

ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΗΣ ΚΑΙ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΑΙΜΑΤΙΚΗΣ ΡΟΗΣ ΣΕ Η/Υ

1

ΚΟΥΤΣΙΑΡΗΣ ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΗΣ

Το αίμα είναι ένα ρευστό που κινείται μέσα στα αγγεία του ανθρώπου με τελικό σκοπό να εξυπηρετήσει τις μεταβολικές ανάγκες των ιστών. Η κίνηση του αίματος προκαλείται από την καρδιά αλλά σε ορισμένες περιπτώσεις υποβοηθείται και από τα τοιχώματα των αγγείων (π.χ. αορτή) καθώς επίσης και από ιστούς που περιβάλλουν τα αγγεία (π.χ. μυοφλεβικές αντλίες).

Η πολυπλοκότητα του συστήματος αυξάνεται και άλλο από το γεγονός ότι το αίμα δεν είναι ένα «απλό» ρευστό. Από το δεύτερο τέταρτο του 20ου αιώνα διαπιστώθηκε ότι το αίμα παρουσίαζε «περίεργες» ιδιότητες οι οποίες συμβάλλουν στην ιδιαίτερη ρεολογική του συμπεριφορά.

Σε αυτό το σύντομο κεφάλαιο θα γίνει μία εισαγωγή σε βασικές αρχές της αιμοδυναμικής και της ρεολογίας του αίματος οι οποίες είναι απαραίτητες για να κατανοηθούν οι διαγνωστικές τεχνικές και οι κλινικές μετρήσεις που παρουσιάζονται στα παρακάτω κεφάλαια. Επίσης, θα αναφερθούν συνοπτικά τα απαραίτητα βήματα για την υπολογιστική προσομοίωση της αιματικής ροής σε μεγάλα αγγεία με βάση κλινικές εικόνες (patient based computational fluid dynamics).

ΕΙΔΗ ΡΟΗΣ

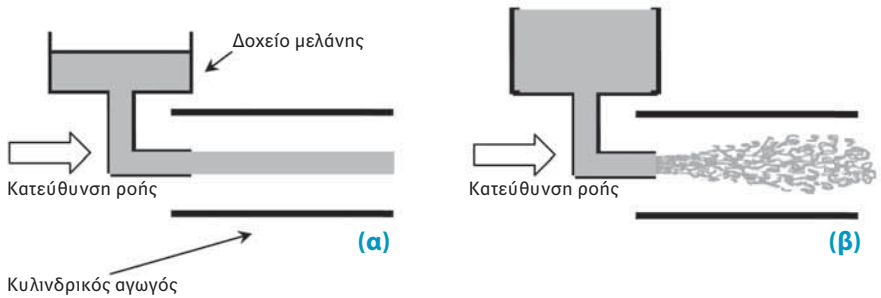
Με κριτήριο τη χωροχρονική μεταβολή της ταχύτητας ενός ρευστού, η ροή του μπορεί να χαρακτηριστεί ως ομοιόμορφη ή ανομοιόμορφη, μόνιμη ή μη μόνιμη και μονοδιάστατη, δισδιάστατη ή τρισδιάστατη. Με κριτήριο την ύπαρξη ιξώδους ή όχι, η ροή μπορεί να χαρακτηριστεί αντίστοιχα ως ιξώδης ή άτριβη, ενώ με κριτήριο την αλλαγή της πυκνότητας του ρευστού ή όχι, η ροή μπορεί να χαρακτηριστεί αντίστοιχα ως συμπιεστή ή ασυμπιεστή. Τέλος, με κριτήριο το εάν η ροή γίνεται κατά στρώματα ή όχι (χαοτική), χαρακτηρίζεται αντίστοιχα ως στρωτή ή τυρβώδης. Ένας αριθμός που χρησιμοποιείται για το χαρακτηρισμό της στρωτής ροής, σε κυλινδρικούς αγωγούς, είναι ο αριθμός Reynolds:

$$Re = \frac{\rho VD}{\mu} = \frac{VD}{\eta}$$

Όπου ρ η πυκνότητα του ρευστού, V η μέση ταχύτητα διατομής, D η διάμετρος του σωλήνα, μ το δυναμικό ιξώδες του ρευστού το οποίο μετράται σε mPa.s (χιλιοστά του Pascal x second) και η το κινηματικό ιξώδες ίσο με μ/ρ .

Το **ιξώδες** ορίζεται ως ένα μέτρο της «εσωτερικής» τριβής της ροής του υγρού και πολλές φορές ονομάζεται και «συνεκτικότητα». Επομένως, από την εξίσωση ορισμού γίνεται κατανοητό ότι ο αριθμός Re εκφράζει τον αδιάστατο λόγο των αδρανειακών δυνάμεων προς τις ιξώδεις δυνάμεις.

Γενικά εάν **$Re < 2000$** η ροή θεωρείται στρωτή (Εικόνα 1.1).

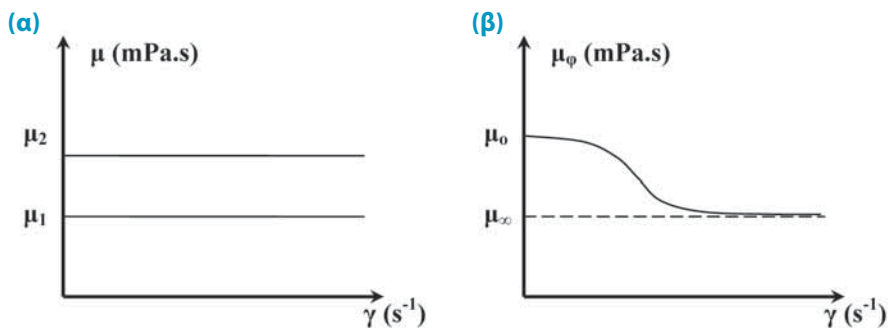


Εικόνα 1.1 (α) Στρωτή ροή ($Re \leq 2000$) και (β) Τυρβώδης ροή ($Re > 2000$)

ΑΙΜΑΤΙΚΗ ΡΟΗ

Η ροή του αίματος στο κυκλοφορικό σύστημα του φυσιολογικού ανθρώπου χαρακτηρίζεται ως **ιξώδης** και **ασυμπιεστή** (όπως και οι περισσότερες περιπτώσεις ροής υγρών) και **γενικά στρωτή** εκτός από ορισμένες εξαιρέσεις (όπως στην αορτή κατά τη συστολική φάση). Επίσης, σε ορισμένες περιπτώσεις (ανάλογα με την περιοχή του κυκλοφορικού συστήματος) η αιματική ροή μπορεί να χαρακτηριστεί ως μονοδιάστατη, ομοιόμορφη και μόνιμη αλλά εν γένει είναι **τριδιάστατη, ανομοιόμορφη** και **μη μόνιμη**.

Προηγουμένως αναφέρθηκε ότι η αιματική ροή είναι ιξώδης και εισήχθη το ιξώδες μ ως μία σταθερά στον ορισμό του αριθμού Re . Στην πράξη μόνο μία κατηγορία ρευστών έχει σταθερό ιξώδες σε σχέση με τις χωρικές μεταβολές της ταχύτητας (γ) και είναι η κατηγορία των Νευτωνικών ρευστών. Τέτοια ρευστά είναι το νερό και το πλάσμα του αίματος και τυπικές καμπύλες τους φαίνονται στην Εικόνα 1.2 (α).



