθόνη πρέπει να γίνονται με ταχύτητα πολλών εικόνων ανά δευτερόλεπτο. Οι τυπικές ταχύτητες που απαιτούνται, για να δώσουν την αίσθηση της συνεχούς κίνησης διαφόρων οργάνων, όπως η καρδιά, είναι 20-60 εικόνες/sec. Αυτοί οι *ρυθμοί απεικόνισης* (frame rates) απαιτούν τη χρήση άλλων τεχνολογιών κατασκευής μετατροπέων ενέργειας και μνήμης καθώς και άλλες μεθόδους επεξεργασίας σημάτων και εικόνων. Πάντως, εκτός από κάποιες διαφορές στο υλικό (hardware) που χρησιμοποιείται και την προσθήκη του ρυθμού απεικόνισης, σαν μια ακόμη παράμετρο, ο τρόπος στατικής απεικόνισης B και η δυναμική υπερηχοτομογραφία δεν διαφέρουν ως προς τις γενικές αρχές κατασκευής και προβολής της εικόνας, που αναφέρθηκαν παραπάνω. Ακόμη, συστήματα δυναμικής υπερηχοτομογραφίας χρησιμοποιούνται σήμερα και για τη στατική απεικόνιση της ανατομίας, εφόσον έχουν τη δυνατότητα να παγώνουν τις εικόνες στην οθόνη κάνοντας χρήση της μνήμης εικόνας.

Από τις προχωρημένες τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται στη δυναμική υπερηχοτομογραφία, αυτή που μας ενδιαφέρει περισσότερο, είναι η τεχνολογία συστημάτων μετατροπέων ενέργειας. Τα *συστήματα μετατροπέων ενέργειας*, που χρησιμοποιούνται στη δυναμική απεικόνιση της ανατομίας, είναι δύο ειδών: (α) *μηχανικής σάρωσης* και (β) *ηλεκτρονικής σάρωσης*. Και τα δύο είδη μετατροπέων ενέργειας επιτρέπουν την επαναληπτική σάρωση διαφόρων τομών της ανατομίας με μεγάλη ταχύτητα. Τα συστήματα μηχανικής σάρωσης αποτελούνται από έναν ή περισσότερους μετατροπείς ενέργειας, που εκτελούν περιοδική κίνηση τύπου ταλάντωσης ή περιστρέφονται σαρώνοντας έτσι ένα γωνιακό τομέα της ανατομικής τομής, ενώ το όλο σύστημα μένει ακίνητο στην επιφάνεια του ασθενούς. Σε

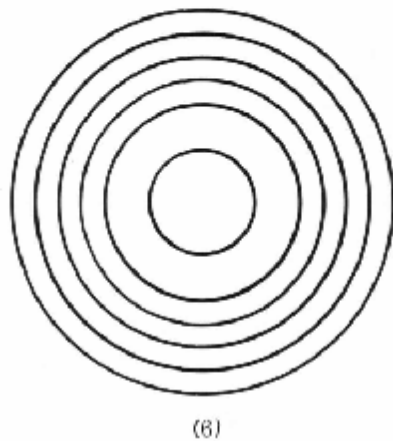
ορισμένα συστήματα, η σάρωση της δέσμης υπερήχων πετυχαίνεται με ταλαντούμενο ακουστικό καθρέφτη τοποθετημένο μπροστά σε σταθερό μετατροπέα ενέργειας.

Στα συστήματα ηλεκτρονικής σάρωσης χρησιμοποιούνται γραμμικές ή ομόκεντρες διατάξεις μικρών πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων (transducer arrays), που έχουν ορθογώνιο σχήμα ή σχήμα δακτυλίου αντίστοιχα (εικ. 1.14).

Οι γραμμικές διατάξεις έχουν δύο τρόπους λειτουργίας. Στον πρώτο τρόπο, εφαρμόζονται ηλεκτρικοί παλμοί, ταυτόχρονα, σε μικρές ομάδες πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων αρχίζοντας από το ένα άκρο της διάταξης και πηγαίνοντας προς το άλλο. Οι ομάδες αυτές δρουν σαν έναν κρύσταλλο, παράγοντας έτσι μια δέσμη υπερήχων, που μεταφέρεται σειριακά από τη μια ομάδα στην άλλη, για να σαρώσει μια τομή της ανατομίας στην κατεύθυνση της διάταξης. Ο τρόπος αυτός είναι ισοδύναμος με τη χειροκίνητη γραμμική μεταφορά του μετατροπέα ενέργειας στη στατική υπερηχοτομογραφία, η ταχύτητα σάρωσης, όμως, είναι πολύ μεγαλύτερη, λόγω του ηλεκτρονικού ελέγχου. Οι γραμμικές διατάξεις, που λειτουργούν με αυτό τον τρόπο, ονομάζονται απλά *γραμμικές διατάξεις* και διαφοροποιούνται από τις *γραμμικές φασικές διατάξεις* (linear phased arrays ή απλά phased arrays), των οποίων οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι διεγείρονται ατομικά από ηλεκτρικούς παλμούς που, όμως, φθάνουν στον κάθε κρύσταλλο με διαφορετική καθυστέρηση. Με τον τρόπο αυτό, τα ακουστικά κύματα, που παράγουν οι διάφοροι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι της διάταξης, έχουν μικρές διαφορές φάσης και συνιστούν μια δέσμη υπερήχων, της οποίας το σχήμα και η κατεύθυνση αλλάζουν, καθώς αλλάζουν και οι χρόνοι άφιξης των ηλεκτρικών παλμών στους κρυστάλλους. Επομένως, τα συστήματα γραμμικών φασικών διατάξεων επιτρέπουν τον ηλεκτρονικό έλεγχο τόσο της κατεύθυνσης της δέσμης υπερήχων όσο και της εστιακής της απόστασης, που μπορεί τώρα να μεταβάλλεται δυναμικά. Η σάρωση της ανατομίας με γραμμική φασική διάταξη είναι ισοδύναμη με τη μηχανική σάρωση ενός μετατροπέα ενέργειας που εκτελεί περιοδική ταλαντωτική κίνηση, διαθέτοντας επιπλέον δυνατότητα μεταβλητής εστιακής απόστασης. Οι γραμμικές φασικές διατάξεις μπορούν να εστιάσουν τη δέσμη μόνο στο επίπεδο σάρωσης. Η εστίαση στην κάθετη σ' αυτό κατεύθυνση απαιτεί χρήση ακουστικού φακού. Στην εικόνα 1.15 δίνεται μια συνοπτική εικόνα των τρόπων λειτουργίας των γραμμικών διατάξεων και των δυνατοτήτων μεταβλητής εστίασης και ελέγχου κατεύθυνσης της δέσμης που αυτές παρέχουν. Οι ομόκεντρες φασικές διατάξεις παρέχουν τη δυνατότητα ομοιόμορφης εστίασης στο χώρο, δεν επιτρέπουν όμως τον έλεγχο της κατεύθυνσης της δέσμης, ο οποίος πετυχαίνεται τοποθετώντας ακουστικό καθρέφτη σε ταλαντωτική κίνηση μπροστά στην ομόκεντρη διάταξη.



1.13 Διάφοροι τρόποι παράστασης των ανακλάσεων από ένα σταθερό και έναν κινούμενο ανακλαστήρα (A και B αντίστοιχα) (α) *A-mode* (β) *B-mode* (γ) *M-mode*



1.14 Συστήματα ηλεκτρονικής σάρωσης, (α) *Γραμμική διάταξη* (β) *Ομόκεντρη διάταξη*  
*πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων*

### Γενικές ιδιότητες απεικόνισης

Ήδη έχουν αναφερθεί, σε διάφορα σημεία αυτού του κεφαλαίου, έννοιες σχετικές με τις ιδιότητες απεικόνισης των συστημάτων υπερηχοτομογραφίας και την εξάρτηση της ποιότητας της εικόνας από ορισμένες παραμέτρους του συστήματος. Στο τμήμα αυτό γίνεται μια προσπάθεια συγκέντρωσης αυτών των εννοιών.

Όλα τα συστήματα κάποιου τύπου απεικόνισης κρίνονται, συνήθως, ως προς την ποιότητα των εικόνων που παράγουν, με βάση τη χωρική διακριτική τους ικανότητα (*spatial*

resolution), την ικανότητα διάκρισης μικρών διαφορών έντασης (contrast resolution), το μέγεθος του πεδίου απεικόνισης (field of view), τη δυνατότητα απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο (real-time imaging) και την ύπαρξη τεχνικών σφαλμάτων εικόνας (image artifacts). Σ'αυτή την παράγραφο, η συζήτηση θα περιοριστεί στα θέματα διακριτικής ικανότητας και ικανότητας διάκρισης εντάσεων και βάθους απεικόνισης της παλμικής υπερηχοτομογραφίας. Οι χαρακτηριστικές αυτές ιδιότητες εξαρτώνται άμεσα από την επιλογή του μετατροπέα ενέργειας και, συγκεκριμένα, από την επιλογή της μέσης συχνότητας υπερήχων που αυτός παράγει, του παράγοντα Q ή πλάτους ζώνης συχνοτήτων (bandwidth) που περιέχει ο παλμός, της εστιακής απόστασης και της διαμέτρου της δέσμης υπερήχων σε διάφορες αποστάσεις από το μετατροπέα ενέργειας (beam profile).

