

Matthias Hofer

Βασικές φυσικές και τεχνικές αρχές

Αρχή του υπερηχογραφήματος Doppler Πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο Επίδραση της γωνίας πρόπτωσης της δέσμης	8
Λειτουργία διαφορετικών Doppler τεχνικών Συνεχούς κύματος και παλμικό Doppler Συχνότητα επανάληψης παλμού (PRF) Έγχρωμη ροή, διεύθυνση της δέσμης	9
Φάσμα Doppler Κεντρικού τύπου αρτηρίες Περιφερικού τύπου αρτηρίες Aliasing (αναστροφή φάσματος ταχυτήτων)	10
Δείκτες Doppler Δείκτης αμφιμικρότητας (PI) Δείκτης αντίστασης (RI)	10
Πρότυπα ραίς Γενικά κριτήρια για την στένωση Γενικά κριτήρια για τη θρόμβωση	11
Ρυθμίσεις μηχανήματος Βελτίωση της απεικόνισης B-mode Βελτίωση της απεικόνισης έγχρωμης ροής Βελτίωση του φάσματος Doppler Συνήθειες παγίδες Απαιτήσεις σε εξοπλισμό	12
Εισαγωγή Αυτά τα βιβλία εργασίας είναι γραμμένα για εναλλακτικές που ασχολούνται με υπερηχογράφημα και έχουν ήδη εμπειρία με την υπερηχογραφική απεικόνιση ρυθμιζόμενης φωτεινότητας κλίμακας του γκρι (B-mode) και σπιθμαίνα εξαικισθούν περισσότερο με την color duplex υπερηχογραφία ή την ηχοκαρδιογραφία. Υποτίθεται ότι ο αναγνώστης γνωρίζει ήδη τις βασικές αρχές του υπερηχογραφήματος ρυθμιζόμενης φωτεινότητας καθώς και τα αυξημένα τεχνικά σφάλματα, μπορεί όμως και να συμβουλευτεί εάν χρειάζεται τα Διδακτικά Εγχειρίδια Υπερηχογραφήματος για μία ανασκόπηση αυτών των σημείων (βλ. στα σωττρικά του προθίου εξωφύλλου).	14
Τεχνολογικές καινοτομίες Απεικόνιση με την αρμονική των ιστών, απεικόνιση με τη δεύτερη αρμονική Power Doppler (angle mode) Σκιαγραφικά μέσα υπερήχων	14
SideScare απεικόνιση	15
Κριτική αξιολόγηση και καιζ	16

Εισαγωγή

Αυτά τα βιβλία εργασίας είναι γραμμένα για εναλλακτικές που ασχολούνται με υπερηχογράφημα και έχουν ήδη εμπειρία με την υπερηχογραφική απεικόνιση ρυθμιζόμενης φωτεινότητας κλίμακας του γκρι (B-mode) και σπιθμαίνα εξαικισθούν περισσότερο με την color duplex υπερηχογραφία ή την ηχοκαρδιογραφία. Υποτίθεται ότι ο αναγνώστης γνωρίζει ήδη τις βασικές αρχές του υπερηχογραφήματος ρυθμιζόμενης φωτεινότητας καθώς και τα αυξημένα τεχνικά σφάλματα, μπορεί όμως και να συμβουλευτεί εάν χρειάζεται τα Διδακτικά Εγχειρίδια Υπερηχογραφήματος για μία ανασκόπηση αυτών των σημείων (βλ. στα σωττρικά του προθίου εξωφύλλου).

Αυτά τα κεφάλαια ανασκοπεί τις βασικές αρχές που είναι απαραίτητες για την κατανόηση της απεικόνισης έγχρωμης ροής, τα μεταβαλλόμενα στον χρόνο φάσμα Doppler και πιθανές πηγές παρερμηνείας. Στη συνέχεια δίδονται οδηγίες για την επιλογή αυτών των εξοπλισμών που είναι κατάλληλα για μία συγκεκριμένη εφαρμογή. Τα κεφάλαια ατελειών με την ανασκόπηση των αρχών και εφαρμογών των πρόσφατων τεχνολογικών καινοτομιών στην color duplex υπερηχογραφία. Κάντε το καιζ στα τέλη του κεφαλαίου για να ελέγξετε τη γνώση σας στα βασικά πριν προχωρήσετε στην πρακτική χρήση της CDS σε ειδικές περιπτώσεις του σώματος.

Πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο

Όταν μία εναλλασσόμενη ηλεκτρική τάση εφαρμόζεται σε κεραμικά στοιχεία, γνωστά στην κλινική ορολογία ως "κρύσταλλοι", τα στοιχεία θα μεταβάλλουν το σχήμα τους κατά αναλογία με την κυκλική εναλλαγή του ηλεκτρικού ρεύματος. Αυτό δημιουργεί κύματα πίεσης με μία συχνότητα της τάξεως αρκετών megahertz, επάνω από το όριο της ανθρώπινης ακοής.