Εικόνα 1.2 (α) Καμπύλες ροής δύο Νευτωνικών ρευστών με ιξώδη μ_1 και μ_2 όπου $\mu_2 > \mu_1$ (β) Τυπική καμπύλη ροής συστολικού μη Νευτωνικού ρευστού όπως είναι το αίμα

Το αίμα ανήκει σε μία από τις κατηγορίες των **μη Νευτωνικών ρευστών** που ονομάζονται **συστολικά** ή **λεπυνόμενα** ή **ψευδοπλαστικά** ρευστά και τα οποία χαρακτηρίζονται από μία αρχική τιμή ιξώδους μ_0 η οποία καθώς αυξάνονται οι μεταβολές της ταχύτητας ελαττώνεται μέχρι μία οριακή τιμή μ_∞ όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.2 (β). Στην πράξη, αυτή η οριακή τιμή για το ανθρώπινο αίμα στους 37 °C, κυμαίνεται μεταξύ 3 και 4 mPa.s.

NΟΜΟΣ ΤΗΣ ΣΥΝΕΧΕΙΑΣ

Οι γενικές φυσικές αρχές της διατήρησης της μάζας, της ενέργειας και της ορμής ισχύουν στη μηχανική των ρευστών και άρα στην αιμοδυναμική. Η **αρχή διατήρησης της μάζας** ονομάζεται και νόμος της συνέχειας και έχει εξαιρετικό ενδιαφέρον όχι μόνο από αιμοδυναμική άποψη αλλά και από κλινική, διότι εξηγεί την αιμοδυναμική συμπεριφορά στην περίπτωση της στένωσης, η οποία είναι και η κλασική εκδήλωση της αθηρωμάτωσης.

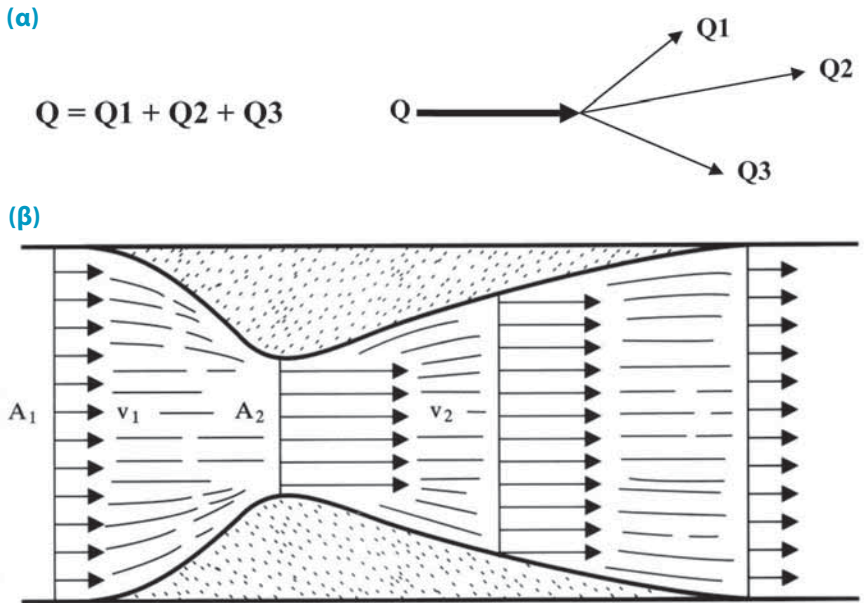
Η αρχή διατήρησης της μάζας ορίζει ότι η ποσότητα της μάζας ρευστού που εισέρχεται σε ένα σύστημα αγωγών ανά μονάδα χρόνου ισούται με την ποσότητα που εξέρχεται και φαίνεται διαγραμματικά στην Εικόνα 1.3 (α), μαζί με την αντίστοιχη σχέση.

Το ενδιαφέρον που παρουσιάζει ο νόμος για τον κλινικό ιατρό είναι η εφαρμογή του στη διάγνωση των στενώσεων δηλαδή στην εφαρμογή του όταν έχουμε ένα μόνο αγγείο του οποίου η αρχική διατομή A_1 μικραίνει σε διατομή A_2 λόγω κάποιας παθολογικής στένωσης. Εφαρμόζοντας το νόμο της συνέχειας στις 2 διατομές έχουμε:

$$Q_1 = Q_2$$

$$V_1 A_1 = V_2 A_2$$

όπου V η «μέση» ταχύτητα διατομής και A το εμβαδό της εγκάρσιας διατομής.



Εικόνα 1.3 (α) Αρχή διατήρησης της μάζας σε σύστημα αγωγών και (β) αρχή διατήρησης της μάζας σε έναν αγωγό. Το μεγαλύτερο μήκος των βελών της ταχύτητας V_2 υποδηλώνει και μεγαλύτερο μέτρο ταχύτητας

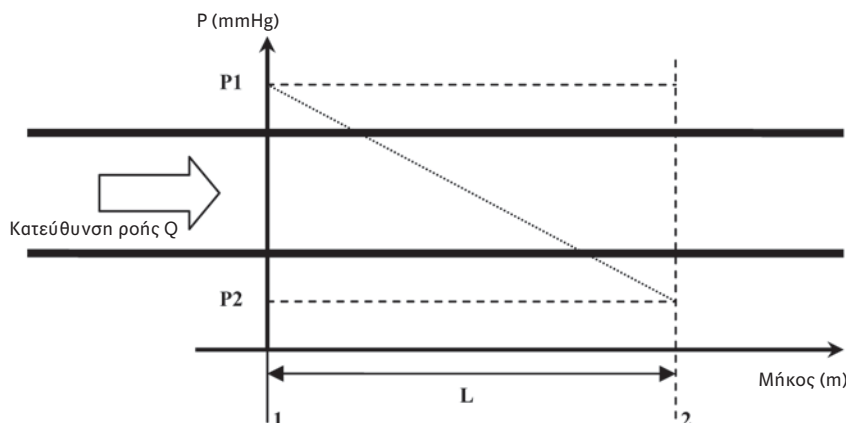
Επομένως, όταν το A_2 μικραίνει λόγω στένωσης, για να συνεχίσει να ισχύει η εξίσωση θα πρέπει η ταχύτητα V_2 να αυξηθεί όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.3 (β). Αυτός είναι ο λόγος που στη θέση των αρτηριακών στενώσεων μετρώνται μεγάλες ταχύτητες οι οποίες μάλιστα γίνονται μεγαλύτερες όσο μεγαλώνει η στένωση. Έτσι, ενώ φυσιολογικά καμία ταχύτητα στο αγγειακό σύστημα δεν πρέπει να υπερβαίνει περίπου το 1.5 m/s, στις στενώσεις μπορούμε εύκολα να δούμε τιμές πάνω από 4 m/s.

NΟΜΟΣ ΤΟΥ POISEUILLE

Θεωρώντας ότι έχουμε στρωτή και μόνιμη ροή, Νευτωνικού ρευστού, μέσα σε κυλινδρικό αγωγό διαμέτρου D , τότε η διαφορά πίεσης ΔP μεταξύ δύο σημείων 1 και 2 κατά μήκος της ροής, αποδεικνύεται ότι δίνεται από τον εξής τύπο (**νόμος του Poiseuille**, Εικόνα 1.4):

$$\frac{\Delta P}{Q} = \frac{128\mu L}{\pi D^4}$$

Όπου L = η απόσταση που απέχουν τα δύο σημεία, Q η παροχή αίματος μέσα στον αγωγό σε m^3/s και μ το ιξώδες.