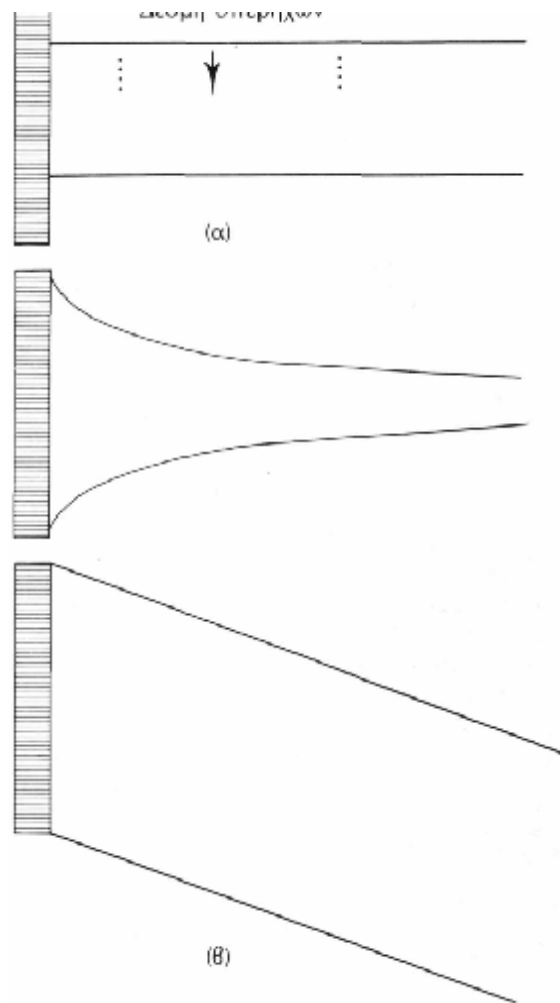
*Χωρική διακριτική ικανότητα* ονομάζεται η ικανότητα του συστήματος να διακρίνει δύο γειτονικούς ανακλαστήρες με αρκετά μεγάλο συντελεστή ανάκλασης και είναι ίση με την ελάχιστη δυνατή απόσταση μεταξύ δύο ανακλαστήρων που διακρίνονται στην τελική εικόνα. Στις περισσότερες μεθόδους διαγνωστικής απεικόνισης, τα στοιχεία της εικόνας (pixels) έχουν ίσες διαστάσεις στην οριζόντια και κάθετη κατεύθυνση. Επομένως, η διακριτική τους ικανότητα, που εξαρτάται από το μέγεθος των στοιχείων της εικόνας, είναι ουσιαστικά ανεξάρτητη από την κατεύθυνση, δηλαδή ιστροπική. Στην υπερηχοτομογραφία, η χωρική διακριτική ικανότητα έχει δύο συνιστώσες, την *αξονική διακριτική ικανότητα* (axial resolution) και την *πλάγια διακριτική ικανότητα* (lateral resolution), που εξαρτώνται από διαφορετικές παραμέτρους των ακουστικών παλμών ή της δέσμης υπερήχων. Η αξονική διακριτική ικανότητα εξαρτάται από το μήκος του ακουστικού παλμού στο χώρο (spatial pulse length), που δίνεται απλά από το γινόμενο του αριθμού κύκλων ανά παλμό (n) και του μήκους κύματος των υπερήχων. Έτσι, παίρνοντας υπόψη και την εξίσωση (3), η σχέση μεταξύ μήκους του ακουστικού παλμού και συχνότητας υπερήχων είναι η εξής:

$$I = nc / f \quad (11)$$

**Όταν η συχνότητα δίνεται σε MHz και η ταχύτητα των υπερήχων σε mm/msec, το μήκος του ακουστικού παλμού δίνεται σε mm. Η αξονική διακριτική ικανότητα μπορεί τώρα να οριστεί σαν:**

$$\text{αξονική διακριτική ικανότητα (mm)} = I / 2 \quad (12)$$

Αν η απόσταση μεταξύ γειτονικών ανακλαστήρων είναι μικρότερη από την αξονική διακριτική ικανότητα, όπως αυτή ορίζεται στην εξίσωση (12), τότε οι αντίστοιχες ανακλάσεις δεν διαφοροποιούνται χρονικά κατά την άφιξη τους στο μετατροπέα ενέργειας και στην εικόνα δεν θα φαίνονται σαν δύο διακριτοί ανακλαστήρες. Διαγραμματική εξήγηση αυτού του φαινομένου δίνεται στην εικόνα 1.16. Αξίζει να σημειωθεί ότι, όσο μικρότερη είναι η αξονική διακριτική ικανότητα, τόσο μεγαλύτερη είναι η λεπτομέρεια που απεικονίζεται στην υπερηχοτομογραφία και τόσο καλύτερη η εικόνα. Η αξονική διακριτική ικανότητα μπορεί να βελτιωθεί μειώνοντας τον παράγοντα Q του μετατροπέα ενέργειας (λιγότεροι κύκλοι ανά παλμό) ή αυξάνοντας τη συχνότητα των υπερήχων. Αύξηση της συχνότητας συνεπάγεται μεγαλύτερη εξασθένηση ανά μονάδα απόστασης -εξίσωση (10)- και, επομένως, μικρότερο βάθος απεικόνισης. Η ανάγκη για μεγαλύτερη αξονική διακριτική ικανότητα και ταυτόχρονα μεγάλο βάθος απεικόνισης περιορίζει την κλίμακα συχνοτήτων, που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην υπερηχοτομογραφία, στα 1 -10 MHz. Οι χαμηλές συχνότητες χρησιμοποιούνται, όταν απαιτείται μεγάλο βάθος απεικόνισης ή όταν ο συντελεστής εξασθένησης των ιστών, από τους οποίους πρέπει να περάσει η δέσμη, είναι πολύ μεγάλος. Οι υψηλές συχνότητες χρησιμοποιούνται, όταν η απαιτούμενη αξονική διακριτική ικανότητα είναι μεγάλη και το βάθος απεικόνισης μικρό (επιφανειακά όργανα).



### 1.15 Τρόποι λειτουργίας και δυνατότητες γραμμικών διατάξεων

(α) *Απλή γραμμική διάταξη* Παράλληλες δέσμες παράγονται διαδοχικά από μικρές ομάδες πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων κινούμενες στην κατεύθυνση της διάταξης. (β) *Γραμμική φασική διάταξη* Μεταβλητή εστίαση και έλεγχος κατεύθυνσης της δέσμης υπερήχων. Όταν οι ηλεκτρικοί παλμοί εφαρμόζονται διαδοχικά από κάτω προς τα πάνω, η δέσμη έχει κατεύθυνση προς τα πάνω, ενώ, στην αντίθετη περίπτωση, κατευθύνεται προς τα κάτω. Όταν οι ηλεκτρονικοί παλμοί εφαρμόζονται ταυτόχρονα σε όλους τους κρυστάλλους, η δέσμη έχει οριζόντια κατεύθυνση. Η γωνία που σχηματίζει η δέσμη με την οριζόντια κατεύθυνση, εξαρτάται από το χρόνο που μεσολαβεί από ηλεκτρικό παλμό σε ηλεκτρικό παλμό. Η μεταβλητή εστίαση πετυχαίνεται εφαρμόζοντας πρώτα ηλεκτρικούς παλμούς στους κρυστάλλους των άκρων της διάταξης και στη συνέχεια, με μεταβλητές καθυστερήσεις, στους κρυστάλλους που βρίσκονται στο κέντρο της διάταξης.

Ως πλάγια διακριτική ικανότητα ορίζεται η ελάχιστη δυνατή απόσταση, κάθετα στην κατεύθυνση της δέσμης υπερήχων, μεταξύ δύο ανακλαστήρων που δίνουν ξεχωριστές ανακλάσεις. Για μια συγκεκριμένη απόσταση από το μετατροπέα ενέργειας, η πλάγια διακριτική ικανότητα ορίζεται ίση με την αντίστοιχη διάμετρο της δέσμης και συνήθως βελτιώνεται με μεθόδους καλύτερης εστίασης στο επιθυμητό βάθος. Τα συστήματα υπερηχοτομογραφίας έχουν συνήθως καλύτερη αξονική (0,2-1,0 mm) από πλάγια διακριτική ικανότητα (<2 mm, ανάλογα με τη διάμετρο του μετατροπέα ενέργειας, τη συχνότητα και το βαθμό εστίασης), ενώ η διακριτική ικανότητα της τελικής εικόνας μπορεί να είναι μειωμένη σε σχέση με προβλέψεις βασισμένες στις παραπάνω βασικές αρχές, λόγω της αρνητικής επίδρασης του υπόλοιπου υλικού του συστήματος, συμπεριλαμβανομένης και της οθόνης.

