

Μέθοδοι απεικόνισης υπερήχων

Παπαδόπουλος Ι.

Ηλεκτρονικός Φυσικός

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η χρήση των υπερήχων στην Ιατρική εστιάζεται κυρίως στον τομέα της διάγνωσης με την μέτρηση διαφόρων χαρακτηριστικών των ανακλώμενων ή διερχόμενων ηχητικών κυμάτων. Παράλληλα έχουν αρχίσει ν' αναπτύσσονται και κάποιες θεραπευτικές εφαρμογές τους, όπως για παράδειγμα η χρήση τους στα πλαίσια της φυσιοθεραπείας για την τοπική αύξηση της θερμοκρασίας σε υποδόριους ιστούς του σώματος. Τέλος, η κατάλληλη εστίαση μιας δέσμης υπερήχων προκαλεί την συγκέντρωση μεγάλης ισχύος σε μια μικρή περιοχή σε ορισμένο βάθος μέσα στο σώμα και μπορεί να λειτουργήσει σαν νυστέρι, χωρίς να επιφέρει βλάβη στους υπερκείμενους ιστούς.

ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

Οι ήχοι είναι διαμήκη ελαστικά κύματα που δημιουργούνται από την περιοδική μεταβολή της πυκνότητας του υλικού μέσου εντός του οποίου διαδίδονται. Ανάλογα με την συχνότητα τους / (αριθμός κύκλων στην μονάδα του χρόνου) διακρίνονται σε υπόηχους ($f < 20\text{Hz}$), ακουστούς ήχους ($20\text{Hz} < f < 20000\text{Hz}$) και υπέρηχους ($f > 20000\text{Hz}$).

Οι διαγνωστικοί υπέρηχοι έχουν συχνότητες στην περιοχή 1-50MHz, ενώ η μικροσκοπία υπερήχων χρησιμοποιεί συχνότητες μέχρι 200MHz για την εξέταση δομών μέσα στα κύτταρα. Η ταχύτητα διάδοσης του ήχου σ' ένα υλικό εξαρτάται από

το μέτρο ελαστικότητας του E και την πυκνότητα του d σύμφωνα με την σχέση:

$$c = \sqrt{E/d} \quad 7.1$$

Το μήκος κύματος λ είναι η απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών χαμηλών ή υψηλών μετώπων πίεσης του ηχητικού κύματος και συνδέεται με την συχνότητα και την ταχύτητα διάδοσης μέσω της σχέσης:

$$f \cdot \lambda = c \quad 7.2$$

Η ένταση του ηχητικού κύματος ορίζεται ως η ενέργεια ανά μονάδα χρόνου που διαδίδεται μέσα από μία μοναδιαία επιφάνεια κάθετη στην διεύθυνση του κύματος και έχει μονάδες ισχύος ανά μονάδα επιφάνειας (συνήθως W/cm^2 ή m W/cm^2 για ιατρικές εφαρμογές).

Η ακουστική εμπέδηση ή διαπερατότητα Z ενός υλικού μέσου εξαρτάται μόνο από τις μηχανικές του ιδιότητες και όχι από τη συχνότητα του ηχητικού κύματος, καθώς:

$$Z = d \cdot c \quad 7.3$$

Ως μονάδα μέτρησής της χρησιμοποιείται το Rayl ($1\text{Rayl} = 10^5\text{gr/cm}^2 \text{ sec}$).

Όταν μία ηχητική δέσμη προσπίπτει στη διαχωριστική επιφάνεια δύο υλικών μέσων διαφορετικής διαπερατότητας, τότε εν μέρει ανακλάται και εν μέρει διαθλάται. Η γωνία πρόσπτωσης θ_0 , η γω-

νία ανάκλασης θ_α και η γωνία διάθλασης θ_δ συνδέονται μέσω των σχέσεων:

$$\vartheta_\alpha = \vartheta_0 \quad 7.4$$

$$\frac{\sin \vartheta_0}{\sin \vartheta_\delta} = \frac{c_1}{c_2} = n_{21} \quad 7.5$$