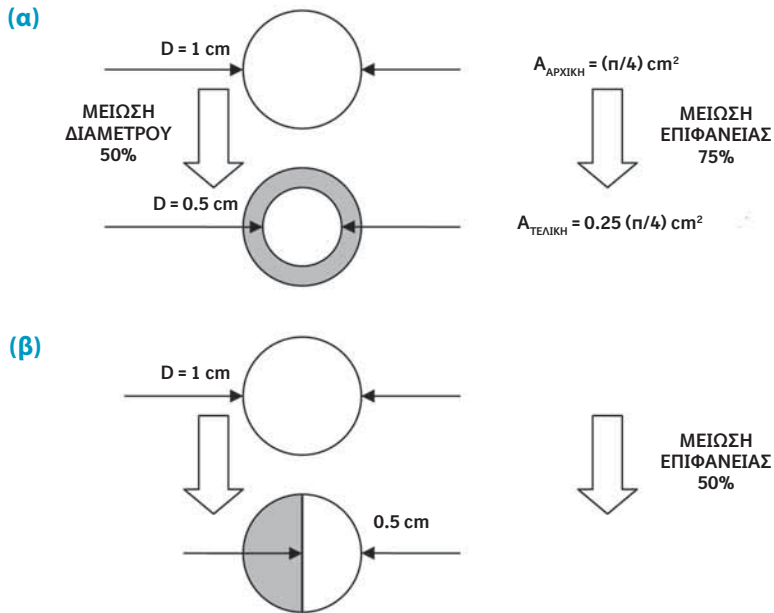
Εικόνα 1.4 Σχηματική παράσταση της πτώσης πίεσης που προκαλείται σύμφωνα με το νόμο του Poiseuille ($\Delta P = P_1 - P_2$)

Φαίνεται αμέσως η αντιστοιχία με το νόμο του Ohm στα ηλεκτρικά κυκλώματα, όπου στη θέση της πτώσης τάσης ΔV είναι η πτώση πίεσης ΔP , στη θέση της έντασης ρεύματος I είναι η παροχή Q , και στη θέση της ηλεκτρικής αντίστασης R είναι ο όρος $128 \mu L / \pi D^4$ που ονομάζεται «**υδραυλική**» **αντίσταση R_v** ή **αντίσταση «ροής»**.

Η **τέταρτη δύναμη της διαμέτρου** υποδεικνύει την τεράστια σημασία αυτού του παράγοντα στην τελική τιμή της υδραυλικής αντίστασης. Παραδείγματος χάριν, μία αύξηση της διαμέτρου κατά 20% αρκεί για να ελαττώσει στο μισό την αντίσταση και άρα να διπλασιάσει την παροχή. Αντίστοιχα, η ανάπτυξη ψευδοενδοθηλίου πάχους της τάξης του 1mm, σε ένα συνθετικό μόσχευμα με εσωτερική διάμετρο της τάξης των 10 mm, οδηγεί σε μείωση της διαμέτρου μόνο κατά 20% αλλά σε δραματική αύξηση της αντίστασης κατά 244%.

Κλασική εφαρμογή της σημασίας της διαμέτρου είναι η έννοια της **κρίσιμης στένωσης**. Θεωρητικά σύμφωνα με το νόμο της συνέχειας, η συνεχιζόμενη μείωση της διαμέτρου στην περιοχή μίας στένωσης, θα έπρεπε να προκαλεί μία συνεχιζόμενη αύξηση της ταχύτητας ώστε να διατηρείται η ίδια παροχή. Αυτό πράγματι συμβαίνει μέχρι μία κρίσιμη τιμή όπου η **εγκάρσια επιφάνεια της στένωσης γίνεται περίπου ίση με το 75% της αρχικής ελεύθερης εγκάρσιας επιφάνειας του αγγείου**. Μετά από αυτό το σημείο της κρίσιμης στένωσης, η αύξηση της υδραυλικής αντίστασης που προκαλείται είναι τόσο μεγάλη ώστε να προκαλεί πτώση πίεσης εκατέρωθεν της στένωσης και άρα πτώση της παροχής. Τυπικές τιμές αυτών των πτώσεων είναι της τάξης του 5%, αλλά για στενώσεις μεγαλύτερες της κρίσιμης στένωσης, αυξάνονται εκθετικά. Όταν η στένωση πλησιάζει το 100% της διαμέτρου, η παροχή πλησιάζει το μηδέν και η πτώση πίεσης μεγιστοποιείται.

Εδώ θα πρέπει να σημειωθεί ότι η **κρίσιμη στένωση αντιστοιχεί σε ελάττωση της διαμέτρου του αυλού κατά 50%, μόνο στη συμμετρική περίπτωση** που φαίνεται στην Εικόνα 1.5 (α).



Εικόνα 1.5 (α) Σχηματική παράσταση της κρίσιμης στένωσης. Η μείωση της αρχικής διαμέτρου κατά 50%, με διατήρηση του κυκλικού σχήματος του αυλού, οδηγεί σε μείωση της εγκάρσιας επιφάνειας του αυλού κατά 75%. (β) Μη συμμετρική ελάττωση στο μισό τμήμα της αρχικής διαμέτρου που αντιστοιχεί σε μείωση της εγκάρσιας επιφάνειας του αυλού «μόνο» κατά 50%

Εάν η αθηρωματική πλάκα δεν αναπτυχθεί με κυκλική συμμετρία, όπως για παράδειγμα στην Εικόνα 1.5 (β), η ελάττωση του αυλού στο μισό κομμάτι της αρχικής διαμέτρου αντιστοιχεί σε ελάττωση της επιφάνειας της διατομής «μόνο» κατά 50% και επομένως η στένωση δεν έχει φθάσει στο «κρίσιμο» σημείο της.

Στην πράξη καμία στένωση δεν είναι απόλυτα συμμετρική όπως στην Εικόνα 1.5 (α) ή ένας ιδανικός μισός κυκλικός δίσκος, όπως στην Εικόνα 1.5 (β), πράγμα που «δυσκολεύει» την κλινική εκτίμηση της κρίσιμης στένωσης. Το ζήτημα περιπλέκεται ακόμη περισσότερο από το γεγονός ότι όλες οι στενώσεις αναπτύσσονται και σε ένα ορισμένο μήκος παράλληλα με τον άξονα του αγγείου. Τελευταία γίνεται προσπάθεια αυτά τα προβλήματα να αντιμετωπισθούν με τρισδιάστατες τομογραφικές τεχνικές απεικόνισης.