Η ικανότητα διάκρισης μικρών διαφορών έντασης εξαρτάται κυρίως από το λόγο έντασης σήματος προς ένταση θορύβου (signal-to-noise ratio), τη δυναμική κλίμακα της οθόνης και άλλων υποσυστημάτων και τις μεθόδους επεξεργασίας των σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας ή και της τελικής εικόνας, όσο ακόμη αυτή βρίσκεται στη μνήμη σε ψηφιακή μορφή. Πάντως, η ολική δυναμική κλίμακα των εικόνων υπερηχοτομογραφίας καθορίζεται συνήθως από τη δυναμική κλίμακα της οθόνης, που σπάνια υπερβαίνει τα 20 dB (λόγος μέγιστου προς ελάχιστο πλάτος ανάκλασης = 10). Η δυναμική κλίμακα των ανακλάσεων,

μετά το στάδιο ενίσχυσης, υπερβαίνει τα 100 dB και μετά από διορθώσεις, κατά προσέγγιση, στο στάδιο αντιστάθμισης, μειώνεται περίπου στα 40 dB. Έτσι, στο στάδιο συμπίεσης των ανακλάσεων, η δυναμική κλίμακα πρέπει να μειωθεί στα 20 dB, για να είναι συμβατή με τη δυναμική κλίμακα της οθόνης (εικ.1.12).

### **Τεχνικά σφάλματα**

Η παρακάτω περιγραφή και ανάλυση των τεχνικών σφαλμάτων (artifacts) της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας περιορίζεται στα σφάλματα που οφείλονται σε φαινόμενα ακουστικής και οδηγούν σε ουσιαστικά σφάλματα παρουσίασης των ανακλάσεων στην τελική εικόνα. Άλλες πηγές σφαλμάτων είναι οι οπτικές απάτες (σφάλματα αντίληψης), ο ανθρώπινος παράγοντας (σφάλματα ερμηνείας), τα διάφορα είδη θορύβου κ.λπ. Τα τεχνικά σφάλματα της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας μπορούν να καταταγούν σε διάφορες γενικές ομάδες, με βάση τα φυσικά φαινόμενα και τις ιδιότητες απεικόνισης, που εξετάστηκαν σε προηγούμενα τμήματα αυτού του κεφαλαίου. Πολλά από τα σφάλματα αυτά είναι προφανή και δεν δημιουργούν ουσιαστικά προβλήματα στη διαγνωστική ερμηνεία των εικόνων. Άλλα είναι λιγότερο προφανή και είναι δυνατό να οδηγήσουν σε παρερμηνεία του διαγνωστικού περιεχομένου των εικόνων, ενώ ορισμένα τεχνικά σφάλματα συχνά υποδεικνύουν με έμμεσο τρόπο τη σωστή ερμηνεία. Επομένως, είναι σημαντικό, ο χρήστης των συστημάτων διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας, πέρα από τις ιατρικές γνώσεις και τις γενικές γνώσεις των βασικών αρχών λειτουργίας, να έχει και σαφή αντίληψη των πιθανών τεχνικών σφαλμάτων, για να μπορεί να αποφεύγει παγίδες ή να τα χρησιμοποιεί σαν πρόσθετες πληροφορίες που υποστηρίζουν τη διαγνωστική διαδικασία. Στη συνέχεια περιγράφονται τα κυριότερα από τα ακουστικά σφάλματα ή σφάλματα παρουσίασης των ανατομικών πληροφοριών που περιέχουν οι ανακλάσεις. Η περιγραφή συνοδεύεται από επεξηγηματικά διαγράμματα και αντίστοιχα υπερηχοτομογραφήματα.

Τα τεχνικά σφάλματα της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας ανήκουν σε διάφορες ομάδες ανάλογα με την προέλευση τους. Έτσι, είναι δυνατό να προκύψουν σφάλματα διακριτικής ικανότητας, κατεύθυνσης της δέσμης υπερήχων, εξασθένησης και άλλης προέλευσης.

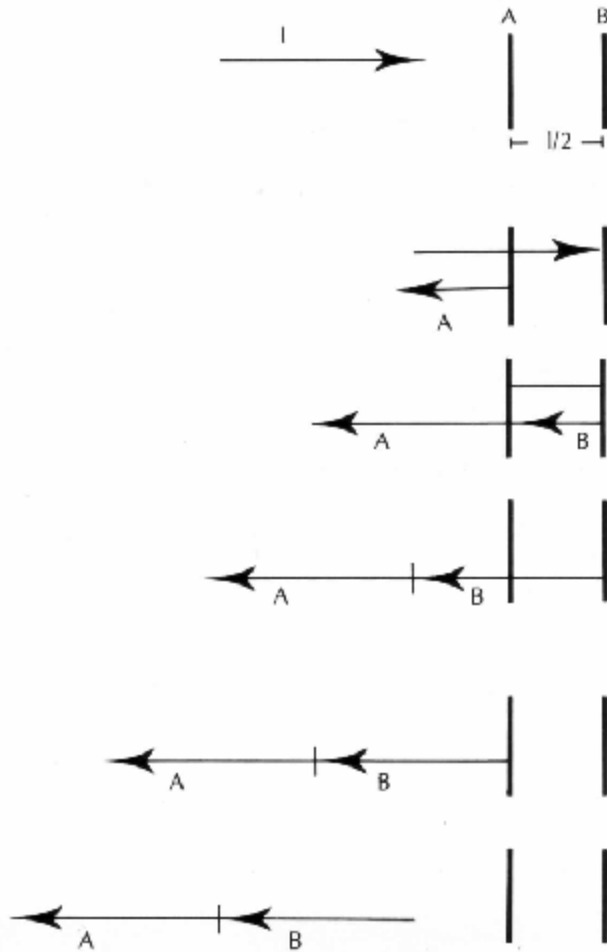
#### *1. Σφάλματα διακριτικής ικανότητας*

Τα σφάλματα αυτά προέρχονται από την περιορισμένη αξονική και πλάγια διακριτική ικανότητα των συστημάτων υπερηχοτομογραφίας, όπως ορίστηκαν παραπάνω, καθώς και από το πάχος της τομής, όπως ορίζεται από τη διάσταση της δέσμης κάθετα προς το επίπεδο σάρωσης. Η έλλειψη διακριτικής ικανότητας έχει σαν αποτέλεσμα την απεικόνιση δύο ανακλαστήρων σαν ένα ή τη λάθος απεικόνιση του μεγέθους πολύ μικρών ανακλαστήρων, λόγω του ότι οι ελάχιστες διαστάσεις αντικειμένων στην οθόνη καθορίζονται από τη διάμετρο της δέσμης υπερήχων και το μισό του χωρικού μήκους του παλμού υπερήχων (εικ. 1.17). Και τα δύο αυτά φαινόμενα αποτελούν τεχνικά σφάλματα που επηρεάζουν την πιστότητα απεικόνισης της υφής των μαλακών ιστών. Πρέπει δε να σημειωθεί ότι η υφή των ιστών αποτελεί χρήσιμο στοιχείο στη διάγνωση πολλών παθήσεων. Το πεπερασμένο πάχος της τομής επιτρέπει ανακλάσεις από στρώματα ιστών με διαφορετικές ακουστικές ιδιότητες να συμβάλουν στο μετατροπέα ενέργειας και να παράγουν ολικές εντάσεις που δεν αντιπροσωπεύουν πιστά τις ανακλαστικές ιδιότητες των ιστών της συγκεκριμένης τομής. Η χαρακτηριστική εμφάνιση των ιστών στην εικόνα 1.18 είναι αποτέλεσμα των παραπάνω φαινομένων.

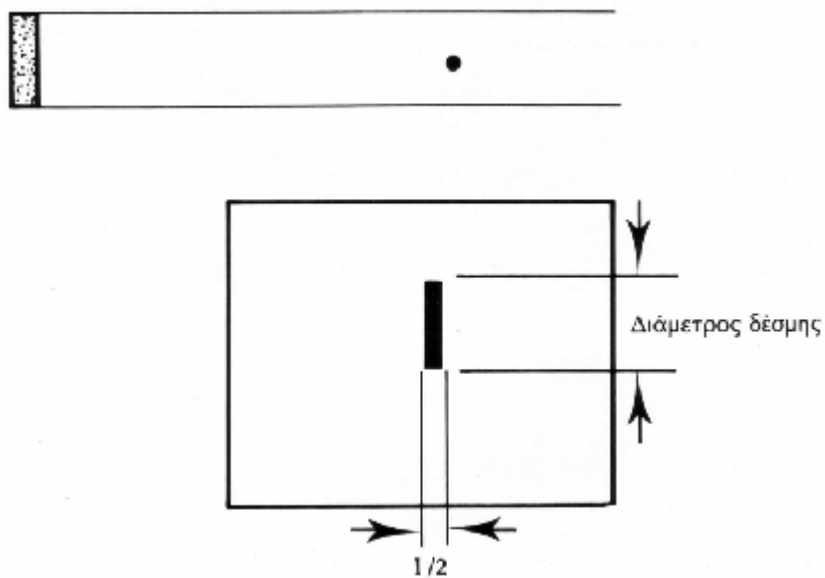
#### *2. Σφάλματα κατεύθυνσης*

Τα τεχνικά σφάλματα, που έχουν σχέση με την κατεύθυνση προώθησης, είναι γεωμετρικής φύσης και μπορούν εύκολα να εξηγηθούν λαβαίνοντας υπόψη την πραγματική και τη φαινομενική κατεύθυνση της δέσμης υπερήχων στους ιστούς, μετά από πολλαπλές ανακλάσεις και διαθλάσεις στις διάφορες ανακλαστικές επιφάνειες. Η πραγματική κατεύθυνση αλλάζει μετά από κάθε ανάκλαση ή και διάθλαση (εκτός από τις ανακλάσεις από επιφάνειες που είναι κάθετες στη δέσμη), ενώ φαινομενική κατεύθυνση είναι εκείνη που υποθέτει το σύστημα με βάση την κατεύθυνση του μετατροπέα ενέργειας τη στιγμή που εκπέμπει έναν ακουστικό παλμό. Στην ομάδα αυτή παρουσιάζονται σφάλματα αντήχησης (reverberations), διάθλασης, πολλαπλών κατευθύνσεων, αντικατοπτρισμού και σφάλματα που οφείλονται στους πλάγιους λοβούς (side lobes) ή λοβούς τύπου φράκτη (grating lobes) των

μετατροπέων ενέργειας ενός κρυστάλλου και γραμμικών ή ομόκεντρων διατάξεων αντίστοιχα. Τα σφάλματα αυτά εξηγούνται διαγραμματικά στην εικόνα 1.19.