όπου n_{21} είναι ο σχετικός δείκτης διάθλασης του μέσου 2 ως προς το μέσο 1. Ο συντελεστής ανάκλασης πλάτους R_A (ή ενέργειας R_I) ορίζεται ως το ποσοστό του πλάτους (ή της ενέργειας) της προσπίπτουσας δέσμης που ανακλάται και εξαρτάται από το λόγο των ακουστικών εμπεδήσεων των δύο μέσων:

$$R_A = \frac{1 - Z_1/Z_2}{1 + Z_1/Z_2}$$

$$R_I = \left(\frac{1 - Z_1/Z_2}{1 + Z_1/Z_2} \right)^2 \quad 7.6 \text{ και } 7.4$$

Παρατηρούμε ότι όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά της διαπερατότητας, τόσο μεγαλύτερο είναι το ποσοστό της ανακλώμενης δέσμης και τόσο μικρότερο το ποσοστό της δέσμης που διέρχεται στο δεύτερο μέσο.

Η εξασθένιση μιας ηχητικής δέσμης οφείλεται σε τρεις παράγοντες: το εύρος της δέσμης, τη σκέδαση και την απορρόφηση. Όταν η ηχητική ενέργεια διαδίδεται μέσα σ' ένα μη σκεδαστικό και μη απορροφητικό μέσο, παραμένει σταθερή. Όμως, καθώς το μέτωπο της δέσμης (beam pattern) γίνεται ευρύτερο, η ενέργεια αυτή πρέπει να καταναμηθεί σε μια μεγαλύτερη περιοχή, με αποτέλεσμα τη μείωση της εντάσεως της δέσμης. Το αποτέλεσμα της σκέδασης της δέσμης από διάχυτους ή κατοπτρικούς ανακλαστές είναι η απώλεια ενός ποσοστού της ενέργειας από τη διαδιδόμενη δέσμη. Η απώλεια μέρους της ταλαντωτικής ενέργειας των σωματιδίων του υλικού μέσου λόγω φαινομένων τριβής ονομάζεται απορρόφηση και συνεπάγεται τη μετατροπή μέρους της ενέργειας του ηχητικού κύματος σε θερμότητα.

Η εξασθένιση του διαδιδόμενου ηχητικού κύματος περιγράφεται από εκθετικό νόμο της μορφής:

$$A = A_0 e^{-\alpha x}$$

$$I = I_0 e^{-2\alpha x} \quad 7.8 \text{ και } 7.9$$

όπου α είναι ο συντελεστής εξασθένισης πλάτους με μονάδες cm^{-1} . Η συνιστώσα της εξασθένισης που οφείλεται στη μεταβολή του εύρους της δέσμης δεν περιλαμβάνεται σ' αυτές τις εκφράσεις. Εξαιτίας της εκθετικής περιγραφής της εξασθένισης συνηθίζεται η έκφραση της σε decibel (dB):

$$\text{αριθμός dB} = 10 \log_{10} (I_{out} / I_{in})$$

$$\text{αριθμός dB} = 20 \log_{10} \left(\frac{A_{out}}{A_{in}} \right) \quad 7.10$$

Στον πίνακα 7.1 που ακολουθεί, καταχωρούνται οι τιμές κάποιων χαρακτηριστικών παραμέτρων των υλικών μέσων που συναντώνται στις ιατρικές εφαρμογές των υπερήχων. Η διαφορά της ηχητικής ταχύτητας στους περισσότερους μαλακούς ιστούς είναι μικρή, με αποτέλεσμα η ταχύτητα να λαμβάνεται, με πολύ καλή προσέγγιση. Το λίπος έχει 6% μικρότερη ηχητική ταχύτητα, ενώ τα οστά πολύ μεγαλύτερη. Αντίστοιχη είναι και η σχέση των τιμών της ακουστικής εμπεδήσης. Κατά συνέπεια, αναμένονται ισχυρές κατοπτρικές ανακλάσεις στις διαχωριστικές επιφάνειες λίπους - μαλακών ιστών και οστών - μαλακών ιστών και ασθενέστερες στις διαχωριστικές επιφάνειες των μαλακών ιστών.

Παρατηρούμε επίσης ότι το λίπος έχει τη μικρότερη τιμή του συντελεστή εξασθένισης συγκριτικά με τους μαλακούς ιστούς και τα οστά. Λόγω των υψηλών τιμών της εμπεδήσης και της εξασθένισης των οστών, το ποσοστό της ενέργειας μιας δέσμης υπερήχων που θα διέλθει από αυτά είναι πολύ μικρό.