Αντιστρόφως, ηχητικά κύματα τα οποία επιστρέφουν προς τον ηχοβολέα σαν ηχώ προκαλούν δόνηση των κρυστάλλων, επιφέροντας μία ηλεκτρική τάση η οποία μπορεί να επεξεργαστεί για να δημιουργηθεί μία υπερηχογραφική εικόνα.

Αρχή του υπερηχογραφήματος Doppler

Η βάση για τον καθορισμό της ταχύτητας και της κατεύθυνσης της ροής του αίματος είναι το φαινόμενο Doppler, που ανακαλύφθηκε από τον φυσικό Christian Johann Doppler το 1842. Αυτό το φαινόμενο αναφέρει ότι όταν μία πηγή ήχων και ένας ανακλαστήρας κινούνται ο ένας προς τον άλλο, τα ηχητικά κύματα διατάσσονται μεταξύ τους σε μικρότερα διαστήματα και φτάνουν στον δέκτη με μεγαλύτερη συχνότητα (F_E) από αυτήν με την οποία εκπέμφθηκαν αρχικά (F_0). Το ίδιο φαινόμενο είναι υπεύθυνο για την φαινομενική άνοδο του τόνου της σειρήνας ενός ασθενοφόρου που πλησιάζει (Εικ. 8.3a) και την πτώση του τόνου καθώς το ασθενοφόρο απομακρύνεται (Εικ. 8.3b).

Επίδραση της γωνίας πρόσπτωσης της δέσμης

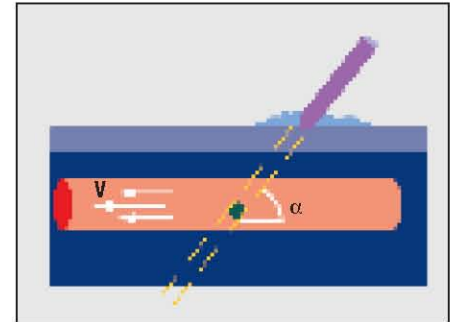
Εάν εφαρμόσουμε αυτό το φαινόμενο στα ερυθρά αιμοσφαίρια που κινούνται μέσα στα αιμοφόρα αγγεία, επιπρόσθετοι παράγοντες παίζουν ρόλο. Το μέγεθος της μεταβολής της συχνότητας (ΔF) είναι ανάλογο όχι μόνο προς την ταχύτητα ροής του αίματος (V) και την αρχική συχνότητα εκπομπής (F_0), αλλά επίσης προς την ταχύτητα διάδοσης του ήχου στους ανθρώπινους ιστούς (C) και την γωνία πρόσπτωσης της ηχητικής δέσμης (α) σε σχέση με τον επιμήκη άξονα του αγγείου (Εικ. 8.2). Ο εξετάζων πρέπει πάντοτε να μετρά αυτή τη γωνία προκειμένου να πάρνει αξιόπιστες πληροφορίες για την ταχύτητα. Εξαιτίας του γεγονότος ότι τα ηχητικά κύματα ταξιδεύουν στους ανθρώπινους ιστούς με σχετικά σταθερή ταχύτητα περίπου 1540 m/s και οι άλλοι παράγοντες στην εξίσωση Doppler (Πίνακας 8.1) είναι επίσης προκαθορισμένοι, η μεταβολή της συχνότητας εξαρτάται ισχυρά από το συνημίτονο της γωνίας δέσμης-αγγείου. Στην χειρότερη περίπτωση, όπου η γωνία της δέσμης είναι 90° προς τον άξονα του αγγείου (Εικ. 8.5), η μεταβολή της συχνότητας είναι ίση με μηδέν - π.χ. δεν ανιχνεύεται σήμα ακόμη και

Εξίσωση Doppler

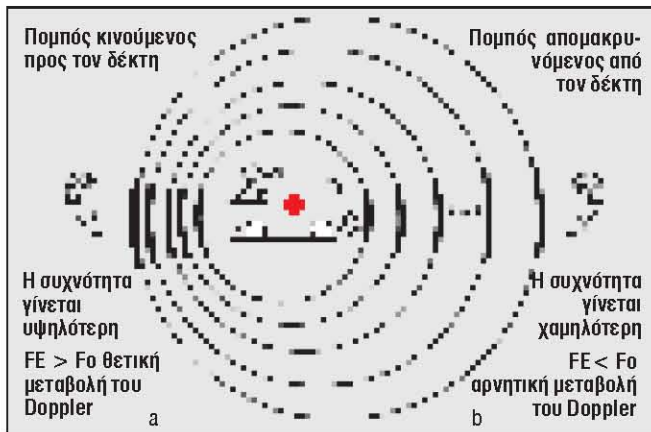
$$\Delta F = F_E - F_0 = 2 \times F_0 \times \frac{V}{C} \times \cos \alpha$$