**1.16** Ορισμός αξονικής διακριτικής ικανότητας με βάση το χωρικό μήκος  $l$  του ακουστικού παλμού.  $l/2$  είναι η ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο ανακλαστήρων που δίνει ανακλάσεις χωρίς χρονική επικάλυψη. Το διάγραμμα αυτό δείχνει το σχηματισμό και τη διάδοση των ανακλάσεων σε διαφορετικές χρονικές στιγμές.



**1.17** Αύξηση μεγέθους μικρών ανακλαστήρων λόγω ανεπαρκούς αξονικής και πλάγιας



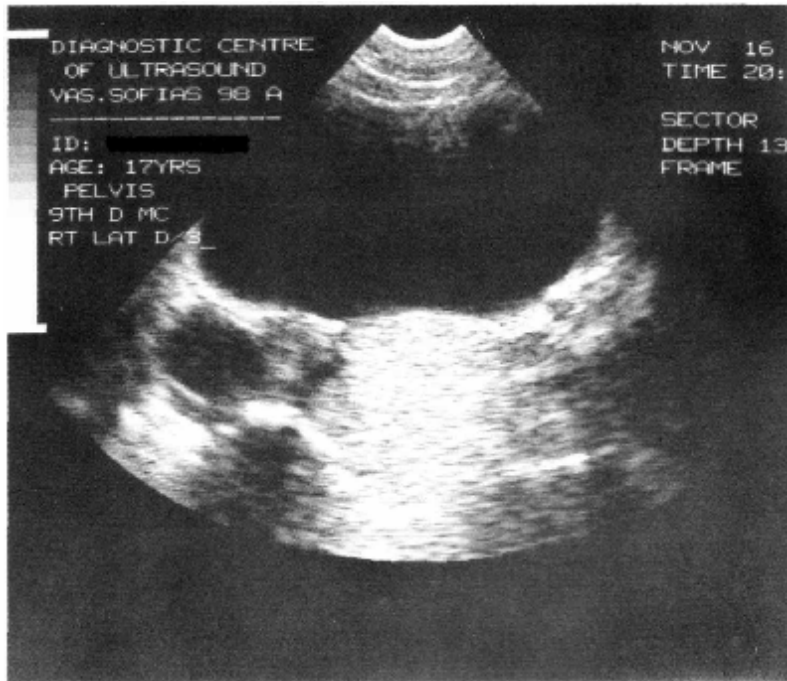
διακριτικής ικανότητας

### 3. Σφάλματα εξασθένησης

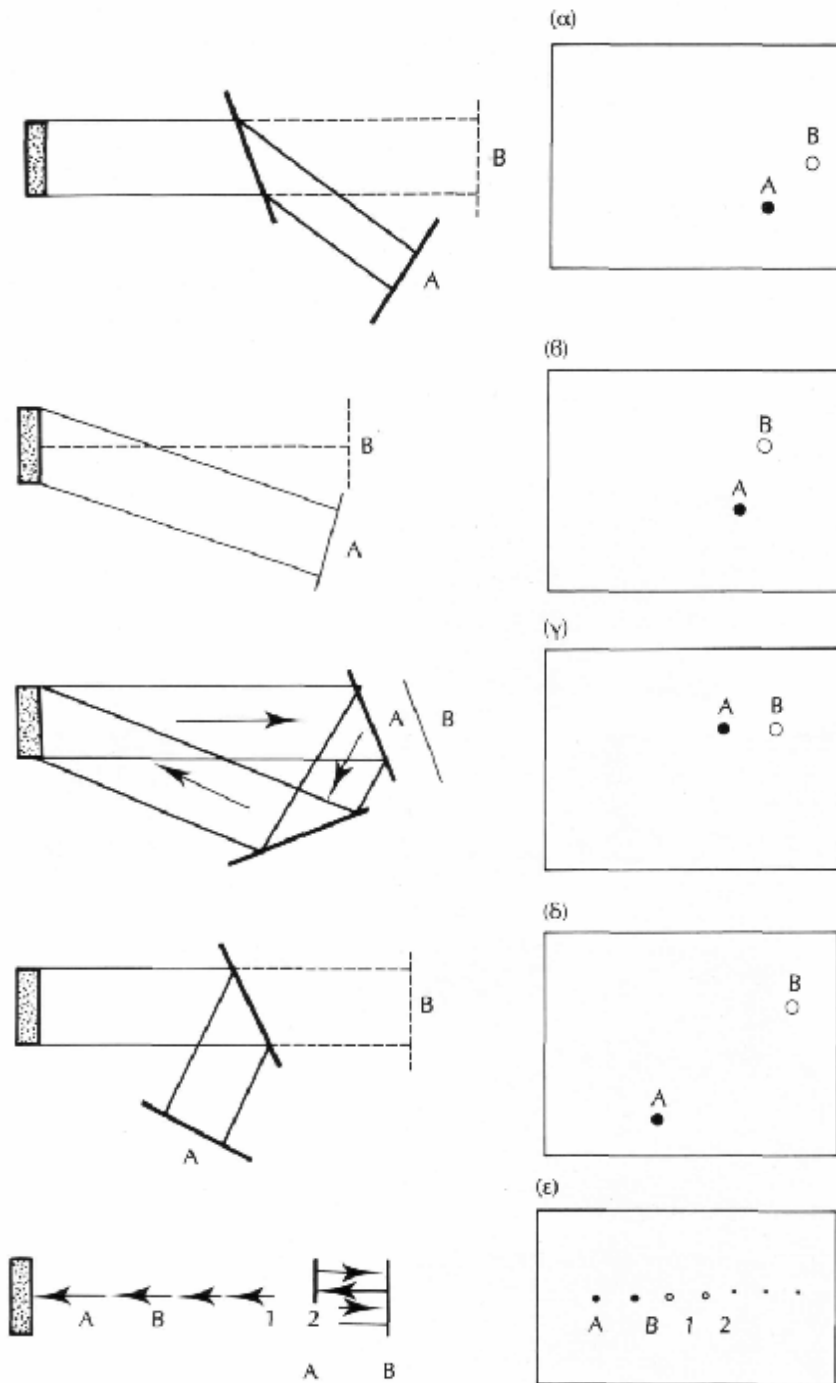
Η ομάδα αυτή των τεχνικών σφαλμάτων προκαλείται κυρίως από φαινόμενα τεχνητής εξασθένησης ή ενίσχυσης της έντασης των ανακλάσεων και περιλαμβάνει τα σφάλματα σκίασης λόγω εξασθένησης και σκίασης λόγω διάθλασης (edge shadowing), ενίσχυσης και εστιακής ενίσχυσης. Σφάλματα σκίασης εμφανίζονται σε περιπτώσεις που κάποιοι ανακλαστήρες βρίσκονται πίσω από ανακλαστικές επιφάνειες με μεγάλο συντελεστή ανάκλασης ή ιστούς με μεγάλο συντελεστή εξασθένησης. Ακόμη, είναι δυνατό να παρατηρηθεί σκίαση ανακλαστήρων, όταν αυτοί βρίσκονται πίσω από αιχμές αντικειμένων που αποεστιάζουν τη δέσμη υπερήχων, λόγω διάθλασης διαφόρων τμημάτων της δέσμης υπό διαφορετικές γωνίες. Αντίθετα, τα σφάλματα ενίσχυσης παρατηρούνται πίσω από ανακλαστικές επιφάνειες ή στρώματα ιστών με μικρό συντελεστή ανάκλασης και εξασθένησης αντίστοιχα, καθώς και πίσω από αιχμές αντικειμένων που εστιάζουν τη δέσμη υπερήχων. Το σφάλμα εστιακής ενίσχυσης αναφέρεται στη διαφορά στις εντάσεις ανακλάσεων από ανακλαστήρες με ίδιες ανακλαστικές ιδιότητες, που όμως βρίσκονται σε διάφορα σημεία κατά μήκος του άξονα της δέσμης υπερήχων. Συγκεκριμένα, ανακλαστήρες των οποίων το μέγεθος είναι περίπου ίσο με τη διάμετρο της δέσμης υπερήχων στην εστιακή απόσταση του μετατροπέα ενέργειας, θα δώσουν εντονότερες ανακλάσεις στην εστιακή ζώνη από εκείνες που θα έδιναν αν ήταν στην κοντινή ή μακρινή ζώνη. Τεχνικά σφάλματα εξασθένησης ή ενίσχυσης φαίνονται στην εικόνα 1.20.

