

ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ

Τμήμα Ηλεκτρονικής

Βιομηχανική Κατεύθυνση

Εξάμηνο ΣΤ

ΙΑΤΡΙΚΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ

ΘΕΜΑ: ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΟΣ



*Όνοματεπώνυμο: Ρουμελιώτη Αγγελική
Α.Ε.Μ.: 3559*

ΛΑΜΙΑ 2005

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

- 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ**
- 2. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ**
- 3. ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ**
- 4. PULSE - ECHO US IMAGING**
- 5. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΣΑΡΩΣΗΣ**
- 6. ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΗΣ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ**
- 7. ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΥ ΧΡΟΝΟΥ**
 - 7.1. ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΗΣ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΣΕ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΥ ΧΡΟΝΟΥ**
- 8. ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ DOPPLER**
 - 8.1 ΣΥΝΕΧΟΥΣ ΚΥΜΑΤΟΣ (CW) DOPPLER**
 - 8.2 ΠΑΛΜΙΚΟ DOPPLER**
 - 8.3 ΕΓΧΡΩΜΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ DOPPLER**
- 9. ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΥΠΕΡΗΧΩΝ**
- 10. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ**
- 11. ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ**

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι υπέρηχοι στην ιατρική χρησιμοποιούνται κυρίως στον τομέα διάγνωσης, στην γενετική, στην καρδιολογία, στην μαστογραφία και σε άλλους τομείς. Με την αυξανόμενη χρήση υπολογιστών υψηλών απαιτήσεων και τη συνεχή βελτίωση της τεχνολογίας των υπερήχων, είναι δυνατό σήμερα η χρήση μηχανημάτων υπερήχων για διαφορετικές εφαρμογές συνδυάζοντας κατά τον καλύτερο δυνατό τρόπο κατασκευαστικές και λογισμικές τεχνικές. Παράλληλα έχουν αρχίσει να αναπτύσσονται και κάποιες θεραπευτικές εφαρμογές τους.

Η βασική λειτουργία τους συνοψίζεται στην μέτρηση και απεικόνιση διαφόρων χαρακτηριστικών των ανακλώμενων ή διερχόμενων ηχητικών κυμάτων.

Η κατάλληλη εστίαση μιας δέσμης υπερήχων προκαλεί τη συγκέντρωση μεγάλης ισχύος σε μια μικρή περιοχή σε ορισμένο βάθος μέσα στο σώμα χωρίς να επιφέρει βλάβη στους επικείμενους ιστούς.

Τα αποτελέσματα της διέλευσης των υπερήχων μέσα από τους ανθρώπινους ιστούς μπορούν να απεικονιστούν από συσκευές όπως παλμογράφοι, τηλεοπτικές οθόνες, video κ.τ.λ. Τα διάφορα είδη συσκευών εξαρτώνται κυρίως από την τεχνική σάρωσης που χρησιμοποιείται και από την αντίστοιχη εφαρμογή.

2. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Ο ήχος είναι το αποτέλεσμα της μηχανικής αναταραχής των σωματιδίων της ύλης ή του αέρα. Τα σωματίδια της ύλης, αν και παραμένουν στην ίδια θέση, δονούνται και δημιουργούνται κύματα πίεσης τα οποία διαδίδονται στα διάφορα μέσα. Η δημιουργία των κυμάτων του ήχου βασίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Ο ήχος απαιτεί μια πηγή ή μια γεννήτρια, ένα μέσο για να διαδοθεί και έναν αντίστοιχο αποδέκτη για τη συλλογή και την ερμηνεία των διαφόρων ηχητικών κυμάτων. Τα ηχητικά κύματα συχνά περιγράφονται ως εναλλασσόμενα μέτωπα πίεσης χαμηλής ή υψηλής στάθμης.

Τα βασικά χαρακτηριστικά ενός ηχητικού κύματος είναι το μήκος κύματος λ , η συχνότητα f και η ταχύτητα διάδοσης c . Οι διαγνωστικοί υπέρηχοι χρησιμοποιούν παλμούς βραχείας διάρκειας με συχνότητες μεγαλύτερες από 1 – 20 MHz. Κάθε παλμός αποτελείται από ένα άθροισμα πλήθους κυμάτων, διαφορετικών συχνοτήτων. Η αύξηση της συχνότητας επιφέρει βελτίωση των χαρακτηριστικών της δέσμης που διαπερνά τους διάφορους ιστούς και βελτίωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας στην τελική εικόνα του συστήματος.

Παράμετροι παλμικών κυμάτων:

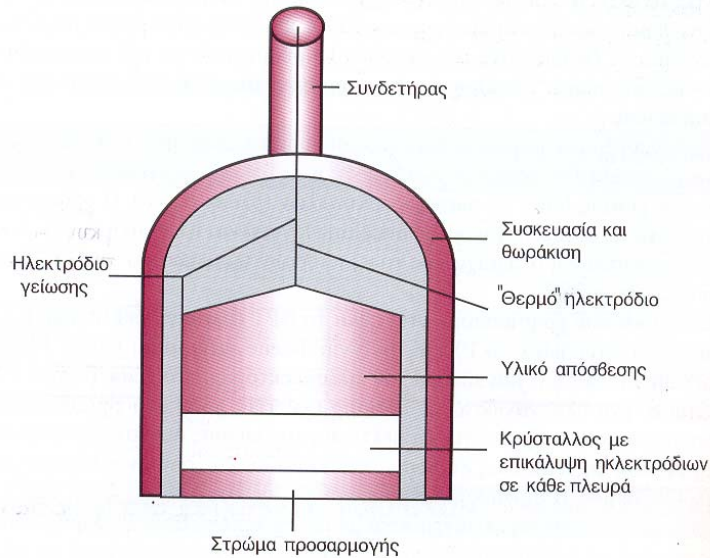
- Συχνότητα επαναληψιμότητας παλμών PRF (Hz) – ο αριθμός των παλμών σε ένα δευτερόλεπτο
- Περίοδος επαναληψιμότητας παλμού PRP (sec) – ο χρόνος από το ξεκίνημα του ενός παλμού ως το ξεκίνημα του άλλου
- Διάρκεια παλμού (pulse duration) – ο χρόνος που απαιτείται για να διαδοθεί ένας και μόνο παλμός
- Duty Factor - ο λόγος της διάρκειας ενός παλμού προς την περίοδο επαναληψιμότητάς του

Τα βασικά χαρακτηριστικά ενός μέσου διάδοσης (δέκτη ηχητικών κυμάτων) είναι η ακουστική εμπέδηση ή διαπερατότητα Z που ορίζεται ως το γινόμενο της ταχύτητας διάδοσης του κύματος με την πυκνότητα του υλικού με μονάδα μέτρησης το Rayl. Η εξασθένηση που επιφέρει στην προσπίπτουσα ενέργεια του ηχητικού κύματος και ο δείκτης διάθλασης n .

Η εξασθένηση μιας ηχητικής δέσμης οφείλεται σε τρεις παράγοντες: το εύρος της δέσμης, τη σκέδαση και την απορρόφηση και έχει ως τελικό αποτέλεσμα την απώλεια μέρους της ενέργειας του ηχητικού κύματος και μετατροπή της σε θερμότητα.

3. ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Η παραγωγή και η ανίχνευση υπερήχων στηρίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Σύμφωνα με αυτό ειδικοί κρύσταλλοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως μετατροπείς, μεταβάλλοντας την μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική και αντίστροφα.



Σχ.1 Πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας

Η διάταξη για την παραγωγή και ανίχνευση υπερήχων είναι ουσιαστικά ένας πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας. Ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος τοποθετείται ανάμεσα σε δύο λεπτά επίπεδα ηλεκτρόδια πάνω από τα οποία τοποθετείται υλικό απόσβεσης (backing material). Αυτό έχει ως σκοπό την απόσβεση των ταλαντώσεων του στοιχείου για τη βελτίωση του εύρους συχνοτήτων και τη μείωση της οπίσθιας διάδοσης του κύματος και των ανακλάσεων του από εσωτερικές δομές. Η συνθήκη ιδανικής απόσβεσης είναι $Z_{backing} = Z_{crystal}$.