F_E = Συχνότητα ανακλώμενου ήχου,
 F_0 = Συχνότητα εκπομπής,
 V = ταχύτητα ροής αίματος,
 C = ταχύτητα διάδοσης του ήχου στους ανθρώπινους ιστούς (περίπου 1540 m/s), α = γωνία δέσμης-αγγείου

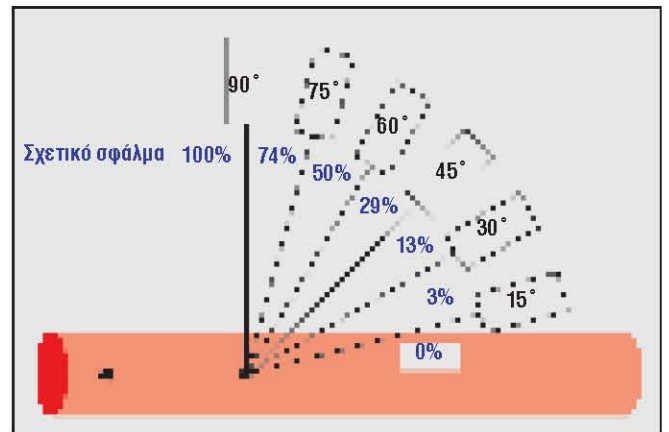
Πίνακας 8.1



Εικ. 8.2



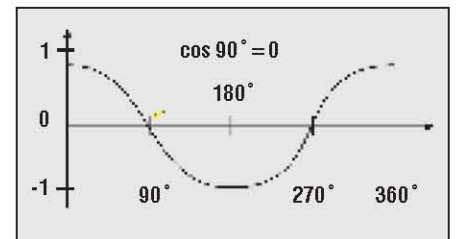
Εικ. 8.3



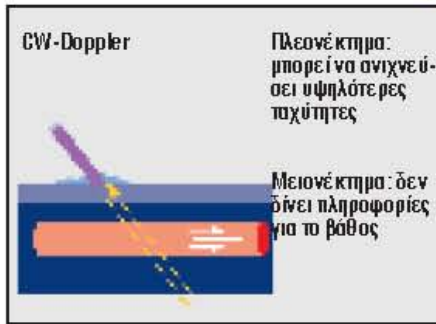
Εικ. 8.4

αν υπάρχει ροή.

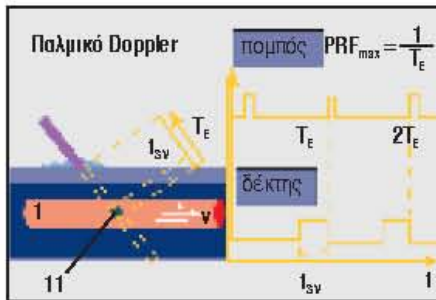
Η πιο ευνοϊκή περίπτωση με το μικρότερο σφάλμα θα ήταν μία γωνία δέσμης-αγγείου 0° - π.χ. μία δέσμη κατευθυνόμενη ακριβώς κατά μήκος του άξονα του αγγείου. Όσο περισσότερο η γωνία πλησιάζει τις 90° , τόσο μεγαλύτερο γίνεται το σχετικό σφάλμα (Εικ. 8.4). Συνεπώς η δέσμη δεν θα έπρεπε να έχει γωνία μεγαλύτερη από 60° προς τον άξονα του αγγείου και μία γωνία 45° ή μικρότερη είναι ακόμα καλύτερη. Μία γωνία Doppler σε αυτό το εύρος μπορεί να μειώσει τα σφάλματα στην ταχύτητα ροής η οποία μετράται σε cm/s από την ΔF και την α .