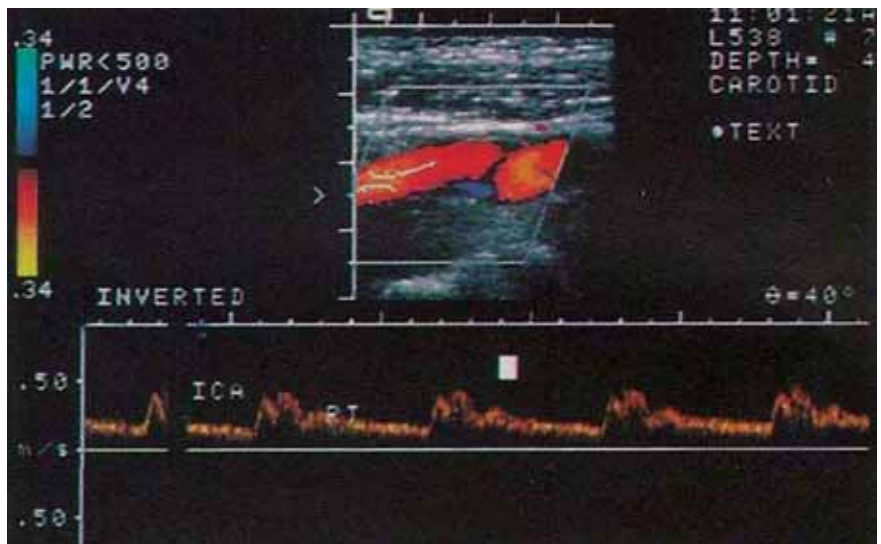
Η σημασία της διαμέτρου μπορεί να εξηγήσει και τη συμπεριφορά των αγγείων στο λεγόμενο **υποκλινικό στάδιο της αθηρωμάτωσης** (αθηρωμάτωση χωρίς εκδήλωση συμπτωμάτων). Σε αυτό το στάδιο, ο αρτηριακός αυλός διατηρείται περίπου στο αρχικό του μέγεθος μέχρι η εγκάρσια διατομή της αθηρωματικής πλάκας να καταλάβει περίπου το 40% του εμβαδού που περιβάλλει το έσω ελαστικό πέταλο του αγγείου (Εικόνα 1.6). Μετά από αυτό το σημείο, το αρτηριακό τοίχωμα δεν είναι σε θέση να διαταθεί περισσότερο και προκαλείται στένωση του αυλού.

Ο δείκτης RI είναι ένας καθαρός αριθμός ο οποίος θεωρείται μέτρο της αγγειακής υδραυλικής αντίστασης του δικτύου που βρίσκεται πιο κάτω από το σημείο της μέτρησης κατά τη φορά της ροής. Ο δείκτης RI παίρνει τιμές μεταξύ 0 όταν δεν υπάρχει παλμικότητα και 100% όταν η παλμικότητα είναι η μέγιστη δυνατή.

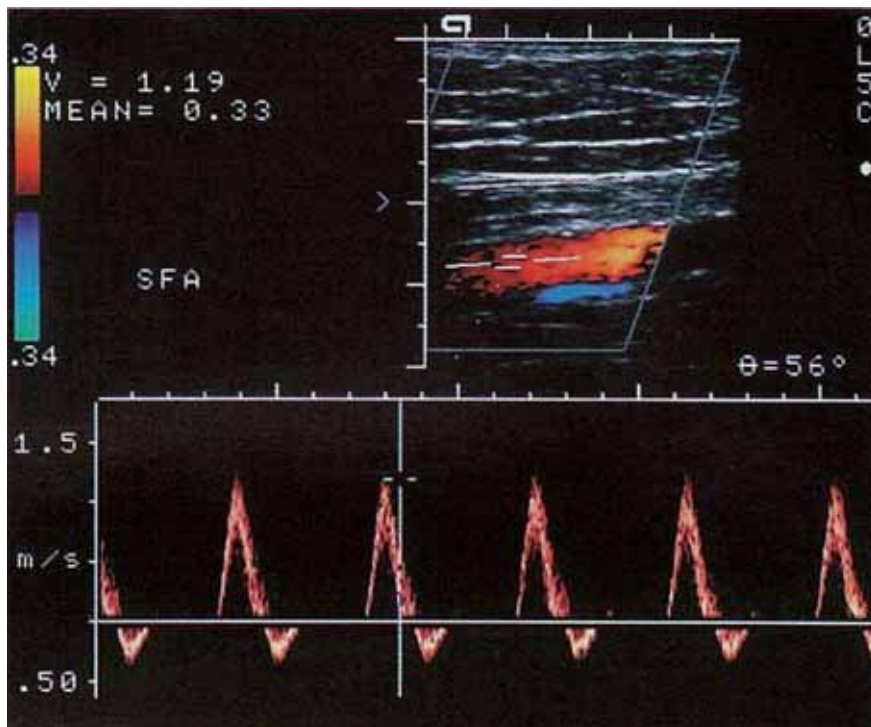
Φυσιολογικές τιμές του δείκτη αντίστασης σε 3 χαρακτηριστικά σημεία του αρτηριακού δένδρου φαίνονται στον παραπάνω πίνακα. Το αξιοσημείωτο είναι ότι σε αγγεία με διάμετρο περίπου 1000 φορές μικρότερη από αυτή της κοινής καρωτίδας, ενώ η ταχύτητα πέφτει αναλόγως περίπου 1000 φορές, δε συμβαίνει το ίδιο και με το δείκτη αντίστασης ο οποίος παραμένει σε επίπεδα άνω του 50%.

Ο δείκτης RI δεν επηρεάζεται τόσο από τη διάμετρο του αγγείου της αρτηριακής πλευράς όσο από **τη θέση του στο αρτηριακό δίκτυο**. Ο παλμός ταχύτητας σε αγγεία που τροφοδοτούν δίκτυα με χαμηλή αντίσταση είναι **διφασικός**, με δύο θετικές φάσεις (μία συστολική και μία διαστολική) και ο RI είναι σχετικά χαμηλός. Παραδείγματος χάριν, στην Εικόνα 1.9 φαίνεται ο παλμός ταχύτητας σε μία φυσιολογική έσω καρωτίδα με RI περίπου ίσο με 60%.

Ο παλμός ταχύτητας σε αγγεία που τροφοδοτούν δίκτυα με υψηλή υδραυλική αντίσταση είναι **τριφασικός** (Εικόνα 1.10), με δύο θετικές φάσεις (μία συστολική και μία διαστολική) και μία αρνητική (διαστολική). Η αρνητική φάση, πρακτικά σημαίνει ότι υπάρχει αντιστροφή της ροής κατά τη διάρκεια του



Εικόνα 1.9 Τυπική «διφασική» ροή στην έσω καρωτίδα ICA (Internal Carotid Artery). Μέτρηση με έγχρωμο υπερηχοτομογράφο. Ο δείκτης RI≈ 60%



Εικόνα 1.10 Τυπική «τριφασική» ροή στην επιπολής μηριαία αρτηρία SFA (Saphenofemoral Artery). Μέτρηση με έγχρωμο υπερηχοτομογράφο

καρδιακού κύκλου και έτσι ο RI παίρνει τιμές πάνω από 100% εκτός εάν η αρνητικότερη τιμή κανονικοποιηθεί στο μηδέν, οπότε $RI = 100\%$. Έτσι σε αυτές τις περιπτώσεις προτιμάται ο δείκτης παλμικότητας PI ο οποίος εξ' ορισμού παίρνει πολύ μεγάλες τιμές όταν η μέση ταχύτητα στον καρδιακό κύκλο πλησιάζει το μηδέν.

ΔΙΑΤΑΣΙΜΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ

Η αγγειακή διατασιμότητα (vascular distensibility) είναι η ιδιότητα των αγγείων να διατείνονται όταν αυξάνεται η **διατοιχωματική τους πίεση TP (transmural pressure)** δηλαδή η διαφορά της πίεσης εκατέρωθεν του αγγειακού τοιχώματος. Η διατασιμότητα είναι ένας όρος που χρησιμοποιείται κυρίως περιγραφικά και είναι συνώνυμος με τον όρο **ενδοτικότητα C (Compliance)**, ο οποίος ορίζεται με μαθηματικό τρόπο:

$$C = \frac{\Delta V}{V_i \Delta TP}$$

Όπου V_i ο αρχικός όγκος και ΔV η μεταβολή του όγκου που προκαλείται από μία μεταβολή της διατοιχωματικής πίεσης ΔTP .