Το θερμό ηλεκτρόδιο συνδέεται με την τροφοδοσία. Όλη η διάταξη γειώνεται και θωρακίζεται για μείωση σφαλμάτων που εισάγονται από το εξωτερικό περιβάλλον.

Η σύζευξη της ηλεκτρικής εμπέδησης του κρυστάλλου και της εξόδου της γεννήτριας που εξασφαλίζει τη διαφορά δυναμικού διεγέρσεως πραγματοποιείται με την βοήθεια κυκλωμάτων πυκνωτών και πηνίων. Λαμβάνοντας υπόψιν ότι η χωρητικότητα των καλωδίων σύνδεσης συνυπολογίζεται, δεν συνιστάται η αλλαγή του τύπου ή του μήκους τους.

Δεδομένου ότι η ακουστική εμπέδηση των ιστών διαφέρει από εκείνη του αέρα, η ύπαρξη αέρα ανάμεσα στον μετατροπέα και τους ιστούς θα προκαλέσει

μεγάλη απώλεια ενέργειας του ηχητικού κύματος. Για την αποφυγή του φαινομένου αυτού τοποθετείται ένα ειδικό υλικό ανάμεσα τους (gel ή coupling fluid).

Οι κρύσταλλοι που χρησιμοποιούνται θα πρέπει να έχουν εκείνες τις ιδιότητες ώστε να επιτυγχάνεται ασφαλής και ακριβής μέτρηση. Το πιο σύνηθες πιεζοηλεκτρικό υλικό που χρησιμοποιείται είναι το PZT (lead zirconate titanate). Αυτό χαρακτηρίζεται από υψηλή απόδοση ηλεκτρομηχανικής μετατροπής, μικρές απώλειες και καλά ηλεκτρικά χαρακτηριστικά που οφείλονται στην υψηλή διηλεκτρική σταθερά του. Το PZT έχει μεγάλη μηχανική αντοχή και είναι σταθερό για μεγάλα χρονικά διαστήματα. Βελτιστοποίηση των ιδιοτήτων του μπορεί να επιτευχθεί στο στάδιο της κατασκευής τροποποιώντας την αναλογία zirconium titanium / titanium και προσθέτοντας μικρές ποσότητες άλλων ουσιών.

Τα μειονεκτήματά του είναι η μεγάλη ακουστική εμπέδηση σε σχέση με αυτήν των ιστών και η ύπαρξη δευτερογενών λοβών και ειδικότερα grating lobes σε συστοιχίες κυψελών. Την επίδραση αυτών των φαινομένων μπορούν να μειώσουν η χρήση στρωμάτων ακουστικής σύζευξης και η επιλογή κυψελών κατάλληλων διαστάσεων ή ο τεμαχισμός τους.

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).

Ο τρόπος λειτουργίας της διάταξης συνοψίζεται στα εξής: η εφαρμογή μιας διαφοράς δυναμικού στα ηλεκτρόδια που περιβάλλουν τον πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο προκαλεί τη δημιουργία ενός ηλεκτρικού πεδίου και τη μεταβολή του πάχους του συμφωνά με τη σχέση:

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

όπου

C_c : αντίστροφη πιεζοηλεκτρική σταθερά

dz : μεταβολή του πάχους των κρυστάλλων

E : ένταση ηλεκτρικού πεδίου

Η εφαρμογή μηχανικής πίεσης (υπερηχητική πίεση p) στον κρύσταλλο δημιουργεί ένα ηλεκτρικό πεδίο εντάσεως E :

$$E = C_d \cdot p$$

όπου C_d είναι η ευθεία πιεζοηλεκτρική σταθερά.

Η δυναμική απόσβεση επιτυγχάνεται με την εφαρμογή μιας διαφοράς δυναμικού εκτός φάσης 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 με σκοπό τη σύζευξη των εμπεδήσεων του κρυστάλλου Z_c και του ιστού Z_t και τη μείωση της απώλειας ηχητικής ενέργειας στη διαχωριστική τους επιφάνεια.

Η διάρκεια του παραγόμενου ηχητικού παλμού τ είναι ο αριθμός κύκλων μέχρι το αρχικό πλάτος να μειωθεί στο 10%, ενώ το χωρικό μήκος του παλμού ορίζεται ως το γινόμενο του μήκους κύματος επί των αριθμό των κύκλων. Ο παραγόμενος παλμός χαρακτηρίζεται από το φάσμα συχνοτήτων του (bandwidth) το εύρος του οποίου είναι αντιστρόφως ανάλογο με τη χρονική διάρκεια του παλμού.

Το σχέδιο μιας δέσμης υπερήχων (beam pattern) αποτελείται από δύο περιοχές:

- Το εγγύς πεδίο (Fresnel)
- και
- Το μακρινό πεδίο (Fraunhofer)

Στη ζώνη Fresnel η ένταση του πεδίου μεταβάλλεται ακανόνιστα εξαιτίας φαινομένων περίθλασης. Αυτά οφείλονται στις πεπερασμένες διαστάσεις του κρυστάλλου και δημιουργούν φαινόμενα χωρικής συμβολής. Το μήκος αυτής της ζώνης εξαρτάται από το μήκος κύματος και τη διάμετρο του κρυστάλλου και δίνεται από τη σχέση:

$$L = \rho^2 / 4\lambda$$

όπου

L : μήκος ζώνης

ρ : διάμετρος του κρυστάλλου

λ : μήκος κύματος

Στη ζώνη Fraunhofer ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος μπορεί να θεωρηθεί σημειακή πηγή, η ένταση της οποίας είναι χωρικά ομοιόμορφη.

Το πεδίο Fraunhofer αποκλίνει συναρτήσει της απόστασης με μία γωνία θ :

$$\theta = \arcsin(1.22\lambda/\rho)$$

Αύξηση της συχνότητας συνεπάγεται αύξηση του μήκους του πεδίου και μείωση της γωνίας απόκλισης της ζώνης και άρα βελτίωση των χαρακτηριστικών της δέσμης.

4. PULSE - ECHO US IMAGING

Κάθε φορά που ένας ηχητικός παλμός που διαδίδεται στο ανθρώπινο σώμα συναντάει δομές διαφορετικής ακουστικής διαπερατότητας, ανακλάται μερικώς. Το βάθος d της δομής που συνάντησε ο παλμός προσδιορίζεται από την μέτρηση της χρονικής διαφοράς t της εκπομπής του παλμού και της ανίχνευσης της ανακλασθείσας δέσμης (echo) σύμφωνα με τον τύπο:

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

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

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

Η απεικόνιση των δομών που συνάντησε ο ηχητικός παλμός πραγματοποιείται με συλλογή των αντηχήσεων και την επεξεργασία τους σε διάφορα στάδια. Αρχικά οι αντηχήσεις μετατρέπονται σε κυματομορφές διαφοράς δυναμικού, διέρχονται από ένα κύκλωμα απόρριψης σημάτων υψηλού πλάτους και ενισχύονται από έναν λογαριθμικό ενισχυτή. Στην συνέχεια ανορθώνονται και αποδιαμορφώνονται. Το τελικό σήμα εξόδου του αποδιαμορφωτή περιέχει τις επιθυμητές πληροφορίες.

Η μέθοδος της εκπομπής ηχητικών παλμών και συλλογής των αντηχήσεών τους υστερεί στην παρουσίαση ομογενών δομών τα οποία παρουσιάζουν διαφορετική εικόνα ανάλογα με το βάθος που βρίσκονται. Αυτό οφείλεται στην εξασθένιση της ηχητικής ενέργειας, κατά την μεταφορά της από και προς τον μετατροπέα, η οποία προκαλεί τη μείωση του σήματος συναρτήσει της απόστασης.