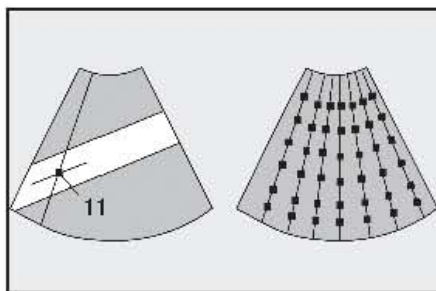
Εικ. 8.5



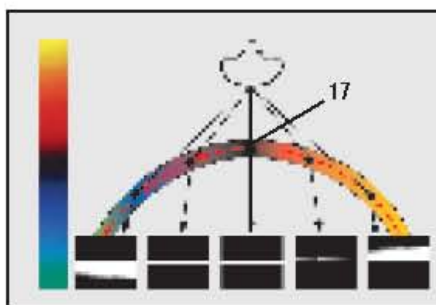
Εικ. 9.1



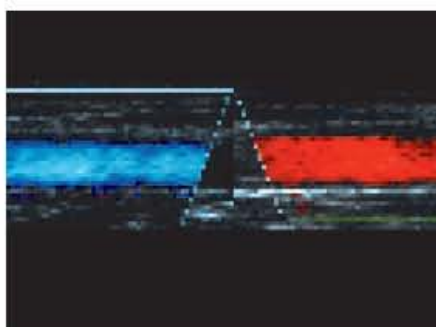
Εικ. 9.2



Εικ. 9.3



Εικ. 9.4



Εικ. 9.5a

Λειτουργία των διαφόρων τεχνικών Doppler

Στο συνεχές κύματος (CW) Doppler (Εικ. 9.1), η ηχητική δέσμη εκπέμπεται συνεχόμενα από έναν πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο και λαμβάνεται από έναν ξεχωριστό κρύσταλλο. Το προτέρημα του CW είναι η ικανότητά του να ανακαλύπτει και να καταγράφει ακόμη και πολύ υψηλής συχνότητας μεταβολές. Το μειονέκτημα είναι η μειωμένη ευαισθησία του στο βάθος της ηχογενούς πηγής.

Στο παλμικού κύματος (PW) Doppler (Εικ. 9.2), η ηχητική δέσμη είναι εναλλασσόμενη εκπεμπόμενη και λαμβανόμενη χρησιμοποιώντας μόνο έναν κρύσταλλο. Ο χρόνος καθυστέρησης της της ηχούς (T_E) μπορεί να μετατραπεί σε απόσταση και έτσι να καθοριστεί το βάθος από την ηχογενή πηγή. Αυτό είναι απαραίτητο για να κατασκευαστεί μία color duplex εικόνα δύο διαστάσεων (Εικ. 9.3), στην οποία το υπερηχογράφημα B-mode στην κλίμακα του γκρι συνδυάζεται με πολυάριθμες PW δειγματοληπτικές μονάδες όγκου (11) προκειμένου να δημιουργηθεί μία εικόνα δύο διαστάσεων. Όσο μικρότερο είναι το πλαίσιο του χρώματος (η περιοχή της εικόνας που επιλέγεται για την καταγραφή του χρώματος) τόσο ταχύτερη μπορεί να είναι η δημιουργία της νέας εικόνας και υψηλότερη η ανάλυσή της στο χρόνο.

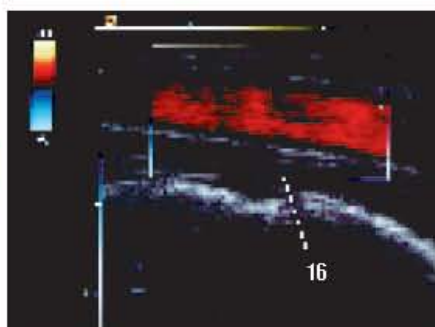
Ο αριθμός των παλμών που εκπέμπονται ανά δευτερόλεπτο ονομάζεται συχνότητα επανάληψης παλμού (PRF). Η PRF μπορεί να αυξηθεί μόνο έως την τιμή του $1/T_E$. Μειώνεται όσο το βάθος της εξέτασης αυξάνεται, καθώς χρειάζεται περισσότερος χρόνος (T_{sv}) για να επιστρέψει η ηχώ από ένα δείγμα όγκου τοποθετημένο βαθύτερα. Αυτό θέτει ένα όριο προς τα άνω στις ταχύτητες ροής που μπορούν να καταγραφούν με ακρίβεια με το παλμικό Doppler. Σαν αποτέλεσμα, αγγεία με μεγαλύτερες ταχύτητες ροής πρέπει να εξετάζονται με μία ρύθμιση υψηλότερου PRF, ενώ η αργή φλεβική ροή απαιτεί ένα χαμηλότερο PRF.