Υλικό Μέσο	Ταχύτητα Διάδοσης (m/sec)	Ακουστική Εμπέδηση (106 kg/m. sec)	Εξασθένηση (dB/cm για 1MHz)
Αέρας	330	0.0004	12
Νερό	1480	1.48	0.002
Λίπος	1450	1.38	0.63
Αίμα	1570	1.61	0.18
Μαλακοί Ιστοί	1540	1.63	0.70
Μύες	1580	1.70	1.3-3.3
Οστά	4080	7.80	15

Πίνακας 7.1 Χαρακτηριστικές παράμετροι υλικών μέσων.

ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Η παραγωγή και η ανίχνευση των υπερήχων στηρίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, δηλαδή στη μετατροπή της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική ενέργεια και αντίστροφα από ειδικούς κρυστάλλους.

Μέθοδοι απεικόνισης υπερήχων

Ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος τοποθετείται ανάμεσα σε δύο λεπτά επίπεδα ηλεκτρόδια. Η εφαρμογή μιας διαφοράς δυναμικού σε αυτά προκαλεί τη δημιουργία ενός ηλεκτρικού πεδίου εντάσεως E και τη μεταβολή του πάχους z του κρυστάλλου:

$$dz/z = C_c \cdot E \quad 7.12$$

όπου C_c η αντίστροφη πιεζοηλεκτρική σταθερά. Η εφαρμογή μηχανικής πίεσης (στη συγκεκριμένη περίπτωση υπερηχητικής πίεσης p) στον κρύσταλλο δημιουργεί ένα ηλεκτρικό πεδίο εντάσεως E

$$E = C_d \cdot p \quad 7.13$$

όπου C_d είναι η ευθεία πιεζοηλεκτρική σταθερά.

Το ευρύτερα χρησιμοποιούμενο πιεζοηλεκτρικό υλικό σήμερα είναι το PZT (lead - zirconate - titanate) λόγω της υψηλής απόδοσης ηλεκτρομηχανικής μετατροπής, των μικρών εγγενών απωλειών και των καλών ηλεκτρικών χαρακτηριστικών του, που προέρχονται από την υψηλή διηλεκτρική σταθερά του. Το PZT έχει μεγάλη μηχανική αντοχή, μπορεί να λάβει διάφορα σχήματα και μεγέθη, μπορεί να λειτουργήσει σε θερμοκρασίες υψηλότερες των 100°C και είναι σταθερό για μεγάλα χρονικά διαστήματα. Οι ιδιότητες του μπορούν να ρυθμι-

στούν με την τροποποίηση της αναλογίας zirconium / titanium και την προσθήκη μικρής ποσότητας άλλων ουσιών π.χ. lanthanum.

Τα μειονεκτήματα του είναι η μεγάλη ακουστική εμπέδηση (30MRayls) σε σύγκριση μ' εκείνη των ιστών (0,5MRayls) και η ύπαρξη δευτερογενών λοβών και ειδικότερα grating lobes σε συστοιχίες κυψελών (βλέπε & 7.6). Η χρήση στρωμάτων ακουστικής σύζευξης (acoustic matching layers) και η επιλογή κυψελών κατάλληλων διαστάσεων ή ο τεμαχισμός τους, μπορούν να μειώσουν την επίδραση των παραπάνω φαινομένων.

Άλλα υλικά που χρησιμοποιούνται είναι το BPT (barium lead titanate), το BPZ (barium lead zirconate), το PVDF (polyvinylidene difluoride) και το PMN (lead magnesium niobate). Η μία πλευρά του πιεζοηλεκτρικού στοιχείου (σχήμα 7.1) επικολλάται σ' ένα υλικό γνωστό ως backing material, με σκοπό την απόσβεση των ταλαντώσεων του στοιχείου για τη βελτίωση του εύρους συχνοτήτων (bandwidth) και τη μείωση της οπίσθιας διάδοσης του κύματος και των ανακλάσεων του από εσωτερικές δομές. Η συνθήκη ιδανικής απόσβεσης είναι $Z_{backing} = Z_{crystal}$