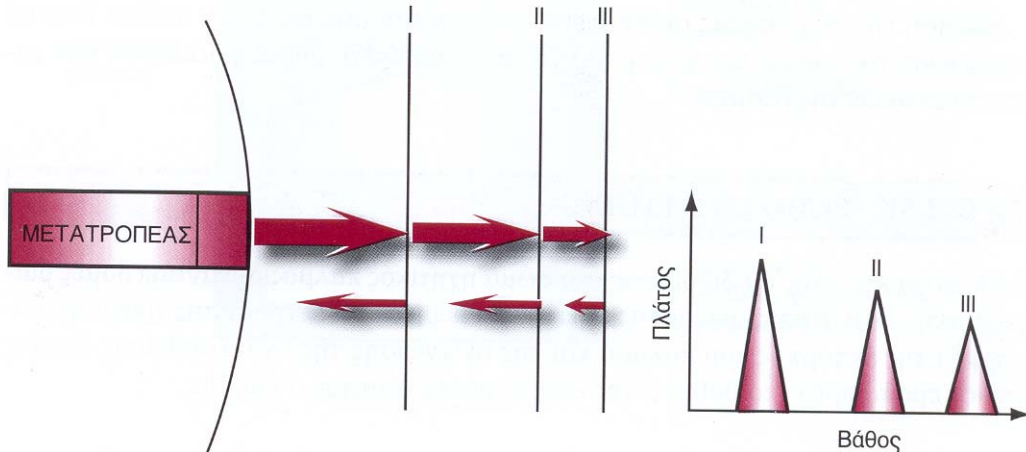
Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίζεται με τη μέθοδο TGC που συνίσταται στην αύξηση της απολαβής του ενισχυτή σε χρονική συμφωνία με την άφιξη ασθενέστερων αντηχήσεων από βαθύτερες δομές στο σώμα.

Ο τρόπος παρουσίασης των αντηχήσεων ποικίλει και πραγματοποιείται με διάφορες τεχνικές σάρωσης, με κύριες A – mode (Amplitude mode), B – mode (Brighness mode) και M – mode (Motion mode).

5. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΣΑΡΩΣΗΣ

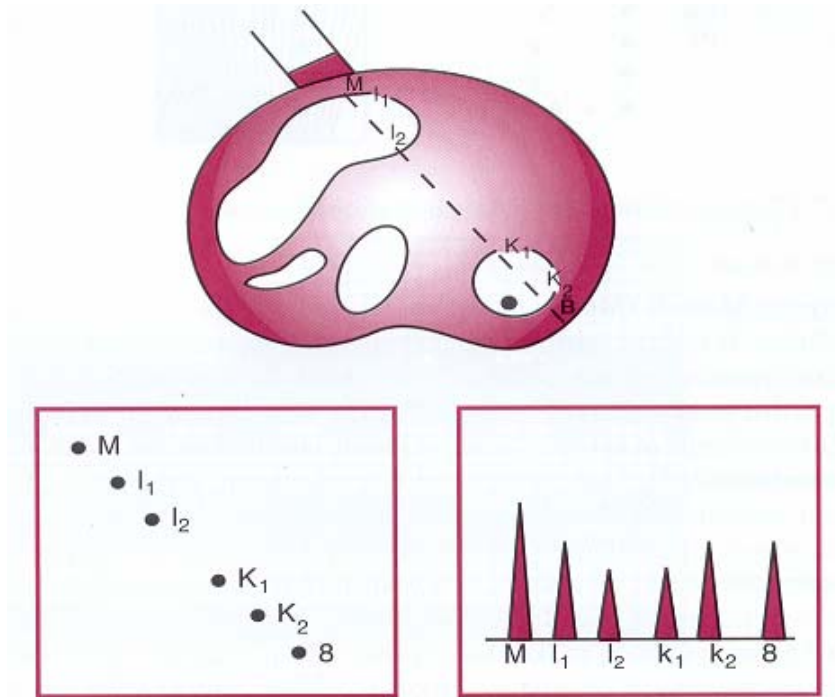
Υπάρχουν τρία είδη τεχνικών σάρωσης με υπερηχογράφο, βάση του τρόπου απεικόνισης: A – mode, B – mode και TP ή M – mode.

Η A – τεχνική σάρωσης είναι σημαντική για ακριβείς μετρήσεις και για υπολογισμούς μεγεθών μήκους σε ευθείες που συνδέουν δύο σημεία μίας εικόνας. Στην απλούστερη μέθοδο A – mode ο άξονας x του παλμογράφου αντιπροσωπεύει το βάθος μέσα στον ασθενή και ο άξονας y το πλάτος των λαμβανόμενων σημάτων. Ο οριζόντιος άξονας είναι βαθμονομημένος σε μονάδες αποστάσεως. Η μέθοδος αυτή παρέχει πληροφορίες κατά μήκος μίας ακτίνας και χρησιμοποιείται για τη μέτρηση βασικών ανατομικών χαρακτηριστικών με γραμμικές διαστάσεις. Ένας από τους συνηθέστερους τομείς εφαρμογής της είναι η οφθαλμολογία. Σήμερα η χρήση της είναι περιορισμένη.

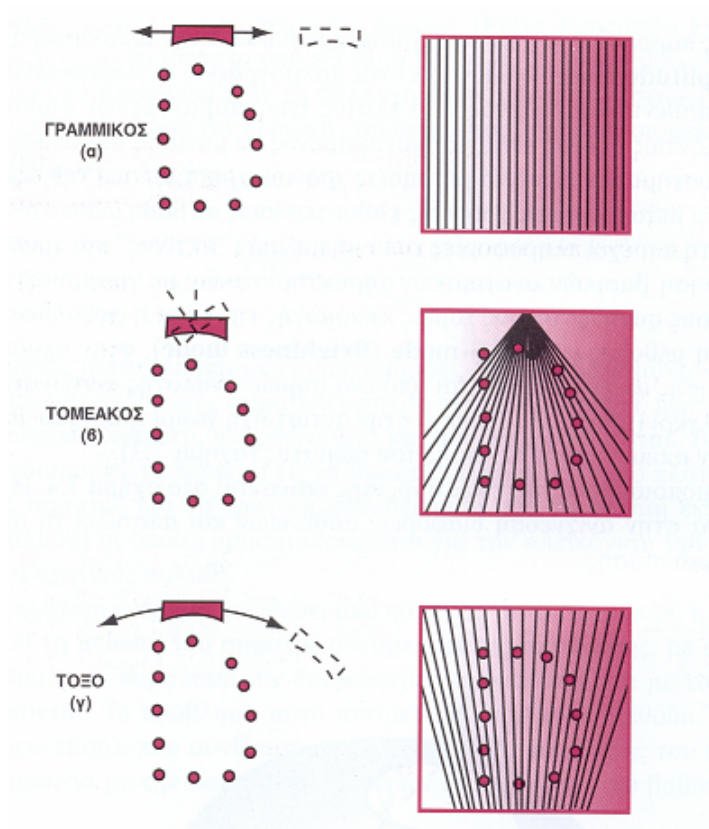


Σχ.2 A – mode απεικόνιση

Η B – τεχνική σάρωσης είναι πιο διαδεδομένη σήμερα για 2D απεικόνιση των ιστών του σώματος. Αναλυτικά το πλάτος μίας αντήχησης αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο ανάλογης φωτεινότητας ή απόχρωσης του γκρι στην αντίστοιχη γεωμετρική του θέση, με αποτέλεσμα την απεικόνιση μίας τομής του σώματος. Η μέθοδος B – mode βοηθά στην ανίχνευση διαφόρων ασθενειών και αποτελεί τη συνηθέστερη επιλογή παρουσίασης.