Η παραπάνω ιδιότητα της διατασιμότητας των αγγείων οφείλεται στην **ελαστικότητα (elasticity)** των υλικών του αγγειακού τοιχώματος. Η ελαστικότητα στην επιστήμη των υλικών είναι η ιδιότητά τους να επαναφέρουν το αρχικό τους σχήμα ύστερα από παραμορφώσεις που προκαλούνται από την εφαρμογή **τάσης (stress)**. Η τάση στη μηχανική των υλικών είναι μέγεθος ανάλογο με την πίεση στη μηχανική των ρευστών και ορίζεται ως δύναμη ανά επιφάνεια (Newton/m^2). Η ελαστικότητα ενός οποιουδήποτε υλικού μετράται με το **μέτρο ελαστικότητας E (elastic modulus)** ή αλλιώς **μέτρο του Young (Young's modulus)**, το οποίο στην περίπτωση ενός υλικού του οποίου το αρχικό σχήμα μπορεί να προσεγγιστεί ως μονοδιάστατο με αρχικό μήκος L, ορίζεται ως:

$$E = \frac{\tau}{(\Delta L/L)}$$

Όπου τ η εφαρμοζόμενη τάση σε επιφάνεια κάθετη προς το μήκος L και **$\Delta L/L$ η παραμόρφωση μήκους (length strain)**. Από τον παραπάνω ορισμό φαίνεται ότι το μέτρο ελαστικότητας E ορίζεται με τρόπο ανάλογο με τη σταθερά ελατηρίου K σύμφωνα με το νόμο του Hooke, αλλά μετράται σε μονάδες πίεσης. Όσο πιο «σκληρό» το ελατήριο, τόσο πιο μεγάλο το K και άρα η δύναμη F που απαιτείται να προκαλέσει μία ορισμένη μετατόπιση. Όσο πιο «ανελαστικό» το υλικό, τόσο πιο μεγάλο το E και άρα η τάση τ που απαιτείται για να προκαλέσει μία ορισμένη παραμόρφωση.

Στα αγγεία προκαλείται και μικρή παραμόρφωση μήκους αλλά κυρίως μας ενδιαφέρει η προσαρμογή του ορισμού στην περίπτωση κυλινδρικού σχήματος δηλαδή η **παραμόρφωση κυκλικής περιφέρειας $\Delta r/r$ (circumferential strain)** στην οποία περίπτωση το μέτρο ελαστικότητας ορίζεται ως εξής:

$$E = \frac{TP}{(\Delta r/r)}$$

Όπου r η αρχική ακτίνα του αγγείου.

Με βάση τα παραπάνω μπορούμε να κάνουμε δύο σημαντικές παρατηρήσεις. **Πρώτον, το μέτρο ελαστικότητας ενός αγγείου σχετίζεται με αντίστροφο τρόπο με την ενδοτικότητα.** Ένα «ανελαστικό» αγγείο με μεγάλο μέτρο E παρουσιάζει μικρή ενδοτικότητα C, ενώ ένα αγγείο με εύκαμπτα τοιχώματα και μικρό E παρουσιάζει μεγάλη ενδοτικότητα. Εδώ θα πρέπει να σημειωθεί επιπλέον ότι το μέτρο E δεν είναι μόνο «παθητική» ιδιότητα των αγγειακών τοιχωμάτων, αλλά μπορεί να επηρεάζεται και «ενεργητικά» από τη σύσπαση (αύξηση του E) ή χαλάρωση (μείωση του E) των λείων μυών που βρίσκονται στον ενδιάμεσο χιτώνα των αγγείων.

Δεύτερον, δημιουργείται η εντύπωση ότι το μέτρο ελαστικότητας των αγγείων είναι σταθερό, δηλαδή ότι η σχέση διατοιχωματικής πίεσης TP και παραμόρφωσης $\Delta r/r$ είναι γραμμική (linear stress-strain curve). Πράγ-

ματι έτσι ορίζεται το E και αυτό ισχύει για τα «απλά» ελαστικά υλικά, αλλά όχι και για τα τοιχώματα των αγγείων τα οποία αποτελούνται από ένα πλέγμα σύνθετων βιολογικών υλικών και στα οποία το μέτρο ελαστικότητας E δεν είναι σταθερό για διάφορες τιμές τάσης-παραμόρφωσης. Έτσι έχουν προταθεί πιο σύνθετες σχέσεις που λαμβάνουν υπόψη το μέγεθος της ακτίνας καθώς και το πάχος των αγγείων, όπως η παρακάτω για τις αρτηρίες:

$$E(r_i, r_o) = \frac{3r_o^2}{2(r_o^2 - r_i^2)} \frac{TP}{(\Delta r_i / r_i)}$$

Όπου r_i και r_o είναι η εσωτερική και η εξωτερική ακτίνα του αγγείου αντίστοιχα.

ΥΔΡΑΥΛΙΚΗ ΕΜΠΕΔΗΣΗ

Στα παραπάνω, η περιφερειακή αντίσταση ροής του κυκλοφορικού συστήματος προσομοιώθηκε με μία υδραυλική αντίσταση PR . Στην πραγματικότητα, κάθε αγγείο (όπως αυτό της Εικόνας 1.4) παρουσιάζει μία ενδοτική και μία αδρανειακή συμπεριφορά και επομένως η **αντίσταση ροής είναι μιγαδικού τύπου (σύνθετη υδραυλική αντίσταση ή υδραυλική εμπέδηση Z_γ)** το οποίο σημαίνει ότι το μέτρο και η φάση της εξαρτώνται από τη συχνότητα της ροής f . Επομένως, για το σύνολο αγγείων που «βλέπει» η καρδιά (Εικόνα 1.8) μπορεί να ορισθεί η **περιφερειακή εμπέδηση PZ (Peripheral Impedance)** πάλι ως ο λόγος της συστημικής πίεσης προς την αιματική ροή της αορτής, μόνο που τώρα όλες οι ποσότητες είναι συναρτήσεις της συχνότητας:

$$PZ(f) = \frac{BP(f)}{Q(f)}$$

Η **χαρακτηριστική εμπέδηση (characteristic impedance)** ορίζεται με βάση τις ιδιότητες μετάδοσης και ανάκλασης των κυμάτων ενός αγγείου και είναι γενικά συνάρτηση της συχνότητας, του ιξώδους, της γεωμετρίας και της ελαστικότητας. Στην περίπτωση μίας μεγάλης αρτηρίας όπως είναι η αορτή, έχειδειχθεί ότι η χαρακτηριστική εμπέδηση είναι σταθερή, δηλαδή ανεξάρτητη της συχνότητας. Αυτό οφείλεται στις αντίθετες δράσεις των αδρανειακών και ενδοτικών χαρακτηριστικών αυτών των αγγείων.