Έγχρωμη ροή

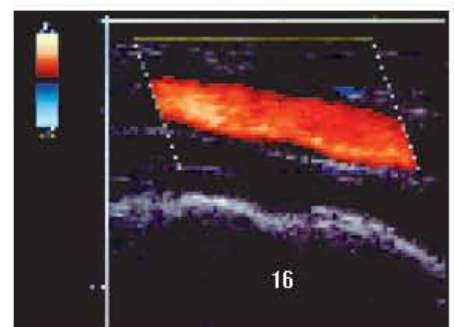
Η ροή η οποία κατευθύνεται προς τον ηχοβολέα, γενικά καταγράφεται με κόκκινο χρώμα, ενώ η ροή η οποία απομακρύνεται από τον ηχοβολέα καταγράφεται με μπλε χρώμα. Η ταχύτητα της ροής αντιπροσωπεύεται από τη σκierότητα ή τη φωτεινότητα του χρώματος: πιο γρήγορες ταχύτητες παρουσιάζονται με πιο φωτεινά χρώματα. Αυτή η σχέση είναι σημαντική για την αξιολόγηση των ενδοστενωτικών επιπαχύνσεων ροής (βλ. σελ. 36) και όταν οι ακουστικές συνθήκες είναι κακές (βλ. σελ. 38). Η ροή σε ένα κυρτό αγγείο μπορεί να καταγραφεί κόκκινη σε ένα τμήμα και μπλε στο γειτονικό τμήμα εξαρτώμενη από την κατεύθυνση ροής σε σχέση με τον ηχοβολέα (Εικ. 9.4). Η φωτεινότητα του χρώματος ποικίλει επίσης κατά τόπους σύμφωνα με τις μεταβολές της γωνίας δέσμης-αγγείου (α) (βλ. σελ. 8). Η γωνία 90° της δέσμης στο σημείο συνάντησης του κόκκινου και μπλε τμήματος έχει σαν αποτέλεσμα ένα κενό χρώματος (17), το οποίο δεν θα έπρεπε να εκληφθεί σαν ένας θρόμβος που αποφράσσει τμήμα του αιμού.

Ο εξετάζων θα πρέπει να γνωρίζει, ότι η κατανομή του χρώματος στα duplex μηχανήματα του εμπορίου μπορεί να αντιστραφεί με το άγγιγμα ενός κουμπιού. Το τρέχον χρωματικό σχέδιο συνήθως απεικονίζεται σε μία χρωματική κλίμακα που παρουσιάζεται στο άκρο της οθόνης: τα χρώματα στο άνω ήμισυ της κλίμακας καταγράφουν τη ροή προς τον ηχοβολέα και αυτά στο κάτω ήμισυ καταγράφουν ροή απομακρυνόμενη από τον ηχοβολέα (Εικ. 9.4).

Όταν χρησιμοποιείται ένας γραμμικός ηχοβολέας, η αλλαγή της γωνίας των κυμάτων Doppler μέσω της διεύθυνσης της δέσμης μπορεί να κάνει το ίδιο αγγειακό τμήμα να καταγράφεται με κόκκινο ή μπλε χρώμα, σύμφωνα με τη βούλησή μας (Εικ. 9.5a). Η γωνία του πλαισίου για το χρώμα (16) μπορεί να διορθώσει μία κακή γωνία δέσμης-αγγείου, κάνοντας ευκολότερη την αξιολόγηση (Εικ. 9.5c) των αγγειακών τμημάτων τα οποία αρχικά παρουσίαζαν ελλειπή έγχρωμη ροή (Εικ. 9.5b). Εναλλακτικά, ο εξετάζων μπορεί με το χέρι του να αλλάξει τη γωνία του ηχοβολέα επάνω στο δέρμα για να εξετάσει το αγγείο από μία λοξή γωνία.



Εικ. 9.5b



Εικ. 9.5c

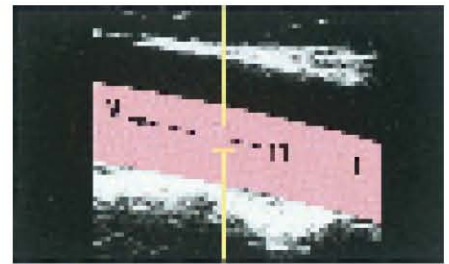
Φάσμα Doppler

Το δείγμα όγκου (11) συνήθως τοποθετείται στο κέντρο του αγγειακού αυλού (1). Κατόπιν, ο επιμήκης άξονας του αγγείου σημειώνεται με μία γραμμή (Εικ. 10.1a) έτσι ώστε το μηχάνημα να μπορέσει να υπολογίσει την ταχύτητα ροής (V) από την μετρούμενη μεταβολή της συχνότητας. Στη συνέχεια η ταχύτητα ροής σχεδιάζεται ως συνάρτηση του χρόνου (t) για να παραχθεί το ιχνογράφημα του φάσματος (Εικ. 10.1b).

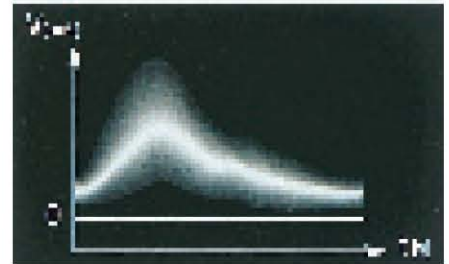
Σε κάθε σημείο του χρόνου το ιχνογράφημα δείχνει μία κατανομή ταχύτητας η οποία περιλαμβάνει το συνδυασμό βραδύτερων και ταχύτερων συνιστωσών ροής. Πολύ αργή ροή κοντά στη βασική γραμμή του φάσματος απαλείφεται με μια συσκευή η οποία ονομάζεται φίλτρο τοιχώματος.