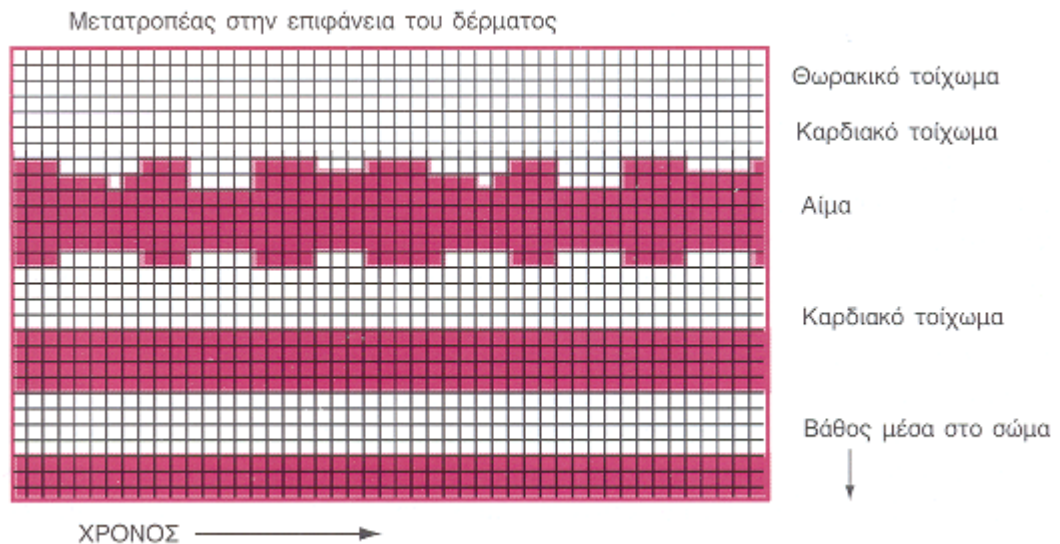


Σχ.3 Β – mode απεικόνιση και η αντίστοιχη Α – mode απεικόνιση



Σχ.4 Τεχνικές σάρωσης στη μέθοδο Β – mode: α) Γραμμική, β) Τομεακή, γ) Τόξου

Η TP ή M – τεχνική σάρωσης αποτελεί συνδυασμό των δύο προηγούμενων μεθόδων δηλαδή είναι ένας συνδυασμός διαμορφώσεων κατά πλάτος και κατά φωτεινότητα. Επιτρέπει τη γραφική καταγραφή της κίνησης των χαρακτηριστικών στην κατεύθυνση της ηχητικής δέσμης. 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 ανατομικά στοιχεία του σώματος που παραμένουν ακίνητα να προκαλούν αντανakλάσεις στο ίδιο σημείο σε αντίθεση με τα κινούμενα όργανα για τα οποία παράγεται ένα γράφημα της κίνησής τους. Το πλάτος και η ταχύτητα της κίνησης μπορούν εύκολα να μετρηθούν, ενώ οι βασικές γραμμές σάρωσης είναι μειωμένης ή μηδενικής φωτεινότητας για την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας.



Σχ.5 Ηχοκαρδιογράφημα M – mode

Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται στην καρδιολογία για τη μελέτη της κίνηση των καρδιακών τοιχωμάτων και των βαλβίδων, στην εξέταση της κοιλιακής χώρας για την εκτίμηση της κατάστασης μεγάλων αγγείων όπως η κοιλιακή αορτή και οι νεφρικές αρτηρίες, στη γυναικολογία κ.α. Η αποθήκευση των πληροφοριών που αφορούν τη θέση και το πλάτος των αντηχήσεων γίνεται σε έναν scan converter ψηφιακής μορφής προσφέροντας αξιοπιστία, δυνατότητα εύκολης επεξεργασίας των δεδομένων και σχετικά χαμηλό κόστος.

6. ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΗΣ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Η διακριτική ικανότητα της λαμβανόμενης εικόνας (χωρική διακριτική ικανότητα) διακρίνεται σε αξονική και εγκάρσια.

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

Η εγκάρσια διακριτική ικανότητα καθορίζει την ικανότητα διαχωρισμού δύο στόχων ευθυγραμμισμένων κατά την αξιμουθιακή διεύθυνση και εξαρτάται από το εύρος της ηχητικής δέσμης στο συγκεκριμένο βάθος. Σύμφωνα με το κριτήριο Rayleigh η γωνία απόκλισης της δέσμης δίνεται από τη σχέση:

$$\sin \theta = \arcsin\left(\frac{1.22c}{pf}\right)$$

Η εγκάρσια διακριτική ικανότητα βελτιώνεται με την αύξηση της συχνότητας, λόγω βελτίωσης των χαρακτηριστικών της ηχητικής δέσμης.

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 φτάσει το μεγαλύτερο υπό εξέταση βάθος.

7. ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΥ ΧΡΟΝΟΥ

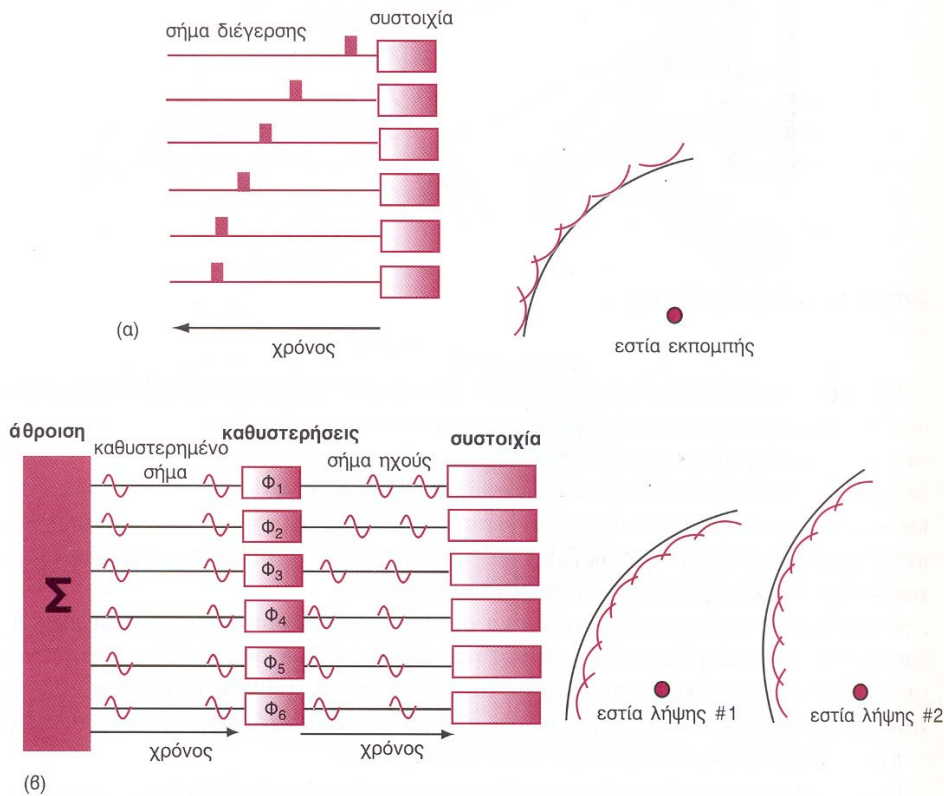
Η σάρωση πραγματικού χρόνου διενεργείται με τη γρήγορη επανάληψη της διαδικασίας σάρωσης έτσι ώστε τα κινούμενα όργανα, κυρίως η καρδιά και οι δομές της, να εμφανίζονται σε μία δυναμικά μεταβαλλόμενη εικόνα. Ένας κύκλος σάρωσης δημιουργεί ένα καρέ της δυναμικής εικόνας. Η παρουσίαση διαδοχικών καρέ παράγει την εικόνα 'πραγματικού χρόνου'.

Η σάρωση πραγματικού χρόνου πραγματοποιείται με μετατροπείς όπως ο μηχανικός ή με χρήση πολλαπλών μετατροπέων.

Ο μηχανικός μετατροπέας αποτελεί την πιο απλή δομή που χρησιμοποιείται. Αυτός περιστρέφεται με μεγάλη ταχύτητα και συλλέγει σήματα κάθε φορά που αντικρίζει ένα παράθυρο στη διεύθυνση του σώματος.