Η πτώση του μέτρου της PZ πάνω από 10 φορές από τα 0 Hz στα 1.1 Hz που λειτουργεί η καρδιά, οφείλεται στη μεγάλη **ενδοτικότητα της αορτής (άρα το μέτρο της PZ μεταβάλλεται ανάλογα με το μέτρο E)** και των υπόλοιπων μεγάλων αρτηριών και δείχνει το τεράστιο ποσό ενέργειας που εξοικονομείται από την «παλμική» λειτουργία της καρδιάς σε σύγκριση με αυτό που θα απαιτούσε μία «συνεχής» λειτουργία. Με την πάροδο της ηλικίας αυξάνει το μέτρο E των αρτηριακών τοιχωμάτων, άρα ελαττώνεται η ενδοτικότητα C (περίπου υποτριπλασιάζεται) και επομένως αυξάνεται η εμπέδηση PZ και ο παλμός πίεσης.

Επίσης, θα πρέπει να σημειωθεί ότι το ελάχιστο της PZ παρουσιάζεται περίπου στην 3η αρμονική της βασικής καρδιακής συχνότητας, πράγμα που υποδεικνύει ότι το καρδιαγγειακό σύστημα έχει βελτιστοποιηθεί ενεργειακά για την περίπτωση της **έντονης καρδιακής άσκησης**. Αυτή η άποψη υποστηρίζεται και από πειραματικά δεδομένα θηλαστικών με μεγαλύτερο καρδιακό ρυθμό από τον άνθρωπο.

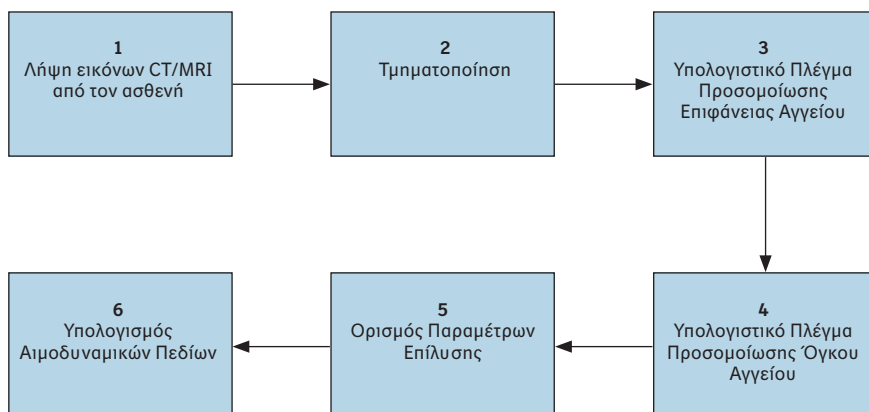
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΗ ΣΤΟΝ ΑΣΘΕΝΗ

Η ακριβής περιγραφή της αιματικής ροής στα αγγεία του ανθρώπινου σώματος, είναι ένα κλασικό πρόβλημα της **υπολογιστικής ρευστομηχανικής** (CFD, Computational Fluid Mechanics). Πρόσφατες εξελίξεις στην τεχνολογία των ηλεκτρονικών υπολογιστών και των ψηφιακών ιατρικών απεικονιστικών τεχνικών, έδωσαν τη δυνατότητα προσομοίωσης της πραγματικής γεωμετρίας των αγγείων και της αιματικής ροής με βάση κλινικές εικόνες (patient based vascular models and patient based CFD).

Σε αυτό το τελευταίο μέρος του κεφαλαίου θα παρουσιαστούν συνοπτικά τα βασικά βήματα με τα οποία γίνεται η υπολογιστική προσομοίωση των αγγείων και ο υπολογισμός των βασικών αιμοδυναμικών παραμέτρων χρησιμοποιώντας ψηφιακές κλινικές εικόνες. Αυτά τα βήματα φαίνονται συνοπτικά στην Εικόνα 1.11.

1. Λήψη εικόνων από τον ασθενή

Η λήψη εικόνων ενός μεγάλου αγγείου (καρωτίδα, αορτή κτλ) γίνεται συνήθως με μία από τις κλασικές απεικονιστικές τεχνικές του ακτινολογικού τμή-



Εικόνα 1.11 Συνοπτικά βήματα για την προσομοίωση ανθρώπινων αγγείων και τον υπολογισμό αιμοδυναμικών πεδίων μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή

ματος, όπως είναι η υπολογιστική τομογραφία ακτίνων Χ ή CT (Computed Tomography) και η μαγνητική τομογραφία πυρηνικού συντονισμού ή MRI (Magnetic Resonance Imaging).

Μειονεκτήματα της CT είναι η χρήση σκιαγραφικού υλικού για την απεικόνιση των αγγείων και η επιβάρυνση του ασθενούς με μεγάλη σχετικά δόση ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Πλεονέκτημα της CT είναι ότι γενικά δίνει καλύτερη χωρική διακριτική ικανότητα στις τομές σε σχέση με την τεχνική MRI.

2. Τμηματοποίηση

Η τμηματοποίηση (segmentation) είναι ένας γενικός όρος της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας που αφορά το διαχωρισμό σε μία εικόνα εκείνων των εικονοστοιχείων (pixels) που ανήκουν στο αντικείμενο που μας ενδιαφέρει και το οποίο στην προκειμένη περίπτωση είναι κάποιο αγγείο.

Ο διαχωρισμός των επιθυμητών περιοχών μιας ψηφιακής εικόνας μπορεί να γίνει χειροκίνητα, με καθορισμό κατωφλίου φωτεινότητας και με άλλες πιο σύνθετες μεθόδους.

3. Υπολογιστικό πλέγμα προσομοίωσης επιφάνειας του αγγείου

Το υπολογιστικό πλέγμα της επιφάνειας του αγγείου αποτελείται από δισδιάστατα (2D) στοιχεία (elements) ή κελιά (cells) και περιγράφει μία επιφάνεια στον τρισδιάστατο χώρο. Επομένως, η διάστασή του είναι ανάμεσα στις 2 και 3 διαστάσεις και για αυτό το λόγο πολλές φορές ονομάζεται και 2.5D πλέγμα.

Για να κατασκευαστεί το επιφανειακό πλέγμα στον ηλεκτρονικό υπολογιστή θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί μία κατάλληλη τεχνική αναδόμησης επιφάνειας από τα δεδομένα των 2 διαστάσεων (τμηματοποιημένες εικόνες).

Τα υπολογιστικά πλέγματα χωρίζονται σε δύο κατηγορίες: τα δομημένα και τα μη δομημένα πλέγματα. Στα **δομημένα πλέγματα (structured meshes)** κάθε κόμβος συνδέεται με σταθερό αριθμό άλλων κόμβων και επομένως υπάρχει ένα επαναλαμβανόμενο μοτίβο. Στα **μη δομημένα πλέγματα (unstructured meshes)** ο αριθμός των γειτονικών κόμβων δεν είναι σταθερός και επομένως απαιτείται η αποθήκευση στον ηλεκτρονικό υπολογιστή επιπλέον πληροφορίας για την ταυτοποίηση των γειτονικών κόμβων.