### 4. Σφάλματα άλλης προέλευσης

Στη διαγνωστική υπερηχοτομογραφία παρατηρούνται συχνά και άλλα τεχνικά σφάλματα, των οποίων τα αίτια διαφέρουν από τα παραπάνω. Τέτοια είναι τα σφάλματα «ουράς κομήτη» και ταχύτητας ήχου, λόγω ιστών με ταχύτητα ήχου πολύ διαφορετική από τα 1540 m/sec, που φαίνονται στην εικόνα 1.21.



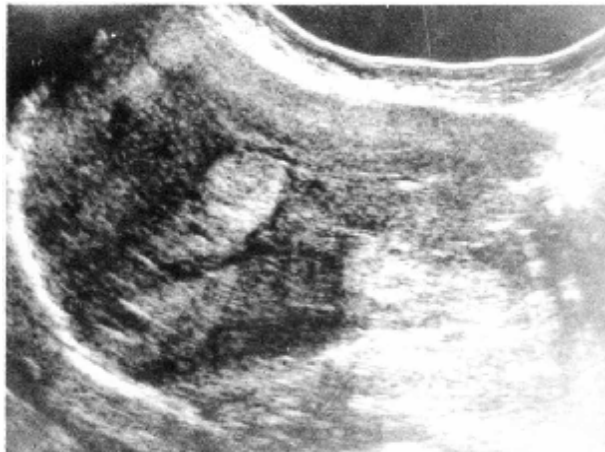
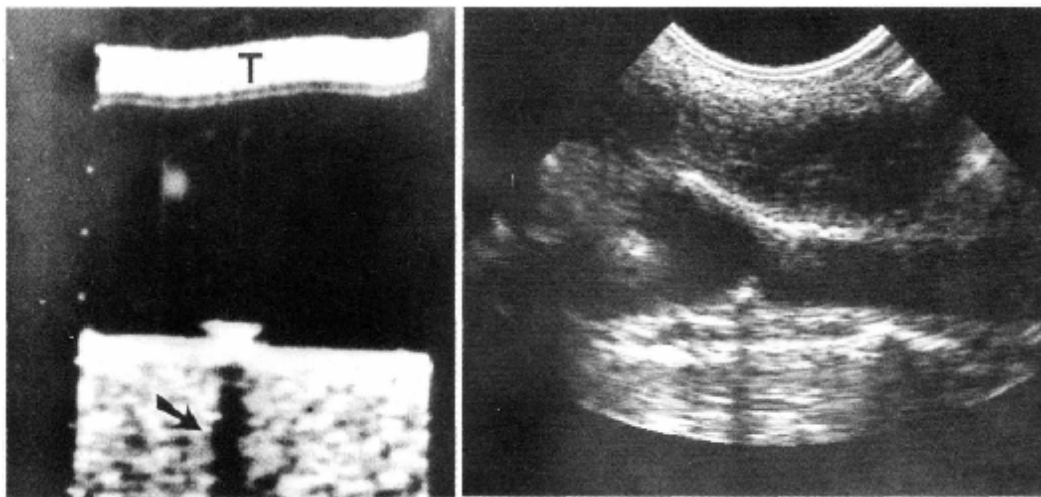
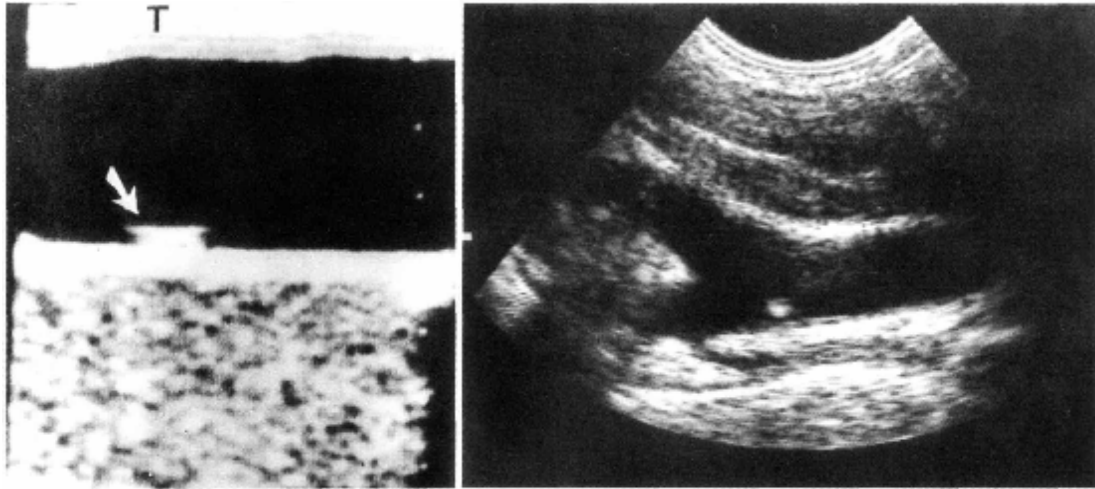
**1.18** Χαρακτηριστική εμφάνιση ιστών στην υπερηχοτομογραφία λόγω τεχνικών σφαλμάτων διακριτικής ικανότητας



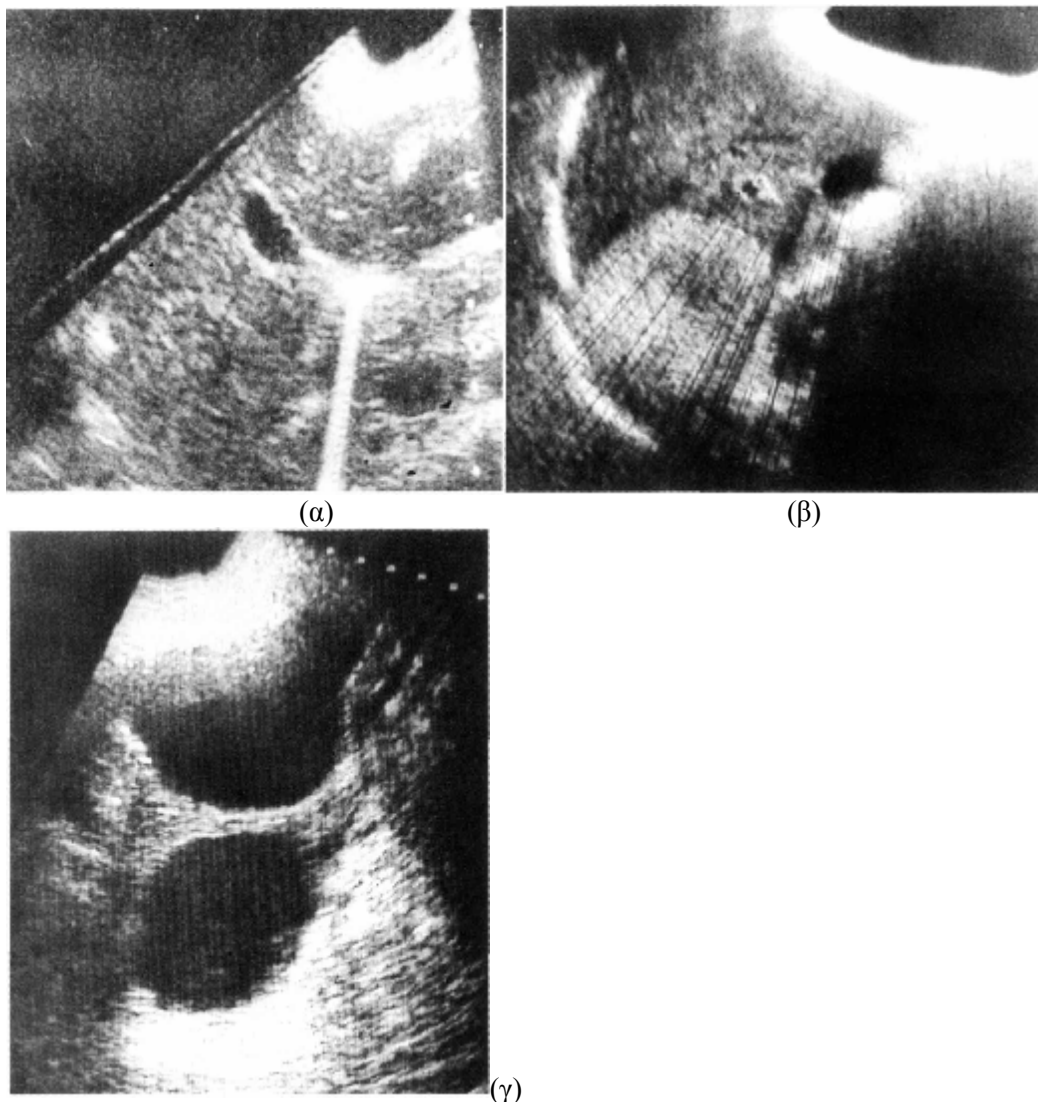
**1.19** Τεχνικά σφάλματα λόγω διαφορών μεταξύ της πραγματικής και της φαινομενικής κατεύθυνσης της δέσμης υπερήχων στους ιστούς

(α) Διαφορά πραγματικής και φαινομενικής κατεύθυνσης λόγω διάθλασης της δέσμης. (β) Σφάλμα που οφείλεται στον πλάγιο λοβό της δέσμης. (γ) Λάθος θέση ανακλαστήρα λόγω διαδοχικών ανακλάσεων, που αυξάνουν το χρόνο επιστροφής του ανακλώμενου ήχου στο μετατροπέα. (δ) Σφάλμα αντικατοπτρισμού. (ε) Σφάλμα αντήχησης. Οι ανακλαστήρες στις θέσεις 1, 2, ... είναι φαινομενικοί.