Οι κεντρικού τύπου αρτηρίες τυπικά παρουσιάζουν ένα διφασικό φάσμα με οξεία ανοδική κλίση (↗) έως την μέγιστη συστολική ταχύτητα (PSV) (12) (Εικ. 10.2). Το κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας μπορεί να προκαλέσει μια μικρή εντομή (↘) στο τέλος της συστολής που ακολουθείται από συνεχή πρόσθια ροή (↗) στη διαστολή. Φυσιολογικά η περιοχή κάτω απ το συστολικό μέγιστο δεν περιέχει συνιστώσες αργής ροής με αποτέλεσμα ένα καθαρό παράθυρο φάσματος (12a).

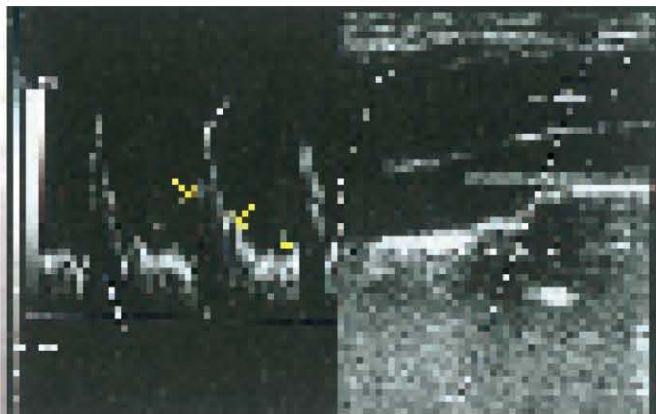
Οι περιφερικού τύπου αρτηρίες έχουν ένα τριφασικό φάσμα στο οποίο μια σύντομη αναστροφή της ροής (13) παρουσιάζεται κάτω από την βασική γραμμή του φάσματος στο τέλος της συστολής (Εικ. 10.3). Αυτό το πρότυπο δημιουργείται από την υψηλότερη περιφερική αντίσταση στην περιοχή αρδεύσεως της αρτηρίας. Το μέγιστο της διαστολικής καθόδου (↘) μετράται σαν μία αρνητική τιμή στους υπολογισμούς των φασματικών δεικτών (βλ. σελίδα 11). Στην αορτή το όριο μεταξύ κεντρικού και περιφερικού προτύπου ροής σε ηρεμία εντοπίζεται στην έκφυση των νεφρικών αρτηριών.



Εικ. 10.1a



Εικ. 10.1b



Εικ. 10.2



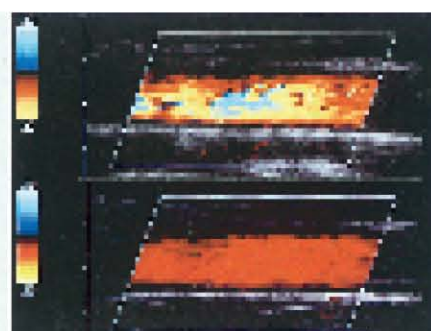
Εικ. 10.3

Aliasing (αναστροφή φάσματος ταχυτήτων)

Εάν η μετρούμενη μεταβολή της συχνότητας σε πολύ υψηλές ταχύτητες ροής ξεπερνά το όριο Nyquist του $PRF/2$, το κομμάτι της φασματικής κυματομορφής που αντιστοιχεί σε αυτήν θα αποκόπτεται και θα παρουσιάζεται στην αντίθετη πλευρά του φάσματος (Εικ. 10.4a). Το γνωστό φαινόμενο του τροχού της άμαξας που φαίνεται να γυρνάει ανάστροφα στις ταινίες Western, βασίζεται σε μία παρόμοια 'υποδειγματοληψία' της πληροφορίας της ταχύτητας. Ο εξετάζων μπορεί να εξουδετερώσει το aliasing αυξάνοντας το PRF ή μεταβάλλοντας την φασματική βασική γραμμή (Εικ. 10.4b). Το aliasing στην εικόνα έγχρωμης ροής δημιουργεί μια αναστροφή του χρώματος στο κέντρο του αγγείου, με ανάμειξη των χρωμάτων στο φωτεινό άκρο του φάσματος. Αυτό μπορεί να προκαλείται από ενδοστενωτική επιτάχυνση ροής ή από την εφαρμογή πολύ χαμηλού PRF (Εικ. 10.5a). Η Εικόνα 10.5b δείχνει την ίδια εικόνα μετά την προσαρμογή του PRF. Με μία συνιστώσα αληθινής αναστροφής ροής, τα χρώματα θα ήταν πιο σκοτεινά. Άλλοι τρόποι αντιστάθμισης για το aliasing είναι στη λίστα του Πίνακα 10.6.