Η δυναμική απόσβεση επιτυγχάνεται με την εφαρμογή μίας διαφοράς δυναμικού εκτός φάσεως με τη διαφορά δυναμικού της διέγερσης αμέσως μετά το τέλος της τελευταίας και συνεπώς με την πρόκληση δονήσεων αντίθετης διεύθυνσης. Η πλευρά του στοιχείου προς τον ασθενή καλύπτεται από ένα ή περισσότερα στρώματα προσαρμογής (matching layers), με σκοπό τη σύζευξη των εμπεδήσεων του κρυστάλλου Z_c και του ιστού Z_i και τη μείωση της απώλειας ηχητικής ενέργειας στη διαχωριστική τους επιφάνεια. Το πάχος τους είναι ένας περιττός αριθμός της ποσότητας $\Lambda/4$ για την

κεντρική συχνότητα και η ακουστική τους εμπέδηση ίση με:

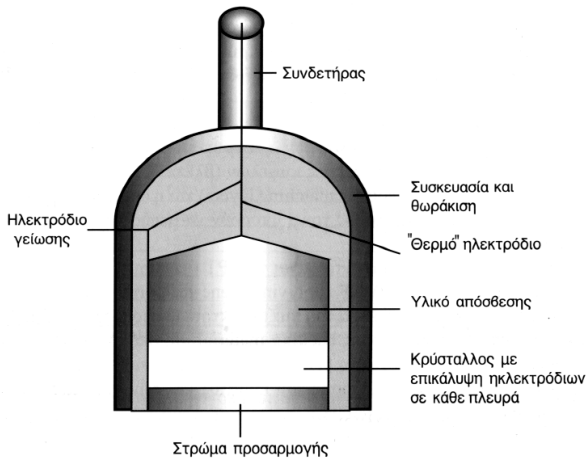
$$Z_1 = \sqrt[3]{Z_c \cdot Z_t^2} \quad 7.14$$

στην περίπτωση ενός στρώματος, ή

$$Z_1 = \sqrt[7]{Z_c^4 \cdot Z_t^3} \quad \text{και} \quad Z_2 = \sqrt[7]{Z_c \cdot Z_t^6} \quad 7.15$$

στην περίπτωση δύο στρωμάτων.

Δεδομένου ότι η ακουστική εμπέδηση των ιστών διαφέρει πολύ από εκείνη του αέρα, η ύπαρξη αέρα ανάμεσα στον μετατροπέα (transducer) και τους ιστούς θα προκαλέσει μεγάλη απώλεια ενέργειας του ηχητικού κύματος. Για την αποφυγή αυτού του φαινομένου τοποθετείται ένα ειδικό υλικό ανάμεσα τους (gel ή coupling fluid).



Σχήμα 7.1 Πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας

Η σύζευξη της ηλεκτρικής εμπέδησης του κρυστάλλου και της εξόδου της γεννήτριας της διαφοράς δυναμικού διεγέρσεως γίνεται με την βοήθεια κυκλωμάτων πυκνωτών και πηνίων. Δεδομένου ότι η χωρητικότητα των καλωδίων σύνδεσης συνυπολογίζεται, δεν συνιστάται η αλλαγή του τύπου ή του μήκους τους.

Η διάρκεια του παραγόμενου ηχητικού παλμού τ μετριέται σε αριθμό κύκλων μέχρι το αρχικό πλάτος να μειωθεί στο 10%, ενώ το χωρικό μήκος του παλμού είναι το γινόμενο του μήκους κύματος λ επί τον αριθμό των κύκλων.

Καθώς ο παλμός δεν είναι καθαρά ημιτονικός, έχει ένα φάσμα συχνοτήτων (bandwidth), το οποίο είναι τόσο πιο ευρύ, όσο πιο μικρή είναι η χρονική διάρκεια του παλμού.