Το οπτικό του πεδίο είναι περιορισμένο σε μικρή απόσταση απ' αυτόν, ενώ διευρύνεται σε μεγαλύτερες αποστάσεις.

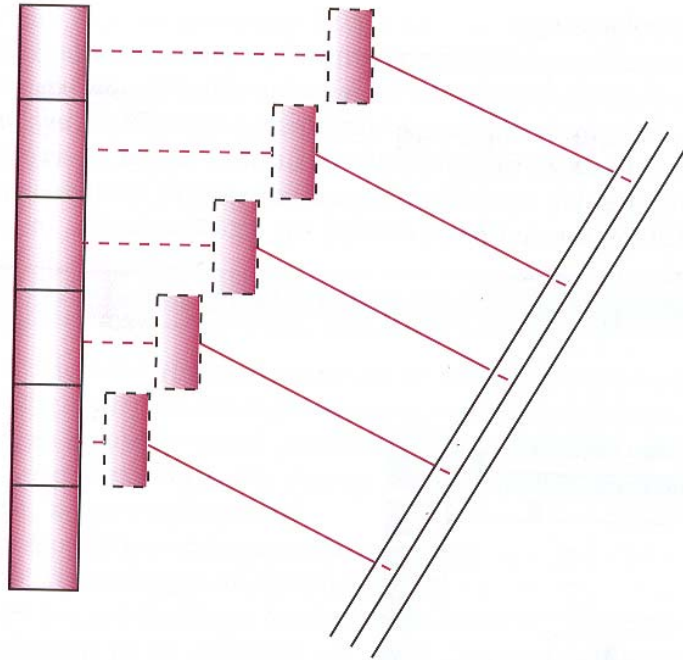
Η χρήση των πολλαπλών μετατροπέων είναι περισσότερο διαδεδομένη. Σε αυτούς η εστίαση της δέσμης και ο έλεγχος της κατεύθυνσής της γίνονται ηλεκτρονικά. Κάθε στοιχειώδης κυψέλη μπορεί να θεωρηθεί ως μία σημειακή πηγή που εκπέμπει ένα σφαιρικό κύμα. Δεδομένου ότι η κορυφαία κυψέλη είναι πιο μακριά από την εστία, διεγείρεται πρώτη. Οι υπόλοιπες κυψέλες διεγείρονται με κατάλληλη χρονική καθυστέρηση έτσι ώστε τα ηχητικά σήματα να φθάνουν στο εστιακό σημείο την ίδια στιγμή. Σύμφωνα με την αρχή του Huygens, το τελικό ηχητικό σήμα είναι το άθροισμα των σημάτων και είναι μέγιστο στο εστιακό σημείο, όπου τα κύματα προστίθενται εν φάση, ενώ μειώνεται στα υπόλοιπα σημεία, όπου κάποια τουλάχιστον από τα κύματα συμβάλλουν εκτός φάσης.



Σχ.6 Εστίαση ακουστικής δέσμης α) κατά την εκπομπή β) κατά τη λήψη

Για την λήψη της αντήχησης η συστοιχία λειτουργεί αντίστροφα. Η ηχώ που δημιουργείται στην εστία 1 προσπίπτει σε κάθε κυψέλη σε διαφορετική χρονική στιγμή. Τα λαμβανόμενα σήματα καθυστερούνται ηλεκτρονικά, έτσι ώστε να προστίθενται εν φάση. Για αντηχήσεις που προέρχονται από άλλα σημεία, κάποια από τα καθυστερημένα σήματα είναι εκτός φάσης με αποτέλεσμα την μείωση του

τελικού σήματος. Το εστιακό σημείο μπορεί να ρυθμίζεται δυναμικά προκειμένου να συμπίπτει κάθε φορά με το βάθος γέννησης των λαμβανόμενων αντηχήσεων.

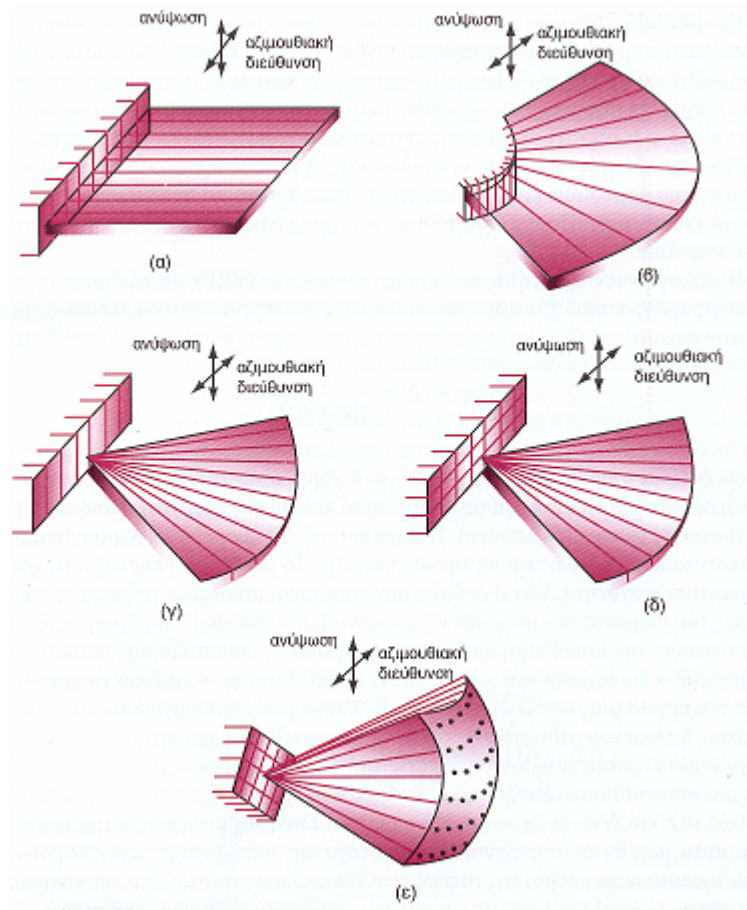


Σχ.7 Οδήγηση δέσμης

Ο μηχανισμός ελέγχου της οδήγησης της δέσμης. Οι κυψέλες διεγείρονται διαδοχικά με την ίδια χρονική καθυστέρηση μεταξύ των δύο διαδοχικών διεγέρσεων. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η συμβολή των κυμάτων τους να δημιουργεί ένα επίπεδο κύμα το οποίο σχηματίζει κάποια γωνία με το επίπεδο της συστοιχίας. Η γωνία αυτή εξαρτάται από τη χρονική καθυστέρηση (διαφορά φάσης) μεταξύ των διεγέρσεων, η επιλογή της οποίας καθορίζει την κατεύθυνση της δέσμης.

Ο πολλαπλός μετατροπέας σχεδιάζεται έτσι ώστε να παρέχει υψηλή ευαισθησία και καλή διακριτική ικανότητα. Κάθε στοιχειώδης κυψέλη πρέπει να επιδεικνύει ευρεία γωνιακή απόκριση στις διευθύνσεις κατεύθυνσης της δέσμης και χαμηλή αλληλεπίδραση με τα υπόλοιπα στοιχεία. Επίσης πρέπει να έχει ηλεκτρική εμπέδηση αντίστοιχη με εκείνη των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων.

Βασικά πλεονεκτήματα από τη χρήση πολλαπλών μετατροπέων είναι η δυνατότητα επιλογής του σχεδίου της δέσμης με τη μεταβολή των χρονικών καθυστερήσεων. Είναι εφικτή η αντικατάσταση των ευαίσθητων μηχανικών στοιχείων με περισσότερο αξιόπιστα και λιγότερο ακριβά ηλεκτρονικά κυκλώματα και η παράλληλη επεξεργασία των συλλεγόμενων δεδομένων. Αυτό συμβάλλει στη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας και την αύξηση της παρεχόμενης πληροφορίας.