Σε όλες τις περιπτώσεις το Α αντιπροσωπεύει την πραγματική θέση του ανακλαστήρα, ενώ το Β αντιπροσωπεύει τη λάθος θέση του.



1.20 Τεχνικά σφάλματα εξασθένησης ή ενίσχυσης



### 1.21 Τεχνικά σφάλματα

(α) «Ουρά κομήτη»

(β) Σφάλμα ταχύτητας

(γ) Σφάλμα λόγω αμφιβολίας ως προς την απόσταση.

### Υπέρηχοι Doppler

Οι μέθοδοι υπερήχων Doppler είναι μη επεμβατικές μέθοδοι ποιοτικού και ποσοτικού χαρακτηρισμού της λειτουργίας του κυκλοφορικού συστήματος. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμες για το χαρακτηρισμό της ροής του αίματος στην καρδιά και τα περιφερικά αιμοφόρα αγγεία, ενώ ελπίζεται ότι οι υπέρηχοι Doppler θα παίξουν μελλοντικά σημαντικό ρόλο και στην εκτίμηση της επάρκειας των βαλβίδων και της κινητικότητας των τοιχωμάτων της καρδιάς, στο χαρακτηρισμό της ροής του αίματος στις εγγείς στεφανιαίες αρτηρίες και στο χαρακτηρισμό των ελαστικών ιδιοτήτων των αρτηριών για την έγκαιρη διάγνωση ασθενειών του κυκλοφορικού συστήματος. Τα τελευταία χρόνια, οι κλινικές δυνατότητες των υπερήχων Doppler για τη μέτρηση αιμοδυναμικών παραμέτρων έχουν γίνει πλατιά αποδεκτές. Συστήματα υπερήχων που συνδυάζουν δυνατότητες απεικόνισης της ανατομίας και εξέτασης του κυκλοφορικού συστήματος με παλμικούς υπέρηχους Doppler χρησιμοποιούνται ήδη στη διαγνωστική ιατρική απεικόνιση. Ακόμη, έχουν πρόσφατα μπει στην παραγωγή συστήματα απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο των πεδίων ροής του αίματος στα διάφορα όργανα, στους κόλπους της καρδιάς και στα αιμοφόρα αγγεία. Η δυνατότητα αυτή, καθώς και η δυνατότητα μέτρησης αιμοδυναμικών παραμέτρων σε συγκεκριμένες ανατομικές θέσεις, αρχίζουν να δημιουργούν πρόσθετες ευκαιρίες διαγνωστικής χρήσης αυτών των μεθόδων.

Το φαινόμενο Doppler παρατηρήθηκε για πρώτη φορά από τον Christian Doppler το 1843 και αναφέρεται στην αύξηση ή μείωση της συχνότητας ενός συνεχούς ακουστικού κύματος, όταν αυτό προέρχεται από πηγή που πλησιάζει τον παρατηρητή ή απομακρύνεται από αυτόν, αντίστοιχα. Η μετατόπιση αυτή της συχνότητας ονομάζεται μετατόπιση Doppler (Doppler shift) και αποτελεί τη βάση λειτουργίας όλων των συστημάτων υπερήχων Doppler.

Για παράδειγμα, η σειρά των αθροισμάτων φαίνεται να εκπέμπει ήχο με μεγαλύτερη συχνότητα καθώς αυτά πλησιάζουν, ενώ η συχνότητα μετατοπίζεται σε χαμηλότερες συχνότητες καθώς απομακρύνονται.

Τα συστήματα υπερήχων Doppler είναι δύο ειδών:

(1) *Συνεχών ακουστικών κυμάτων* (CW Doppler) και

(2) *Παλμικών υπερήχων* (Pulsed Doppler). Παρόλο που τα περισσότερα σύγχρονα συστήματα υπερήχων Doppler χρησιμοποιούν παλμικές μεθόδους, το φαινόμενο Doppler μπορεί να εξηγηθεί καλύτερα με βάση τα συνεχή ακουστικά κύματα. Στα συστήματα συνεχών ακουστικών κυμάτων χρησιμοποιούνται δύο μετατροπείς ενέργειας μικρών διαστάσεων, ένας σαν πομπός υπερήχων και ένας σαν δέκτης. Ο πομπός παράγει ένα ακουστικό κύμα με συχνότητα 2-15 MHz, το οποίο ανακλάται ή οπισθοσκεδάζεται από κινούμενους στόχους, όπως είναι τα τοιχώματα της καρδιάς ή τα ερυθρά αιμοσφαίρια, και επιστρέφει στο δέκτη με διαφορετική συχνότητα. Η σχετική γεωμετρία φαίνεται στην εικόνα 1.22, όπου  $\theta$  είναι η γωνία που σχηματίζει η δέσμη με την κατεύθυνση κινούμενων στόχων. Λόγω του ότι ο στόχος κινείται, καθώς πέφτει πάνω του το ακουστικό κύμα, η συχνότητα του ανακλωμένου κύματος διαφέρει από την αρχική συχνότητα εκπομπής υπερήχων και η διαφορά αυτή είναι ανάλογη της ταχύτητας του στόχου.

Συγκεκριμένα, η σχέση μετατόπισης στη συχνότητα των υπερήχων ( $\Delta f$ ) και ταχύτητας του κινούμενου στόχου ( $v$ ) είναι η εξής:

$$\Delta f = \frac{2vf_o \cos\theta}{c} \quad (13)$$

όπου  $f_o$  είναι η αρχική συχνότητα των υπερήχων και  $c$  είναι η ταχύτητα ήχου στους μαλακούς ιστούς. Με βάση την εξίσωση (13), το σύστημα υπολογίζει την ταχύτητα του κινούμενου στόχου με αρκετά μεγάλη ακρίβεια, έχοντας πρώτα συγκρίνει τις συχνότητες του ακουστικού κύματος κατά τη μετάδοση και επιστροφή για τον υπολογισμό της μετατόπισης Doppler και προσεγγίζοντας με κάποιο τρόπο τη γωνία  $\theta$ . (Με τον ίδιο τρόπο υπολογίζουν και τα ραντάρ της τροχαίας αστυνομίας την ταχύτητα των αυτοκινήτων). Στα συστήματα που συνδυάζουν απεικόνιση της ανατομίας και υπερήχους Doppler, είναι δυνατό να οριστεί η γωνία  $\theta$  πάνω στην οθόνη από τον ίδιο το χρήστη, με γραφικά εργαλεία που συνήθως παρέχει το σύστημα. Δυστυχώς, παρόλο που τα συστήματα συνεχών κυμάτων υπερήχων δίνουν ακριβείς μετρήσεις της μετατόπισης Doppler και επομένως της ταχύτητας ροής του αίματος, δεν παρέχουν καμιά αξονική διακριτική ικανότητα. Όταν, δηλαδή, η δέσμη υπερήχων κόβει περισσότερα από ένα αγγεία, είναι αδύνατο να καθοριστεί στο χώρο η θέση των κινούμενων στόχων (ερυθρών αιμοσφαιρίων), που έδωσαν τη συγκεκριμένη μετατόπιση Doppler.