Το σχέδιο μιας δέσμης υπερήχων (beam pattern) αποτελείται από δύο περιοχές: το εγγύς (Fresnel) πεδίο και το μακρινό (Fraunhofer) πεδίο. Στη ζώνη Fresnel, φαινόμενα περίθλασης λόγω των πεπερασμένων διαστάσεων του κρυστάλλου δημιουργούν φαινόμενα χωρικής συμβολής, με αποτέλεσμα η ένταση να μεταβάλλεται ακανόνιστα. Το μήκος L της ζώνης αυτής εξαρτάται από το μήκος κύματος λ και τη διάμετρο του κρυστάλλου ϱ :

$$L = \varrho^2 / 4 \lambda \quad 7.16$$

Στη ζώνη Fraunhofer, ο πιεζοηλεκτρικός κρυστάλλος μπορεί να θεωρηθεί σημειακή πηγή, η ένταση της οποίας είναι χωρικά ομοιόμορφη. Το πεδίο Fraunhofer αποκλίνει συναρτήσει της απόστασης με μία γωνία θ :

$$\theta = \arcsin(1,22 \lambda / \varrho) \quad 7.17$$

Αύξηση της συχνότητας συνεπάγεται αύξηση του μήκους L του πεδίου Fresnel και μείωση της γωνίας απόκλισης της ζώνης Fraunhofer, δηλαδή βελτίωση των χαρακτηριστικών της δέσμης.

PULSE - ECHO US IMAGING

Κάθε φορά που ένας διαδιδόμενος στο σώμα ηχητικός παλμός συναντάει δομές διαφορετικής ακουστικής εμπέδησης, ανακλάται μερικώς. Η μέτρηση της χρονικής διαφοράς t της εκπομπής του παλμού και της ανίχνευσης της ανακλασθείσας δέσμης (echo) προσδιορίζει το βάθος d της δομής που συνάντησε ο παλμός:

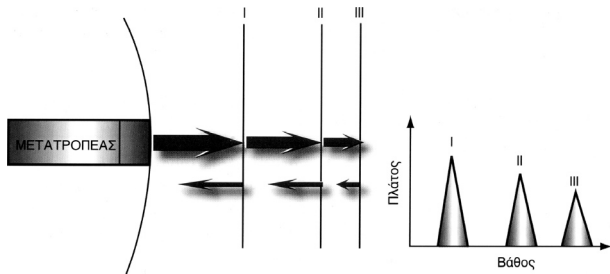
$$d = \frac{1}{2} t \cdot c \quad 7.18$$

Η συχνότητα εκπομπής των ηχητικών παλμών (Pulse Repetition Frequency or PRF) εξαρτάται από το μέγιστο υπό εξέταση βάθος d_{\max} , δεδομένου ότι ένας παλμός δεν πρέπει να μεταδοθεί πριν τη συλλογή όλων των αντηχήσεων (echoes) του προηγούμενου παλμού από την περιοχή ενδιαφέροντος. Υπάρχει επομένως ένα ανώτατο όριο PRF_{\max} :

$$PRF_{\max} = \frac{c}{2d_{\max}} \quad 7.19$$

Οι αντηχήσεις μετατρέπονται σε κυματομορφές διαφοράς δυναμικού, διέρχονται από ένα κύκλωμα απόρριψης σημάτων υψηλού πλάτους (limiter), ενισχύονται από έναν λογαριθμικό ενισχυτή, ανορθώνονται και αποδιαμορφώνονται. Το σήμα εξόδου του αποδιαμορφωτή περιέχει τις επιθυμητές πληροφορίες (το πλάτος του ανακλασθέντος σήματος και τη χρονική καθυστέρηση από τη στιγμή εκπομπής του ηχητικού παλμού) οι οποίες χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση των δομών που συνάντησε ο ηχητικός παλμός.

Καθώς η ηχητική ενέργεια ταξιδεύει από και προς τον μετατροπέα, η εξασθένιση της προκαλεί τη μείωση του σήματος συναρτήσει της απόστασης, με αποτέλεσμα ομογενείς δομές να παρουσιάζουν διαφορετική εικόνα ανάλογα με το βάθος στο οποίο βρίσκονται. Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίζεται με τη μέθοδο TGC (Time Gain Compensation), που συνίσταται στην αύξηση της απολαβής του ενισχυτή σε χρονική συμφωνία με την άφιξη ασθενέστερων αντηχήσεων από βαθύτερες δομές στο σώμα.