Σχ.8 Πολλαπλοί μετατροπείς: α) sequential linear array, β) curvilinear array, γ) linear phased array, δ) 1.5D array, ε) 2D array

7.1. ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΗΣ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΣΕ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΥ ΧΡΟΝΟΥ

Η αξονική διακριτική ικανότητα καθορίζεται από τη χρονική διάρκεια του ηχητικού παλμού και είναι η υψηλότερη. Η εγκάρσια διακριτική ικανότητα εξαρτάται κυρίως από την ακολουθούμενη διαδικασία εστίασης, ενώ η καθ' ύψος διακριτική ικανότητα είναι συνάρτηση του ύψους των κρυστάλλων και έχει τη χαμηλότερη τιμή. Τα υψηλότερα στοιχεία παρέχουν μεγαλύτερη ζώνη ομοιόμορφου ύψους της δέσμης, αλλά συνεπάγονται μεγαλύτερο πάχος τομής.

Μείωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας προέρχεται από τους δευτερογενείς λοβούς. Αυτοί διακρίνονται σε side lobes και grating lobes και τοποθετούν εσφαλμένα στη διεύθυνση της κύριας δέσμης στόχους που βρίσκονται σε κάποια γωνία.

Οι side lobes οφείλονται σε μη αξονικές ταλαντώσεις των κρυστάλλων και σε φαινόμενα συμβολής και αντήχησης. Οι grating lobes είναι αποτέλεσμα της χωροθέτησης των κρυστάλλων και σχηματίζουν γωνία φ με την κύρια διεύθυνση, που

εξαρτάται από το μήκος κύματος λ και την απόσταση των στοιχειωδών κυψελών $\chi: \sin\phi = \kappa\lambda/\chi$. Μείωση της εντάσεώς τους μπορεί να επιτευχθεί με την διέγερση μεγαλύτερης ομάδας κρυστάλλων και τη μέθοδο apodization όπως και με τον τεμαχισμό κάθε κρυστάλλου σε μικρότερα στοιχεία που διεγείρονται ταυτόχρονα. Παράλληλα απαιτείται η μηχανική και ηλεκτρική απομόνωση των κυψελών.

Η επιλογή της συχνότητας εκπομπής των παλμών (PRF) για τη δημιουργία μιας εικόνας πραγματικού χρόνου εξαρτάται από το βάθος του οπτικού πεδίου,

συμφωνά με τη σχέση:
$$PRF = F \cdot N = \frac{c}{2(P + RD)}$$

όπου

N: ο αριθμός των γραμμών ανά καρτέ, ο οποίος καθορίζει τη χωρική διακριτική ικανότητα που βελτιώνεται με την αύξησή του.

F: ο αριθμός των καρτέ ανά δευτερόλεπτο, ο οποίος επηρεάζει τη χρονική διακριτική ικανότητα. Εάν ο ρυθμός των καρτέ είναι μικρός, οι γρήγορα κινούμενες δομές του σώματος δεν μπορούν να απεικονισθούν σωστά.

P: το βάθος οπτικού πεδίου

RD: η απόσταση αποκατάστασης η οποία αντιπροσωπεύει την ισοδύναμη απόσταση της χρονικής καθυστέρησης μεταξύ της εκπομπής δύο διαδοχικών παλμών. Επιβάλλεται προκειμένου να εξασθενήσει όλη η ενέργεια μιας ανακλώμενης δέσμης και να μην δημιουργηθούν artifacts στην εικόνα. Δεδομένου ότι υψηλότερο PRF συνεπάγεται παροχή περισσότερων πληροφοριών, επιλέγεται η μικρότερη δυνατή τιμή του RD.

Παρουσιάζεται μια αντιστάθμιση μεταξύ της χωρικής και της χρονικής διακριτικής ικανότητας καθώς τα F και N είναι αντιστρόφως ανάλογα. Συνήθως μεγιστοποιείται ένα από τα δύο αυτά μεγέθη σε συμφωνία με τον στόχο της απεικόνισης.

Για παράδειγμα στην καρδιολογία χρησιμοποιούνται ρυθμοί της τάξεως των 30 καρτέ ανά δευτερόλεπτο για τη μελέτη της κίνησης των βαλβίδων. Η απώλεια χωρικής διακριτικής ικανότητας δεν είναι σημαντική, γιατί η καρδιά είναι μια απλή σχετικά ανατομική δομή υψηλής αντίθεσης με τους γειτονικούς ιστούς. Αντίθετα για την εξέταση της κοιλιακής χώρας όπου η διακριτική ικανότητα είναι καθοριστικής σημασίας, χρησιμοποιούνται μικρότεροι ρυθμοί.

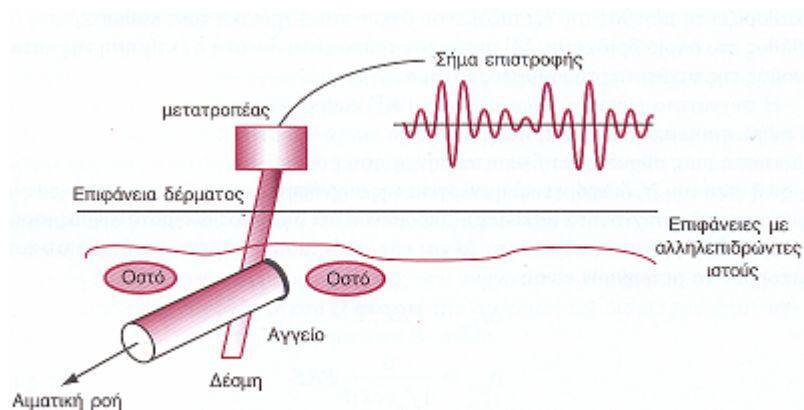
8. ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ DOPPLER

Τα συστήματα Doppler των υπερήχων στηρίζονται στο φαινόμενο Doppler, δηλαδή τη μεταβολή της παρατηρούμενης συχνότητας ενός κύματος λόγω της σχετικής κίνησης πομπού – δέκτη. Όταν μία δέσμη υπερήχων συχνότητας f_0 προσπέσει σε ένα στόχο κινούμενο με ταχύτητα u , η οποία σχηματίζει γωνία θ με τον άξονα της δέσμης, τότε η συχνότητα του λαμβανόμενου σήματος θα διαφέρει από την f_0 κατά $\Delta f = f - f_0$, όπου:

$$|\Delta f| = \frac{2u}{c} f_0 \cos \theta$$

Η ποσότητα Δf ονομάζεται συχνότητα μετατόπισης Doppler και παίρνει θετικές ή αρνητικές τιμές καθώς και τιμή μηδέν. Είναι θετική όταν ο στόχος κινείται προς τον μετατροπέα και αρνητική στην αντίθετη περίπτωση. Μηδενική τιμή παρουσιάζεται όταν η διεύθυνση κίνησης του στόχου είναι κάθετη στον άξονα της δέσμης.

Τα συστήματα Doppler χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της ταχύτητας και του όγκου της ροής του αίματος στην καρδιά και στα αγγεία. Οι κυριότεροι ανακλαστές των υπερήχων στο αίμα είναι τα ερυθρά αιμοσφαίρια, η κατανομή της ταχύτητας των οποίων μπορεί να προσδιοριστεί με την εκτίμηση της συχνότητας Δf . Για τις βιολογικές εφαρμογές η μετατόπιση Doppler περιορίζεται στην περιοχή των ακουστικών συχνοτήτων.



Σχ.9 Βασική αρχή της μεθόδου Doppler US Imaging

8.1 ΣΥΝΕΧΟΥΣ ΚΥΜΑΤΟΣ (CW) DOPPLER

Με τη χρήση αυτής της μεθόδου είναι δυνατή η ανίχνευση πολύ μικρών συχνοτήτων Doppler και επομένως η καταγραφή πολύ μικρών ταχυτήτων.

Το ισοδύναμο μήκος του ηχητικού παλμού είναι μεγάλο και το εύρος της ζώνης συχνοτήτων πολύ μικρό. Έτσι απαιτείται η χρήση δύο πιεζοηλεκτρικών στοιχείων για τη διαδικασία μετάδοσης της δέσμης και συλλογής των δεδομένων.