Τα συστήματα παλμικών υπερήχων Doppler λύνουν το πρόβλημα εντόπισης στο χώρο του αγγείου, από το οποίο προέρχεται η μετατόπιση συχνότητας, με τον ίδιο τρόπο που εντοπίζονται οι διάφοροι ανακλαστές και σκεδαστές στην υπερηχοτομογραφία. Όμως, οι παλμοί υπερήχων αποτελούνται από πλατύ φάσμα συχνοτήτων και ο υπολογισμός της μετατόπισης Doppler στα συστήματα αυτά είναι προβληματικός. Δεν θεωρείται σκόπιμη η λεπτομερής περιγραφή των μεθόδων επεξεργασίας σημάτων, που χρησιμοποιούνται σ' αυτή την περίπτωση· αρκεί να σημειωθεί ότι η αμφιβολία ως προς τη θέση κινούμενων στόχων στο χώρο μπορεί να μειωθεί μόνο σε βάρος της ακρίβειας, με την οποία μετρείται η ταχύτητα. Η μέγιστη απόσταση ( $R_{\max}$ ) από το μετατροπέα ενέργειας, για την οποία η θέση των κινούμενων στόχων μπορεί να καθοριστεί με μεγάλη ακρίβεια, καθώς και η μέγιστη ταχύτητα ( $V_{\max}$ ) των στόχων αυτών, που μπορεί να υπολογιστεί με ακρίβεια από ένα σύστημα παλμικών υπερήχων Doppler, εξαρτώνται από τη συχνότητα επανάληψης των παλμών (pulse repetition frequency ή PRF) και δίνονται από τις σχέσεις:

$$R_{\max} = \frac{c}{2(\text{PRF})} \quad (14)$$

$$V_{\max} = \frac{c(\text{PRF})}{4f_o \cos q} \quad (15)$$

Το γινόμενο των εξισώσεων (14) και (15) δίνει το μέγιστο γινόμενο απόστασης και ταχύτητας, που μπορεί να υπολογιστεί από συστήματα υπερήχων Doppler που χρησιμοποιούν περιοδικούς παλμούς. Το γινόμενο αυτό αποτελεί βασικό περιορισμό για τα συστήματα αυτά και δίνεται από τη σχέση:

$$V_{\max} R_{\max} = \frac{c^2}{8f_o \cos q} \quad (16)$$

Στις περισσότερες κλινικές εφαρμογές μεθόδων Doppler, ο όγκος δειγματοληψίας (sample volume) περιέχει πολλούς κινούμενους στόχους (ερυθρά αιμοσφαίρια ή άλλους σκεδαστές), που κινούνται με διαφορετικές ταχύτητες και σε πολλαπλές κατευθύνσεις. Επομένως, στην περίπτωση CW Doppler, η οπισθοσκέδαση των υπερήχων από τον όγκο αυτό δίνει ένα σύνθετο σήμα που αποτελείται από πολλές συχνότητες, μια για κάθε διαφορετική κατεύθυνση και ταχύτητα, σύμφωνα με την εξίσωση (13). Στην περίπτωση παλμικών υπερήχων, ο κάθε παλμός αποτελείται από ένα φάσμα συχνοτήτων και κάθε συχνότητα υπόκειται σε διαφορετικές μετατοπίσεις Doppler, ανάλογα με την ταχύτητα και την κατεύθυνση των κινουμένων στόχων. Το σήμα που συνθέτουν αυτές οι μετατοπισμένες συχνότητες, είναι ακόμη περισσότερο πολύπλοκο και λιγότερο αντιπροσωπευτικό της πραγματικής κατανομής ταχυτήτων των κινουμένων στόχων μέσα στον όγκο δειγματοληψίας. Έτσι, η διαγνωστική ερμηνεία και η γενικότερη χρησιμότητα των πληροφοριών, που δίνει η κλινική εφαρμογή αυτών των μεθόδων, εξαρτάται από τις τεχνικές επεξεργασίας των σημάτων αυτών για την αποκωδικοποίηση των πληροφοριών και τον υπολογισμό των ταχυτήτων. Η δυνατότητα πλήρους αποκωδικοποίησης των πληροφοριών, που περιέχουν τα σήματα που παράγουν οι μέθοδοι Doppler, υπόκειται σε βασικούς περιορισμούς λόγω φυσικών φαινομένων, όπως είναι η εξάρτηση της εξασθένησης των υπερήχων στους βιολογικούς ιστούς και του συντελεστή σκέδασης των διαφόρων ανακλαστών από τη συχνότητα, που καθιστούν τον ακριβή υπολογισμό των μετατοπίσεων Doppler πολύ δύσκολο. Πολλοί ερευνητές ασχολούνται σήμερα με τη λύση προβλημάτων σ'αυτό το χώρο, στοχεύοντας στην πραγματικά ποσοτική μέτρηση αιμοδυναμικών παραμέτρων με μεθόδους Doppler.

### **Βιολογικές επιδράσεις**

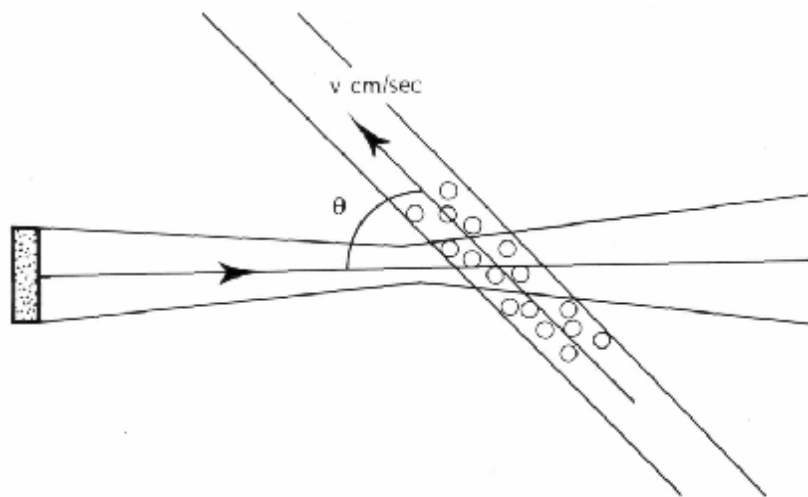
Στη μέχρι τώρα περιγραφή φαινομένων αλληλεπίδρασης υπερήχων και βιολογικών ιστών, δόθηκε έμφαση στον τρόπο, με τον οποίο οι ιστοί επιδρούν πάνω στη δέσμη υπερήχων, για να παράγουν τις ανατομικές πληροφορίες, που αποτελούν τη βάση της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας. Η χρήση, όμως, κάθε μορφής ενέργειας στη διαγνωστική απεικόνιση κρύβει και ορισμένους κινδύνους για τον ανθρώπινο οργανισμό. Οι κίνδυνοι αυτοί προέρχονται από τις βιολογικές επιδράσεις του ποσοστού ενέργειας που απορροφάται από τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος και βάζουν περιορισμούς στην ασφαλή χρήση κάθε μεθόδου διαγνωστικής απεικόνισης. Επομένως, όλοι όσοι ασχολούνται τόσο με το σχεδιασμό και την κατασκευή οργάνων διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας και υπερήχων Doppler όσο και με την κλινική τους εφαρμογή πρέπει να γνωρίζουν τους σχετικούς κινδύνους εφαρμογής των μεθόδων αυτών (risk) και να τους ζυγίζουν πάντα με μέτρο τη διαγνωστική τους χρησιμότητα (benefit). Αξίζει, πάντως, να σημειωθεί ότι οι βιολογικές επιδράσεις των υπερήχων και των άλλων μορφών ενέργειας αποτελούν τη βάση πολλών θεραπευτικών μεθόδων (ακτινοθεραπεία, υπερθερμία κ.λπ.).

Οι βιολογικές επιδράσεις των υπερήχων στον ανθρώπινο οργανισμό δεν μας είναι απόλυτα γνωστές. Υπάρχουν αρκετές αντικρουόμενες απόψεις και πειραματικά δεδομένα, που όμως αφήνουν πολλά ερωτήματα αναπάντητα. Η Επιτροπή Βιολογικών Επιδράσεων του American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM), έχοντας αξιολογήσει τα μέχρι τώρα δημοσιευμένα αποτελέσματα, έχει βγάλει την εξής ανακοίνωση:

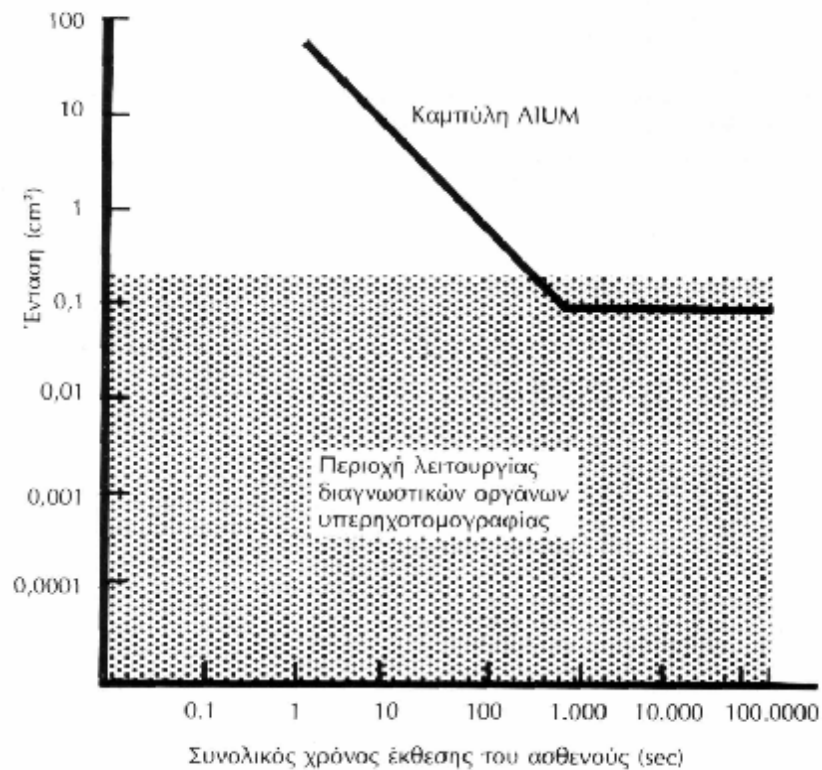
### Statement on Mammalian In Vivo Ultrasonic Biological Effects

In the *low megahertz frequency range* there have been no independently confirmed significant biological effects in mammalian tissues exposed to *intensities* below  $100 \text{ mW/cm}^2$ . Furthermore, for ultrasonic *exposure times* less than 500 seconds and greater than 1 second, such effects have not been demonstrated even at higher intensities, when the *product of intensity and exposure time* is less than  $50 \text{ joules/cm}^2$ .