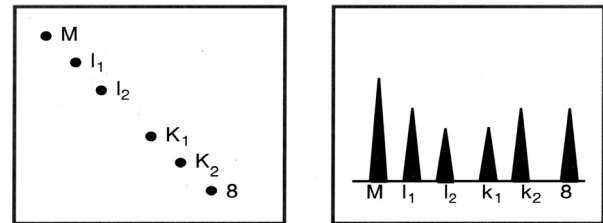
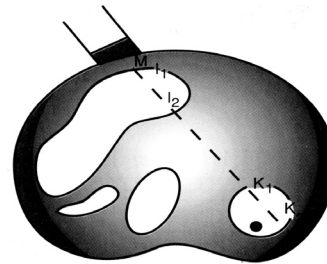


Σχήμα 7.2 A-mode απεικόνιση.

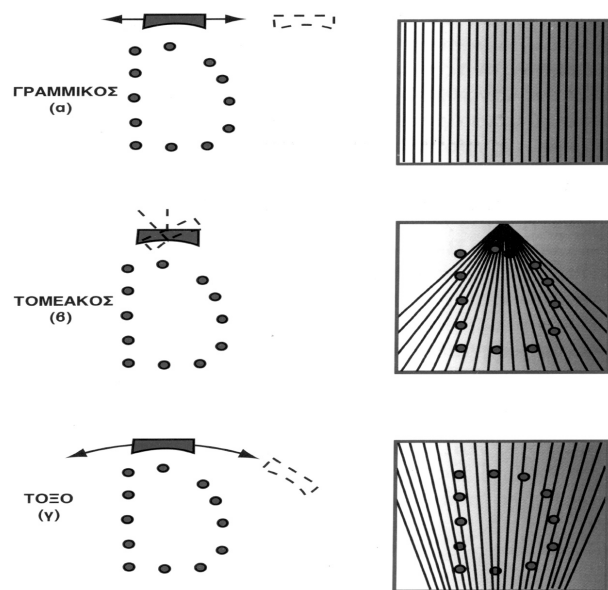
Ο τρόπος παρουσίασης των αντηχήσεων ποικίλει. Στην απλούστερη μέθοδο A-mode (Amplitude mode) ο άξονας x ενός παλμογράφου αντιπροσωπεύει το βάθος μέσα στον ασθενή και ο άξονας y το πλάτος των λαμβανομένων σημάτων (σχήμα 7.2). Ο οριζόντιος άξονας είναι βαθμονομημένος σε μονάδες αποστάσεως, δηλαδή αν και το σύστημα κάνει πάντα μετρήσεις χρόνου, χρησιμοποιεί την εξίσωση $d=1/2tc$ για να μετατρέψει τις χρονικές καθυστερήσεις σε βάθη μέσα στον ασθενή. Η μέθοδος αυτή παρέχει πληροφορίες κατά μήκος μιας “ακτίνας” και χρησιμοποιείται για τη μέτρηση βασικών ανατομικών χαρακτηριστικών με γραμμικές διαστάσεις. Ένας από τους συνηθέστερους τομείς εφαρμογής της είναι η οφθαλμολογία.

Μία άλλη μέθοδος είναι η B-mode (Brightness mode), στην οποία το πλάτος μίας αντήχησης αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο ανάλογης φωτεινότητας ή απόχρωσης του γκρι (gray scale display) στην αντίστοιχη γεωμετρική του θέση, με αποτέλεσμα την απεικόνιση μίας τομής του σώματος (σχήμα 7.3).

Οι χρησιμοποιούμενες τεχνικές σάρωσης φαίνονται στο σχήμα 7.4. Η μέθοδος B-mode βοηθά στην ανίχνευση διαφορών ασθενειών και αποτελεί τη συνηθέστερη επιλογή παρουσίασης.



Σχήμα 7.3 B-mode απεικόνιση και η αντίστοιχη A-mode απεικόνιση.



Σχήμα 7.4 Τεχνικές σάρωσης στη μέθοδο B-mode; α) Γραμμική, β) Τομιακή, γ) Τόξο.