Η εξαγωγή της συχνότητας Doppler γίνεται με τα εξής στάδια:

- μίξη του εκπεμπόμενου και του λαμβανόμενου σήματος
- ανόρθωση του παραγόμενου σήματος

και

- εφαρμογή ενός διαπερατού φίλτρου για την αποκοπή των σημάτων που δημιουργούνται από την χαμηλής ταχύτητας κίνηση των τοιχωμάτων των αγγείων.

Ωστόσο η τεχνική αυτή δεν παρέχει διαμήκη διακριτική ικανότητα, δεδομένου ότι ανιχνεύονται τα σήματα από όλα τα βάθη του όγκου του δείγματος. Όσο πιο μικρή είναι η γωνία μεταξύ των δύο κρυστάλλων, τόσο πιο μακριά από τον μετατροπέα βρίσκεται ο εξεταζόμενος όγκος και τόσο πιο μεγάλο είναι το μήκος του. Επίσης αν στην ίδια περιοχή βρίσκονται αρκετά αιμοφόρα αγγεία κοντά το ένα στο άλλο, τότε είναι δύσκολο να προσδιοριστεί ποιο ακριβώς αγγείο εξετάζεται.

8.2 ΠΑΛΜΙΚΟ DOPPLER

Ένας ηχητικός παλμός μικρής διάρκειας εκπέμπεται από τον μετατροπέα και για τη συλλογή των δεδομένων χρησιμοποιούνται χρονικές πύλες. Το εύρος τους καθορίζει το μέγεθος του εξεταζόμενου όγκου ενώ η χρονική τους καθυστέρηση το βάθος στο οποίο βρίσκεται αυτό. Με τη μέθοδο αυτή είναι εφικτή η εκτίμηση της κατανομής της ταχύτητας του αίματος.

Η συχνότητα εκπομπής των παλμών PRF καθορίζει την υψηλότερη συχνότητα Doppler που μπορεί να μετρηθεί. Σύμφωνα με το θεώρημα του Nyquist, η ακριβής μέτρηση μίας συχνότητας f απαιτεί τη χρήση ρυθμού δειγματοληψίας μεγαλύτερου ή ίσου του $2f$, διαφορετικά η ενέργεια της συχνότητας αυτής θα αποδοθεί εσφαλμένα σε άλλη συχνότητα. Δεδομένου ότι ο ρυθμός δειγματοληψίας ισούται με PRF, η μέγιστη συχνότητα Δf και κατά επέκταση η μέγιστη ταχύτητα u που μπορούν να μετρηθούν είναι:

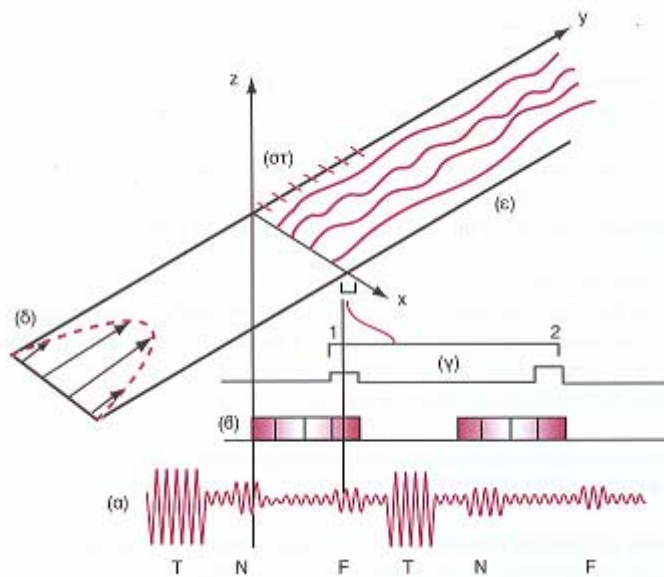
$$\Delta f_{\max} = PRF / 2$$

$$u_{\max} = \frac{c^2}{8f_0 L_{\max} \cos \theta} PRF$$

όπου L_{\max} το μέγιστο υπό εξέταση βάθος.

Υπάρχει επομένως μία αντιστάθμιση μεταξύ της μέγιστης ταχύτητας που μπορεί να προσδιορισθεί και του επιθυμητού βάθους του υπό μελέτη όγκου.

Επιπλέον η μείωση του μεγέθους του όγκου δειγματοληψίας έχει ως σκοπό την αύξηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας και επιφέρει μείωση της ακρίβειας της μέτρησης της ταχύτητας λόγω του φαινομένου της partial occupancy. Καθώς η χρονική διάρκεια του εκπεμπόμενου παλμού αυξάνεται ομοίως αυξάνεται και η πιθανότητα κάποιο αιμοσφαίριο να εγκαταλείψει τον εξεταζόμενο όγκο ή να εισέλθει σε αυτόν. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη διεύρυνση του εύρους της ζώνης των συχνοτήτων Doppler.



Σχ.10 Κυματομορφές σήματος παλμικού Doppler

Η εκτίμηση της παροχής όγκου Q απαιτεί την εκτίμηση της διαμέτρου d του αγγείου, που μπορεί να γίνει με μία σάρωση B – mode.

$$Q(\text{cm}^2 / \text{sec}) = u_{\text{mean}}(\text{cm} / \text{sec}) \frac{\pi d}{4} (\text{cm}^2)$$

Ο συνδυασμός της μεθόδου pulse Doppler και της απεικόνισης πραγματικού χρόνου (Duplex Doppler Imaging) επιτρέπει τον ακριβή προσδιορισμό της θέσης του εξεταζόμενου όγκου, λόγω της παρατήρησης της ανατομικής εικόνας της σάρωσης B – mode και παρέχει πολλές διαγνωστικές πληροφορίες.

8.3 ΕΓΧΡΩΜΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ DOPPLER

Στηρίζεται στην αρχή του multigate CW Doppler, τοποθετώντας πύλες κατά μήκος της δέσμης σε ολόκληρο το πεδίο σάρωσης και κωδικοποιώντας με χρώματα τις μετρούμενες ταχύτητες. Έτσι επιτυγχάνεται η έγχρωμη απεικόνιση της αιματικής ροής σε πραγματικό χρόνο, με τη σύγχρονη απεικόνιση της ανατομίας των περιβαλλόντων ιστών. Η μέθοδος CDI χρησιμοποιείται συχνά για την εξέταση της κυκλοφορίας των άκρων, της εγκεφαλικής λειτουργίας και της καρδιάς.

Λόγω της αδυναμίας σωστού προσδιορισμού της γωνίας θ στην εξίσωση Doppler και του φαινομένου aliasing η εκτίμηση της ταχύτητας ροής δεν είναι ακριβής. Ένα εξίσου σημαντικό μειονέκτημα της απεικόνισης αυτής είναι η μέτρηση και η διαφοροποίηση φυσιολογικού και κακοήθους ιστού κυρίως λόγω του πολύ ασθενούς σήματος που ανακλούν τα αγγεία στο εσωτερικό κακοηθειών. Ένα βήμα για τη λύση του προβλήματος είναι η χρήση της τεχνικής ισχύος Doppler την οποία χαρακτηρίζει πολύ μεγαλύτερη ευαισθησία.

Η τεχνική ισχύος Doppler αντιπαρέρχεται αυτούς τους περιορισμούς μετρώντας την ολοκληρωμένη ισχύ του σήματος Doppler αντί τις μέσες μετατοπίσεις συχνότητας.

Τα πλεονεκτήματα της Doppler ισχύος είναι:

1. Η μεγαλύτερη ευαισθησία σε μικρές ταχύτητες ροής και μικρότερα αγγεία
2. Η ανεξαρτησία της από τη γωνία πρόσπτωσης
3. Η αποφυγή ψευδούς μετατόπισης (aliasing)
4. Η βελτιωμένη διευκρίνιση μεταξύ του ρέοντος αίματος και του τοιχώματος του αγγείου.