(Reaffirmed October 1982)



### 1.22 Γεωμετρία εφαρμογής υπερήχων Doppler



### 1.23 Σύγκριση περιοχής λειτουργίας συστημάτων διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας και καμπύλης AIUM



Η κλίμακα συχνοτήτων, που αναφέρεται στην ανακοίνωση του AIUM, είναι 0,5- 10 MHz, ενώ οι τιμές εντάσεων, που περιλαμβάνει, είναι μέσες τιμές ως προς το χρόνο της μέγιστης έντασης της δέσμης υπερήχων στο χώρο. Ακόμη, οι χρόνοι, που δίνονται στην ανακοίνωση αυτή, είναι συνολικοί χρόνοι, δηλαδή περιλαμβάνουν το χρονικό διάστημα ενεργοποίησης και μη (on- και off-time) της δέσμης παλμικών υπερήχων. Το γινόμενο έντασης και συνολικού χρόνου αντιστοιχεί στην ενέργεια που περνά από μια συγκεκριμένη επιφάνεια ιστών, διαιρεμένη από την ίδια την επιφάνεια.

Η ανακοίνωση του AIUM ορίζει τιμές έντασης υπερήχων και συνολικού χρόνου ενεργοποίησης της δέσμης, κάτω από τις οποίες δεν έχουν παρατηρηθεί ανεξάρτητα επιβεβαιωμένες σημαντικές βιολογικές επιδράσεις (εικ. 1.23). Οι τιμές αυτές δεν είναι κατ' ανάγκη οριακές και θα περίμενε κανείς ότι, αν περισσότερο ευαίσθητοι βιολογικοί δείκτες χρησιμοποιηθούν στη μελέτη των βιολογικών επιδράσεων των υπερήχων στον ανθρώπινο οργανισμό, στο μέλλον θα μειωθούν (η καμπύλη της εικόνας 1.23 θα κατεβεί προς τα κάτω και αριστερά). Στην εικόνα 1.23 φαίνεται, επίσης, η περιοχή λειτουργίας των διαφόρων οργάνων διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας, που είναι σε χρήση σήμερα. Η μικρή επικάλυψη μεταξύ της περιοχής λειτουργίας των διαφόρων οργάνων και της περιοχής πάνω από την καμπύλη, που ορίζουν οι τιμές της ανακοίνωσης του AIUM, οδηγεί στο συμπέρασμα ότι είναι πράγματι δυνατό να παρατηρηθούν βιολογικές επιδράσεις στις μεγαλύτερες εντάσεις. Δύο είναι οι κύριοι μηχανισμοί δράσης των υπερήχων με αρνητικά βιολογικά αποτελέσματα για τον άνθρωπο: (α) παραγωγή θερμότητας και (β) παραγωγή και αύξηση του μεγέθους φυσαλίδων στους ιστούς (cavitation). Υπάρχουν και άλλοι μηχανισμοί μηχανικής φύσης, των οποίων όμως η εξάρτηση από την ένταση των υπερήχων δεν είναι γνωστή. Η εικόνα 1.23 θα μπορούσε να ξανασχεδιασθεί με βάση τη μέγιστη τιμή έντασης κάθε παλμού υπερήχων και όχι τη μέση τιμή, ως προς το συνολικό χρόνο εξέτασης. Αυτό θα ήταν επιθυμητό αν υποθεθεί ότι οι ιστοί δεν τείνουν να επιστρέψουν στη φυσιολογική τους κατάσταση στο χρονικό διάστημα μεταξύ παλμών και, επομένως, οι βιολογικές επιδράσεις κάθε ακουστικού παλμού είναι αθροιστικές. Το κατά πόσο η υπόθεση αυτή είναι σωστή δεν είναι γνωστό, όπως δεν είναι γνωστό αν ο ανθρώπινος οργανισμός, έχοντας απορροφήσει κάποια ποσότητα ενέργειας από τη δέσμη υπερήχων, επιστρέφει στην αρχική του φυσιολογική κατάσταση μέσα σε χρονικά διαστήματα μερικών ωρών, ημερών ή και εβδομάδων, που συχνά μεσολαβούν μεταξύ διαγνωστικών εξετάσεων.

Παρόλα τα αναπάντητα ερωτήματα γύρω από τις βιολογικές επιδράσεις των υπερήχων στον ανθρώπινο οργανισμό, είναι γεγονός ότι μέχρι σήμερα δεν έχει γίνει γνωστό κανένα περιστατικό σοβαρών επιπτώσεων της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας στην ανθρώπινη υγεία. Όμως, όσο δεν υπάρχει απλή απάντηση στο ερώτημα «είναι η υπερηχοτομογραφία ασφαλής διαγνωστική μέθοδος;», η μέθοδος αυτή πρέπει να χρησιμοποιείται συντηρητικά και να γίνεται κάθε προσπάθεια ελαχιστοποίησης των σχετικών κινδύνων ως προς τη χρησιμότητα των αναμενόμενων κλινικών αποτελεσμάτων. Η συντηρητική αντιμετώπιση επιβάλλει τη χρήση της διαγνωστικής αυτής μεθόδου, μόνο όταν είναι απαραίτητη με βάση κλινικά κριτήρια, την ελαχιστοποίηση της έντασης των υπερήχων και τη συντόμευση της διάρκειας εξέτασης.

### **Συμπεράσματα και προοπτικές**

Η υπερηχοτομογραφία και οι υπέρηχοι Doppler έχουν πια καθιερωθεί σαν μέθοδοι διαγνωστικής απεικόνισης και ποιοτικού ή ποσοτικού χαρακτηρισμού της λειτουργίας του κυκλοφορικού συστήματος αντίστοιχα. Οι εξελίξεις στην τεχνολογία των μικροηλεκτρονικών και των ψηφιακών συστημάτων, των τελευταίων ετών, έχουν δράσει σαν καταλύτες σε ανάλογες εξελίξεις στην τεχνολογία των συστημάτων υπερηχοτομογραφίας και υπερήχων Doppler. Τα σύγχρονα συστήματα έχουν αυξημένες δυνατότητες επεξεργασίας των σημάτων, που δίνουν οι πολλαπλές ανακλάσεις της δέσμης υπερήχων, και των εικόνων που κατασκευάζονται από αυτά, αυξημένη διακριτική ικανότητα, περισσότερα επίπεδα του γκριζου (bits/στοιχείο εικόνας) στην τελική εικόνα, ταχύτερο ρυθμό απεικόνισης σε εφαρμογές real-time, δυνατότητα δυναμικής απεικόνισης του κυκλοφορικού συστήματος με μεθόδους Doppler κ.λπ. Μελλοντικές επεκτάσεις στην κλινική εφαρμογή των υπερήχων πιθανώς να συμπεριλάβουν τον ακριβή ποσοτικό χαρακτηρισμό των βιολογικών ιστών (tissue

characterization) και των διαφόρων αιμοδυναμικών παραμέτρων (quantitative blood flow measurements). Οι προσπάθειες προς αυτή την κατεύθυνση δεν έχουν αποδώσει μέχρι σήμερα τα αναμενόμενα αποτελέσματα, λόγω βασικών περιορισμών, που βάζουν οι φυσικοί μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ενέργειας και ύλης. Όμως, καθώς τεκμηριώνεται η κλινική χρησιμότητα του ποσοτικού χαρακτηρισμού των ιστών και της ακριβούς μέτρησης των αιμοδυναμικών παραμέτρων, τόσο η ανάπτυξη της σχετικής τεχνολογίας όσο και η έρευνα με σκοπό την προτυποποίηση και τη βαθύτερη κατανόηση των φυσικών φαινομένων θα εντατικοποιηθούν και τα εμπόδια, που προς το παρόν υπάρχουν, θα ξεπεραστούν.

#### **ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

Atkinson P, Woodcock JP: *Doppler Ultrasound and its Use for Clinical Measurement*. Academic Press, London 1982

Curry TS III, Dowdey JE, Murry RC Jr: *Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology*. 3rd ed, Lea & Febiger, Philadelphia 1984

Hatle L, Angelsen B: *Doppler Ultrasound in Cardiology- Physical Principles and Clinical Applications*. 2nd ed, Lea & Febiger, Philadelphia 1985

Kinsler LE, Frey AF: *Fundamentals of Acoustics*. John Wiley and Sons, New York 1962.

Kremkau FW: *Diagnostic Ultrasound*. 2nd ed, Grune & Stratton, Inc., Orlando 1984

Wells PNT: *Biomedical Ultrasonics*. Academic Press, London 1977

Goldberg BB (Ed): *Categorical Course in Ultrasound*. RSNA Syllabus, November 1984.