Εικ. 10.4



Εικ. 10.5

Τρόποι αντιστάθμισης του aliasing

- Αύξηση του PRF

Εαν έχει ήδη επιλεγεί το μέγιστο PRF:

- Εξετάστε σε ένα μικρότερο βάθος
- Μετατοπίστε τη βασική γραμμή (αυτό μπορεί να διπλασιάσει το εύρος των ανιχνευόμενων συχνοτήτων)
- Χρησιμοποιήστε έναν ήχοβολέα χαμηλότερης συχνότητας
- Αυξήστε τη γωνία πρόσπτωσης της δέσμης α (εντός ορίων καθώς αυτό αυξάνει το εύρος του σφάλλματος)

Πίνακας 10.6

Δείκτης σφυγγικότητας Gosling (PI)

$$PI = \frac{V_{peak} - V_{diast}}{V_{mean}}$$

Δείκτης αντίστασης Pourcelot (RI)

$$RI = \frac{V_{peak} - V_{diast}}{V_{peak}}$$

Πίνακας 11.1

Δείκτες Doppler

Οι ποσοτικοί δείκτες μπορούν να υπολογιστούν από τη μέγιστη συστολική ταχύτητα (V_{peak}), τη μέση ταχύτητα ροής (V_{mean}) και τη διαστολική ταχύτητα (V_{diast}) (Πίνακας 11.1). Αυτοί οι δείκτες είναι ανεξάρτητοι από τη γωνία της δέσμης και γι αυτό δεν επηρεάζονται από ανακριβή δεδομένα γωνίας.

Πρότυπα ροής: γενικά κριτήρια για τη στένωση

Όταν η αρχικά στρωτή αιματική ροή (1) σ' ένα μεγάλο αγγείο συναντά έναν διχασμό, η ροή προσλαμβάνει μια αυξανόμενη παραβολική κατατομή (2), με μεγαλύτερες ταχύτητες ροής να συγκεντρώνονται στο κέντρο του αυλού και χαμηλότερες ταχύτητες κοντά στο τοίχωμα (Εικ. 11.3). Περαιτέρω στένωση του αυλού από αθηρωσκληρυντική πλάκα (3) οδηγεί σε ενδοστενωτική επιτάχυνση της ροής (15a) η οποία καταλήγει σε ένα μεταστενωτικό πίδακα (15b) και, με μεγάλο βαθμού στένωσης, σε περιοχές στροβιλώδους ροής (5) κοντά στο τοίχωμα του αγγείου (Εικ. 11.4).

Οι αμείγες επιδράσεις στο φάσμα Doppler και στην απεικόνιση έγχρωμης ροής είναι τα γενικά κριτήρια για τη στένωση που είναι στη λίστα του Πίνακα 11.2b. Αυτά τα χαρακτηριστικά μεταβάλλονται πολύ με το βαθμό της στένωσης και με τη θέση της δειγματοληψίας. Συγκρίνετε αυτά με τον Πίνακα 76.3 και με τη σελ. 12 ώστε να αποφύγετε την σύγχυση της επίδρασης ενός πολύ μεγάλου μεγέθους δείγματος όγκου με μία πραγματική στένωση. Ο προσδιορισμός του λόγου της μέγιστης συστολικής ταχύτητας PSV έχει αποδειχθεί ιδιαίτερα χρήσιμος για την ποσοτικοποίηση των διαδοχικών στενώσεων (Πίνακας 11.2a). Αυτός ο λόγος εκφράζει τη σχέση της ενδοστενωτικής PSV προς τη χαμηλότερη προστενωτική ή μεταστενωτική PSV στο ίδιο αρτηριακό τμήμα [1.7]. Ο λόγος PSV μας επιτρέπει να καθορίσουμε το βαθμό της στένωσης χωρίς παραμόρφωση από μια δεύτερη στένωση που βρίσκεται σε μια περισσότερο κοντινή ή μακρινή θέση.