4. Υπολογιστικό πλέγμα προσομοίωσης όγκου του αγγείου

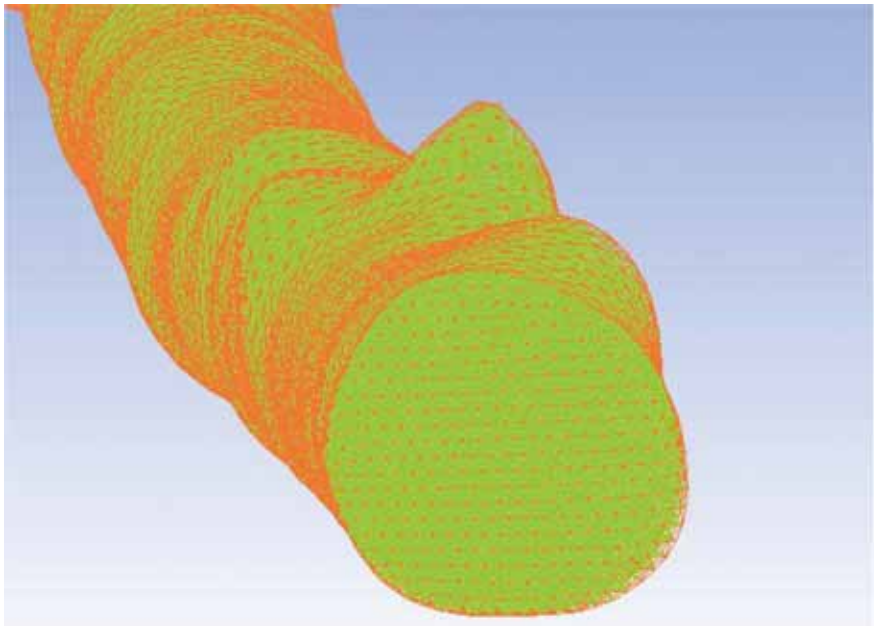
Για την κατασκευή του πλέγματος όγκου πρέπει να χρησιμοποιηθεί μία ειδική ομάδα αλγορίθμων η οποία ξεκινά από το επιφανειακό πλέγμα και μετά γεμίζει το εσωτερικό του αγγείου με στοιχεία όγκου (volume elements or 3D elements). Αυτοί οι αλγόριθμοι ονομάζονται **αλγόριθμοι από επιφάνεια σε**

εσωτερικό χώρο (surface to interior algorithms). Το πόσο αποτελεσματικοί είναι αυτοί οι αλγόριθμοι εξαρτάται από την ποιότητα των στοιχείων όγκου που αποτελούν το τελικό πλέγμα.

Ένα παράδειγμα πλέγματος όγκου ενός τμήματος ανθρώπινης κοιλιακής αορτής φαίνεται στην Εικόνα 1.12. Το συνολικό πλέγμα αποτελείται από 296.565 στοιχεία όγκου, αλλά στην εικόνα φαίνεται μόνο ένα κομμάτι του πλέγματος με ένα χαρακτηριστικό εξόγκωμα που ίσως να χαρακτηρίζει ένα πρώιμο «ανεύρυσμα».

5. Ορισμός Παραμέτρων Επίλυσης

Αφού ορίστηκαν τα σημεία του χώρου στα οποία θα λυθούν οι μερικές διαφορικές εξισώσεις, το επόμενο βήμα είναι ο ορισμός των αρχικών και συνοριακών συνθηκών καθώς και διαφόρων άλλων παραμέτρων, ανάλογα με την ευελιξία που μας παρέχει το εκάστοτε πρόγραμμα. Κλασικές τέτοιες παράμετροι είναι η πυκνότητα, η θερμοκρασία, το ιξώδες, η στατική πίεση και η υλική σχέση του αίματος (Νευτώνιο ή όχι), καθώς επίσης και κάποιο μοντέλο τύρβης και το αν θεωρούμε μόνιμη ή μη μόνιμη την αιματική ροή.



Εικόνα 1.12 Τμήμα πλέγματος όγκου που προσομοιάζει τμήμα της κοιλιακής αορτής. Φαίνεται πιθανό ανευρυσματικό εξόγκωμα

ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΙΣ ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

2

LABROPOULOS NICOS, ΓΙΑΝΝΟΥΚΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ

Ο υπέρηχος είναι ένα επίμηκες μηχανικό κύμα που χρειάζεται κάποιο μέσο προκειμένου να μεταδοθεί. Υπάρχουν επτά αρχές που είναι σημαντικές για την κατανόηση της λειτουργίας των υπερήχων:

- 1. Συχνότητα (F):** ο αριθμός των γεγονότων ανά μονάδα χρόνου και για τους υπερήχους είναι κύκλοι/ sec. Η μονάδα μέτρησης είναι τα Hz ενώ $1 \text{ Hz} = 1$ κύκλος/ sec.
- 2. Περίοδος (T):** ο χρόνος που απαιτείται για να συμπληρωθεί ένας κύκλος και υπολογίζεται σε δευτερόλεπτα. Η περίοδος και η συχνότητα είναι αμοιβαία μεγέθη, δηλαδή $F = 1/T$ και $T = 1/F$.
- 3. Μήκος κύματος (λ):** το μήκος του κύματος που υπολογίζεται σε mm.
- 4. Ταχύτητα διάδοσης (C):** η ταχύτητα με την οποία ταξιδεύει ο υπέρηχος σε ένα μέσο διάδοσης (m/s).

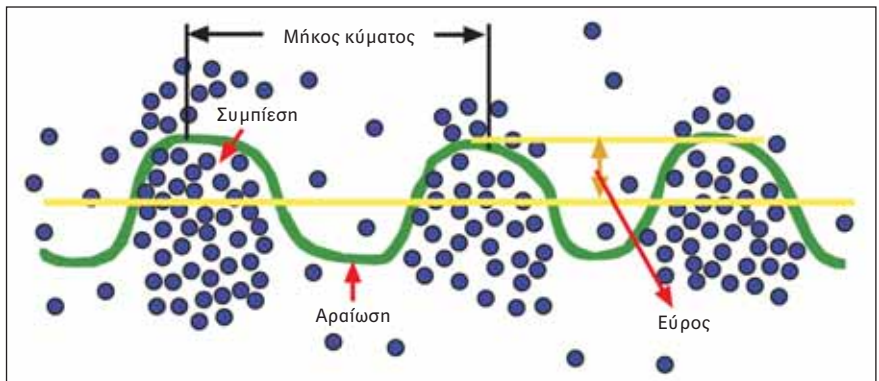
Η ταχύτητα διάδοσης, η συχνότητα και το μήκος κύματος σχετίζονται μεταξύ τους όπως φαίνεται από την παρακάτω εξίσωση:

$$\lambda = C/F$$

Η ταχύτητα του ήχου εξαρτάται από το μέσο διάδοσης διαμέσου του οποίου διέρχονται τα κύματα. Πρόκειται για τη θεμελιώδη αρχή των υλικών. Η ταχύτητα του ήχου είναι ανάλογη της τετραγωνικής ρίζας του λόγου του μέτρου ελαστικότητας (ακαμψία) του μέσου διάδοσης ως προς την πυκνότητά του. Αυτές οι φυσικές ιδιότητες και η ταχύτητα του ήχου αλλάζουν με τις περιβαλλοντικές συνθήκες. Η ταχύτητα του ήχου στα αέρια εξαρτάται από τη θερμοκρασία. Σε 20°C στην επιφάνεια της θάλασσας, η ταχύτητα του ήχου είναι περίπου 343 m/s . Στο γλυκό νερό επίσης 20°C , η ταχύτητα του ήχου είναι περίπου $1,482 \text{ m/s}$. Στο ασάλι, η ταχύτητα του ήχου είναι περίπου $5,960 \text{ m/s}$.