Το κύριο μειονέκτημα της Doppler ισχύος είναι ότι, αντίθετα από τη μετατόπιση Doppler, δεν παρέχει πληροφορίες της φοράς και διεύθυνσης ή της ταχύτητας ροής. Αυτό που απαιτείται είναι μια βελτιστοποίηση και ποσοτικοποίηση της μέτρησης ώστε σε συνδυασμό με τη μέθοδο έγχρωμου Doppler να μπορεί να οδηγήσει στον κλινικό διαχωρισμό φυσιολογικού ιστού και κακοήθειας.

Παράμετροι που επηρεάζουν το έγχρωμο Doppler υπερηχογράφημα:

Όριο (Threshold): (Διαχωρισμός ανακλάσεων κινούμενων στόχων από αυτές σταθερών στόχων). Ανακλάσεις από τοιχώματα ή βαλβίδες αγγείων και καρδιάς είναι ισχυρότερες από τις ανακλάσεις του ρέοντος αίματος και έτσι γίνεται διαχωρισμός, θέτοντας όριο επιλογής ανακλάσεων που είναι έγχρωμες.

Ενίσχυση χρώματος: Σχετίζεται με την ευαισθησία και είναι διαφορετική από την ολική ενίσχυση. Υψηλή ενίσχυση χρώματος δημιουργεί κόκκινο και μπλε θόρυβο.

Μείωση της, βελτιώνει την εικόνα.

Συχνότητα επανάληψης παλμού (PRF): Καθορίζει το εύρος ταχυτήτων ροής που μπορούν να μετρηθούν και το βάθος που μπορούμε να δούμε. Μείωση της PRF βοηθά στην ανίχνευση ροής μικρής ταχύτητας και σε βάθος.

Μετατόπιση μηδενός: Σχετίζεται με ψευδή μετατόπιση. Ρύθμιση του μηδενός διορθώνει το μετρητικό εύρος.

Φίλτρο χρώματος: Διαχωρίζει τα σήματα ροής αίματος από άλλα. Χαμηλής συχνότητας φίλτρο διαχωρίζει από σήματα κίνησης των τοιχωμάτων ή άλλων οργάνων ενώ το υψηλής συχνότητας φίλτρο περιορίζει υψηλής συχνότητας θόρυβο.

9. 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 είναι δυνατό να προσδιοριστεί η εξασθένιση της δέσμης, αλλά και η διαφορά στο χρόνο διέλευσης διαμέσου του αντικειμένου και διαμέσου στρώματος νερού ίδιου πάχους. Αυτό συνεπάγεται ότι μπορεί να γίνει εκτίμηση για την κατανομή του συντελεστή εξασθένισης ή του δείκτη διάθλασης των υπερήχων στο συγκεκριμένο αντικείμενο.

Για αξιόπιστα αποτελέσματα 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 να αγνοηθούν.

Το πρόβλημα της τομογραφικής απεικόνισης μη μαλακών ιστών με υπέρηχους παραμένει προς το παρόν άλυτο.

10. 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. Τα κύτταρα που ακτινοβολούνται με υπέρηχους είτε επιζούν χωρίς βλάβη ή διαφοροποίηση είτε πεθαίνουν. Γι' αυτό η χρήση των υπερύθρων στην ιατρική χαρακτηρίζεται ως ακίνδυνη.

Παράλληλα, οι διαγνωστικοί υπέρηχοι παρουσιάζουν και άλλα πλεονεκτήματα συγκριτικά με άλλες απεικονιστικές μεθόδους (αξονική – μαγνητική τομογραφία, τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίου κ.α.):

- Προσφέρουν δυναμική απεικόνιση των οργάνων – ιστών του σώματος
- Δεν δημιουργούν παρενέργειες
- Δεν προκαλούν φαινόμενα ιονισμού
- Χρησιμοποιούν μη – επεμβατικές διατάξεις
- Οι παρεχόμενες πληροφορίες από τους διάφορους τύπους υπερηχητικών εικόνων είναι υψηλής διαγνωστικής αξίας.
- Οι διατάξεις είναι σχετικά χαμηλού κόστους συμπεριλαμβανομένων προσωπικού και μηχανημάτων
- Δεν απαιτούν ειδική προετοιμασία του χώρου λειτουργίας τους
- Μπορούν εύκολα να μεταφερθούν σε διαφορετικό κλινικό περιβάλλον
- Χρησιμοποιούν λίγα αναλώσιμα υλικά.(π.χ. coupling gel, videotapes)
- Η διαδικασία σάρωσης είναι γρήγορη και άνετη για τον ασθενή

Η απεικονιστική μέθοδος των υπερήχων είναι μία από τις χρησιμότερες διαγνωστικές τεχνικές που χρησιμοποιούνται σήμερα και οδηγεί στη μελέτη της περαιτέρω ανάπτυξής τους (π.χ. high definition imaging, confocal imaging, power mapping).

11. ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ

CHISON 600M



Φορητός ψηφιακός υπερηχογράφος.
Δυνατότητα απεικόνισης B-MODE, B/B-MODE,
B/M-MODE, M-MODE



Βασικά Χαρακτηριστικά

Κεφαλές: convex, linear, micro-convex

Διαβαθμίσεις κλίμακας γκρι : 256

Κανάλια επεξεργασίας: 16

Κινηματογραφική μνήμη: 32 εικόνες

Λογισμικό: Γυναικολογικό, μαιευτικό,
ουρολογικό, καρδιολογικό

Οθόνη: 10 ιντσών

Συχνότητες: 2,5MHZ-9MHZ

Zooming: x 1.0, x 1.2, x 1.5, x 2,0

Βάρος: 7 kg

Διαστάσεις: 420mm χ 270mm χ 250mm

GE Medical Systems LOGIQ 180

B/W ψηφιακός υπερηχογράφος πολλαπλών λειτουργιών.



Βασικά Χαρακτηριστικά

Απεικόνιση: B-MODE, B/B-MODE, M-MODE, B/M-MODE σε Real Time

Διαβαθμίσεις κλίμακας γκρι: 256

Κεφαλές: Convex, Linear, Micro-convex

Συχνότητες: 3.5 MHZ-7.5 MHZ

Zoom: PIP (Picture-In-Picture) Smart Zoom.

Οθόνη: 9

Λογισμικό: Γυναικολογικό/Μαιευτικό, Ουρολογικό,
Καρδιολογικό και υπολογισμών IVF.

Μνήμη: 16 εικόνων, και cine 32 εικόνων.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] R.J. Bartrum, H. C. Crow, Real – Time Ultrasound. Philadelphia: W. B. Saunders Co., 1983.
- [2] G. B. Devey, P. Wella Ultrasound in Medical Diagnosis. Scientific American, 238 (5) 1978.
- [3] D. H. Evans, W. McDicken, Doppler Ultrasound: Physics, Instrumental, and Clinical Application. John Wiley & Sons; second edition March, 2000.
- [4] A. Fenster and D. B. Downey, “3 – D ultrasound imaging: a review”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 15, no. 6, pp. 41 – 51, 1996.
- [5] N. C. Nanda, R. Schlieff, B. B. Goldberg, Advances in Echo Imaging Using Contrast Enhancement. Kluwer Academic Publishers: June 1997.
- [6] T. R. Nelson, D. B. Downey, D. H. Pretorius, A. Fenster. *Three – dimensional Ultrasound*. Lippincott Williams & Wilkins, 1997.
- [7] Jian – yu Lu & J. F. Greenleaf, “Nondiffracting X waves – exact solution to free space scalar wave equation and their finite aperture realization,” IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 39, no. 1, pp. 19 – 31, January, 1992.
- [8] A. G. Webb, Introduction to Biomedical Imaging. John Wiley & Sons: December, 2002.
- [9] Διαγνωστική Απεικονιστική, <http://www.MedImaging.gr/diagimaging>, Μαρία Λύρα – Γεωργοσοπούλου Επικ. Καθηγήτρια Παν/μίου Αθηνών