PSV-Λόγος για την ποσοτικοποίηση των στενώσεων

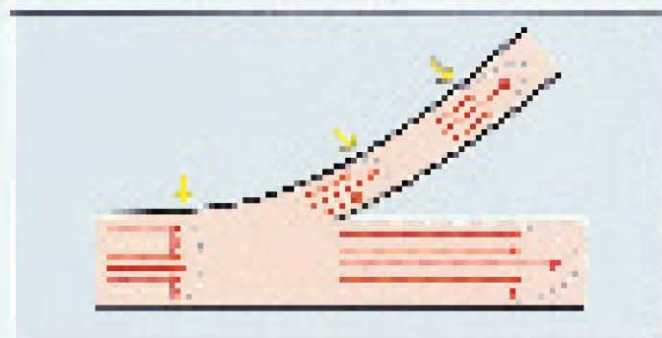
PSV	Μείωση της εγκάρσιας διατομής
<2,5	0-49%
>2,5	50-74%
>5,5	75-99%

Πίνακας 11.2a

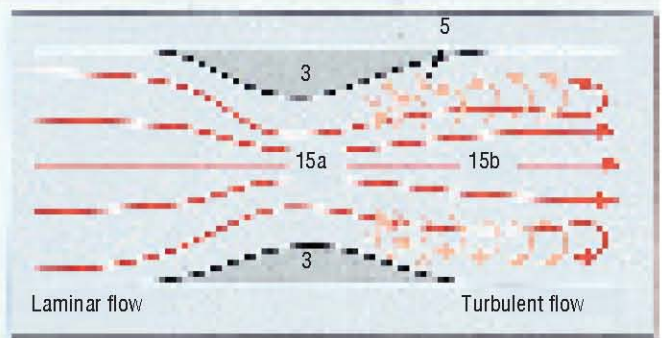
Γενικά κριτήρια για τις στενώσεις

- | | |
|---|---|
| <p>α) στο φάσμα Doppler</p> <ul style="list-style-type: none"> • Επιπέδωση της συστολικής ανοδικής κλίσης • Ενδοστενωτική επιτάχυνση ροής • "Πλήρωση" του φασματικού παραθύρου εξαιτίας της στροβιλώδους ροής • Μειωμένη Vpeak περιφερικότερα | <p>β) στην έγχρωμη ροή</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ορατή πλάκα • Φωτεινός στενωτικός πίδακας ή aliasing • Μεταστενωτική στροβιλώδης ή ανάστροφη ροή κοντά στο τοίχωμα του αγγείου |
|---|---|

Πίνακας 11.2b



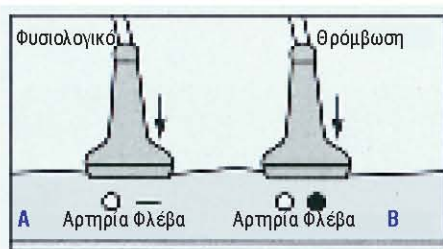
Εικ. 11.3



Εικ. 11.4

Γενικά κριτήρια για τη θρόμβωση

Όταν ο φλεβικός αυλός αποφράσσεται από θρομβωτικό υλικό ένα έλλειμμα ροής διαπιστώνεται στην color duplex απεικόνιση. Σε μία οξεία φλεβική θρόμβωση (λιγότερο από 10 ημέρες παλαιά) απεικονιζόμενη σε εγκάρσια τομή, η φλέβα είναι διατεταμένη περισσότερο από το διπλάσιο της συνοδού αρτηρίας. Καθώς η ηλικία του θρόμβου αυξάνεται, η φλέβα γίνεται ξανά μικρότερη από την αρτηρία εξαιτίας της οργάνωσης και συρρίκνωσης του θρόμβου. Η ηχογένεια του θρόμβου δεν είναι αξιόπιστος δείκτης της ηλικίας του. Επειδή πολλοί θρόμβοι δεν αποφράσσουν ολοκληρωτικά τον αυλό αλλά επιτρέπουν ελάχιστη υπολειμματική ροή κοντά στο τοίχωμα της φλέβας το κρίσιμο κριτήριο είναι η ανικανότητα πλήρους συμπίεσης του φλεβικού αυλού (Εικ.11.5b). Δίδεται έμφαση στο "πλήρης" συμπίεση, εφόσον η συμπίεση της φλέβας στο 70% ή στο 90% της διαμέτρου της υπό υπερηχογραφική παρακολούθηση δεν αποκλείει αξιόπιστα τη θρόμβωση (βλ. σελ. 82). Η ροή στις φλέβες του κάτω άκρου μπορεί να βελτιωθεί ζητώντας από τον ασθενή να εκτελέσει την δοκιμασία Valsalva ώστε να αυξήσει την ενδοκοιλιακή πίεση. Η επακόλουθη επιτάχυνση της ροής στο τέλος της δοκιμασίας διευκολύνει την αξιολόγηση ακόμη και των πιο απομακρυσμένων φλεβών της πυέλου και του κάτω άκρου. Η επιστροφή από τις φλέβες του άνω άκρου μπορεί να αυξηθεί από βεβιασμένη εισπνοή.



Εικ. 11.5