Η τεχνική M-mode (Motion mode) αποτελεί συνδυασμό των δύο προηγούμενων μεθόδων. Η απόσταση μέσα στον ασθενή αντιπροσωπεύεται από την κάθετη ακτίνα και το πλάτος της αντήχησης από ένα σημείο κατάλληλης φωτεινότητας. Η κάθετη ακτίνα μετακινείται κατά μήκος της οριζόντιας διάστασης με σταθερή ταχύτητα, με αποτέλεσμα οι ακίνητες δομές να προκαλούν αντανάκλασεις στο ίδιο σημείο, ενώ οι κινούμενες δομές να παράγουν ένα γράφημα της κίνησης τους. Το πλάτος και η ταχύτητα της κίνησης μπορούν εύκολα να μετρηθούν, ενώ οι βασικές γραμμές σάρωσης (scan lines) είναι μειωμένης ή μηδενικής φωτεινότητας για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται στην καρδιολογία για τη μελέτη της κίνησης των καρδιακών τοιχωμάτων και των βαλβίδων (σχήμα 7.5), στην εξέταση της κοιλιακής χώρας για την εκτίμηση της κατάστασης μεγάλων αγγείων όπως η κοιλιακή αορτή και οι νεφρικές αρτηρίες, στη γυναικολογία κ.ά. Η αποθήκευση των πληροφοριών που αφορούν τη θέση και το πλάτος των αντηχήσεων γίνεται σ' έναν scan converter, ο οποίος στις μέρες μας είναι ψηφιακής μορφής προσφέροντας αξιοπιστία, δυνατότητα εύκολης επεξεργασίας των δεδομένων και χαμηλό σχετικά κόστος.

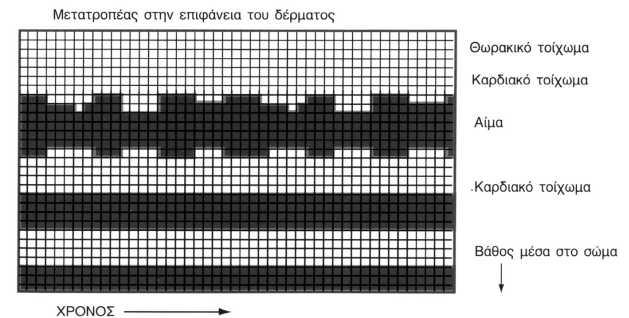
ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΗΣ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Η αξονική διακριτική ικανότητα (axial resolution) καθορίζει την ικανότητα διαχωρισμού δύο στόχων ευθυγραμμισμένων κατά την αξονική διεύθυνση (τη διεύθυνση της διάδοσης του ηχητικού παλμού). Η διαφορά μήκους των αντηχήσεων δύο στόχων που απέχουν κατά $r/2$ είναι r , με αποτέλεσμα οι αντηχήσεις να μπορούν να διαχωριστούν στο λαμβανόμενο σήμα αν το μήκος του ηχητικού παλμού είναι μικρότερο ή ίσο προς r . Έτσι, η αξονική διακριτική ικανότητα μπορεί να ορισθεί ως το μισό του μήκους του παλμού. Ένας μετατροπέας υψηλής συχνότητας και μεγάλου εύρους ζώνης συχνοτήτων έχει μικρής διάρκειας ηχητικό παλμό και προσφέρει καλύτερη διακριτική ικανότητα.

Η εγκάρσια διακριτική ικανότητα (lateral resolution) καθορίζει την ικανότητα διαχωρισμού δύο στόχων ευθυγραμμισμένων κατά την αζιμουθιακή διεύθυνση και εξαρτάται από το εύρος της

ηχητικής δέσμης στο συγκεκριμένο βάθος.

Η εγκάρσια διακριτική ικανότητα βελτιώνεται με την αύξηση της συχνότητας, λόγω βελτίωσης



Σχήμα 7.5 Ηχοκαρδιογράφημα M-MODE.

των χαρακτηριστικών της ηχητικής δέσμης. Παρατηρούμε ότι η χωρική διακριτική ικανότητα βελτιώνεται με τη χρήση υψηλών ηχητικών συχνοτήτων, η οποία όμως συνεπάγεται μείωση του βάθους διείσδυσης λόγω αύξησης της εξασθένησης. Επομένως, για κάθε κλινική εφαρμογή επιλέγεται η υψηλότερη δυνατή συχνότητα που θα μπορέσει να φθάσει το μεγαλύτερο υπό εξέταση βάθος.

ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Στην τομογραφία υπερήχων, μία δέσμη υπερήχων προσπίπτει στο υπό εξέταση αντικείμενο και η κυματομορφή της πίεσης της εξερχόμενης δέσμης καταγράφεται σαν συνάρτηση του χρόνου με τη βοήθεια ενός μετατροπέα. Βάσει αυτής της κυματομορφής μπορούμε να προσδιορίσουμε την εξασθένηση της δέσμης, αλλά και τη διαφορά στο χρόνο διέλευσης διαμέσου του αντικειμένου και διαμέσου στρώματος νερού ίδιου πάχους. Κατ' επέκταση μπορούμε να εκτιμήσουμε την κατανομή του συντελεστή εξασθένησης ή του δείκτη διάθλασης των υπερήχων στο συγκεκριμένο αντικείμενο.

Για να είναι ακριβή τα αποτελέσματα της τομογραφίας υπερήχων, θα πρέπει η ηχητική δέσμη να διαδίδεται ευθύγραμμα μέσα στο σώμα. Η προϋπόθεση αυτή ισχύει προσεγγιστικά μόνο για τους μαλακούς ιστούς, όπου τα φαινόμενα διάθλασης μπορούν ν' αγνοηθούν. Σ' αυτήν την περίπτωση η υπερηχοτομογραφία έχει πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα (π.χ. διάγνωση όγκων του μαστού). Το πρόβλημα της τομογραφικής απεικόνισης μη μαλακών ιστών με υπερήχους παραμένει προς το παρόν άλυτο.

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Οι βιολογικές επιδράσεις των υπερήχων προέρχονται κυρίως από το φαινόμενο της σπηλαιοποίησης και τα θερμικά φαινόμενα. Το φαινόμενο της σπηλαιοποίησης παρουσιάζεται σε μικρές συχνότητες και σε υγρά μικρού ιξώδους, λόγω της διαφοράς πίεσης που προξενούν οι υπέρηχοι. Μπορεί να είναι παροδικό ή μόνιμο και υπερισχύει για εντάσεις μεγαλύτερες των 700 W/cm^2 . Η απορρόφηση ηχητικής ενέργειας από έναν ιστό οδηγεί σε αύξηση της θερμοκρασίας του, η οποία εξαρτάται και από το ρυθμό απαγωγής θερμότητας μέσω του αίματος και των γειτονικών ιστών. Τα αποτελέσματα της αύξησης της θερμοκρασίας ποικίλουν (π.χ. μεταβολή της ταχύτητας των νευρικών σημάτων, μεταβολή της μεταφοράς των μεταβολιτών δια μέσου της κυτταρικής μεμβράνης, λύση της συνέχειας των ιστών). Εν γένει θεωρείται ότι, τα κύτταρα που ακτινοβολούνται με υπερήχους είτε επιζούν χωρίς βλάβη ή διαφοροποίηση είτε πεθαίνουν. Γι' αυτό η χρήση των υπερήχων στην ιατρική χαρακτηρίζεται ως ακίνδυνη.

Παράλληλα, οι διαγνωστικοί υπέρηχοι παρουσιάζουν και άλλα πλεονεκτήματα συγκριτικά με τις υπόλοιπες απεικονιστικές μεθόδους. Τα απεικονιστικά υπερηχητικά συστήματα είναι σχετικά φθηνά, δεν απαιτούν ειδική προετοιμασία του χώρου λειτουργίας τους (π.χ. θωράκιση έναντι των ακτίνων X), μπορούν εύκολα να μεταφερθούν σε διαφορετικό κλινικό περιβάλλον και χρησιμοποιούν λίγα αναλώσιμα υλικά (π.χ. coupling gel, videotapes).

Επιπλέον, η διαδικασία σάρωσης είναι γρήγορη και άνετη για τον ασθενή, ενώ οι παρεχόμενες πληροφορίες από τους διάφορους τύπους υπερηχητικών εικόνων είναι υψηλής διαγνωστικής αξίας.

Οι προαναφερθείσες ιδιότητες καθιστούν τις απεικονιστικές μεθόδους των υπερήχων ως μία από τις χρησιμότερες διαγνωστικές τεχνικές που χρησιμοποιούνται σήμερα και οδηγούν στη μελέτη της περαιτέρω ανάπτυξης τους (π.χ. ενδοαρτηριακοί υπέρηχοι, ultra - fast scanning, high definition imaging, confocal imaging, power mapping).