Εικόνα 2.1 Τα F/A-18 του Αμερικάνικου ναυτικού στόλου διασπούν το ηχητικό φράγμα. Η λευκή άλως σχηματίζεται από πυκνές σταγόνες νερού οι οποίες θεωρείται ότι προκαλούνται από την πτώση της πίεσης του αέρα γύρω από το αεροσκάφος



Σχήμα 2.1 Το μέγεθος των ηχητικών κυμάτων και των ακουστικών σημάτων (το οποίο σχετίζεται με την ένταση του ήχου) κλασικά αναφέρεται στο μέγεθος της πίεσης του αέρα στο κύμα, αλλά μερικές φορές το μέγεθος της μετατόπισης είναι αυτό που περιγράφεται (κινήσεις του αέρα ή του διαφράγματος του ομιλητή). Ο λογάριθμος του τετραγώνου του μεγέθους κύματος συνήθως μετρείται σε dB. Η ηχογένεια συνδέεται με το μέγεθος του κύματος και την ένταση, και είναι μία από τις πιο βασικές ιδιότητες του ήχου, παρόλο που σε γενικούς ήχους διακρίνεται ανεξάρτητα από το μέγεθος του κύματος. Το τετράγωνο του μεγέθους κύματος είναι ανάλογο με την ένταση του κύματος

- 5. Ισχύς (P):** το ποσό της ενέργειας που παράγεται ή μεταφέρεται ανά μονάδα χρόνου (W, Watt)

$$1 \text{ W} = 1 \frac{\text{J}}{\text{s}} = 1 \frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2}{\text{s}^3} = 1 \frac{\text{N} \cdot \text{m}}{\text{s}}$$

- 6. Ένταση (I):** είναι η συγκέντρωση της ισχύος ανά μονάδα χώρου (Watt/m²) $I=P/A$
- 7. Εύρος κύματος (A):** είναι η μέγιστη μεταβολή του ήχου όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. Είναι ακόμη γνωστό ως μονάδα μέτρησης του ποσού της ενέργειας σε μία ηχητική κυματομορφή.

ΑΚΟΥΣΤΙΚΗ ΑΝΤΙΣΤΑΣΗ

Ο ήχος ταξιδεύει διαμέσου των υλικών υπό την επίδραση της πίεσης του ήχου. Επειδή τα μόρια ή τα άτομα ενός στερεού σώματος είναι ελαστικά συνδεδεμένα το ένα στο άλλο, η υπερβολική πίεση έχει ως αποτέλεσμα τη μετάδοση του κύματος μέσα στο στερεό. Η ακουστική αντίσταση (Z) ενός υλικού ορίζεται από το γινόμενο της πυκνότητας (ρ) και της ταχύτητας διάδοσης (C) και μετριέται σε Rayl.

$$Z=\rho C$$

Η ακουστική αντίσταση είναι σημαντική για τον προσδιορισμό της ακουστικής μετάδοσης και της ανάκλασης στη διαχωριστική επιφάνεια δύο υλικών που έχουν διαφορετική ακουστική αντίσταση. Όταν ένα υπερηχητικό κύμα διαπερνά τη διαχωριστική επιφάνεια μεταξύ δύο ιστών με διαφορετική ακουστική αντίσταση (Z), το κύμα διασπάται σε 2 συστατικά και η ενέργεια των ανακλώμενων συστατικών σχετίζεται ευθέως με την ακουστική αντίσταση (Z). Όσο μεγαλύτερη είναι η ακουστική αντίσταση (Z) τόσο πιο πυκνό είναι το υλικό και όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά της ακουστικής αντίστασης μεταξύ δύο παρακείμενων ιστών τόσο πιο ανακλαστική θα είναι η διαχωριστική τους επιφάνεια. Η ακουστική αντίσταση είναι πολύ υψηλή μεταξύ αέρα ή οστού και άλλων ιστών του ανθρώπινου σώματος, και συνεπώς, δε διαπερνά αρκετή ενέργεια αυτές τις διαχωριστικές επιφάνειες και άρα δε συλλέγεται κάποια σημαντική πληροφορία για τα όργανα που βρίσκονται πίσω από αυτά. Η ακουστική αντίσταση ακόμη προσδιορίζει τη φωτεινότητα των ιστών. Όσο πιο πυκνό και άκαμπτο είναι το υλικό τόσο μεγαλύτερη είναι η ακουστική αντίσταση και έτσι η εικόνα είναι πιο φωτεινή. Αυτό εξηγεί γιατί το αίμα στον αυλό του αγγείου ή το ρευστό σε μια κύστη φαίνεται σκοτεινό αφού έχει χαμηλή ακουστική αντίσταση, ενώ τα οστά ή τα μέταλλα εμφανίζονται φωτεινά αφού έχουν πολύ υψηλή ακουστική αντίσταση.

Το φαινόμενο Doppler χρησιμοποιείται για την ανίχνευση της κίνησης και της κατεύθυνσης. Χρησιμοποιείται στην καθημερινή πρακτική και την έρευνα για τη μελέτη των αιμοφόρων αγγείων και των ιστών. Ακολουθεί μια σύντομη αφήγηση των σημαντικότερων ανακαλύψεων.

ΔΟΠΛΕΡ ΚΑΙ ΕΓΧΡΩΜΗ ΔΟΠΛΕΡ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΤΕΧΝΙΚΗΣ ΑΡΤΙΟΤΗΤΑΣ, ΕΡΜΗΝΕΙΑ ΚΑΙ ΑΙΤΙΕΣ ΣΦΑΛΜΑΤΩΝ

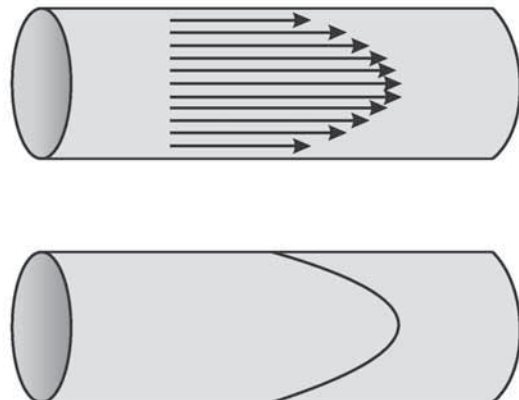
3

ΚΑΡΔΟΥΛΑΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ, ΚΑΤΣΑΜΟΥΡΗΣ ΑΣΤΕΡΙΟΣ

Η σωστή ερμηνεία και εξαγωγή πληροφοριών από τις κυματομορφές Doppler προϋποθέτει τη γνώση και κατανόηση τόσο των αρχών του φαινομένου Doppler όσο και των αρχών οι οποίες διέπουν τη ροή του αίματος στα αγγεία. Με γνώμονα τα ανωτέρω, στις επόμενες σελίδες γίνεται μια προσπάθεια προσέγγισης των κανόνων οι οποίοι διέπουν την ερμηνεία της Doppler απεικόνισης και των λαθών που μπορεί να προκύψουν από την εφαρμογή της συγκεκριμένης μεθοδολογίας.

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΡΟΗΣ

Αποτέλεσμα της ροής του αίματος μέσα σε ένα αγγείο είναι η ανάπτυξη φαινομένων τριβής των στερεών συστατικών του αίματος δηλαδή των ερυθρών αιμοσφαιρίων με τα τοιχώματα του αγγείου. Η παρουσία της τριβής έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση της ταχύτητας του αίματος κοντά στα τοιχώματα. Στην Εικόνα 3.1 φαίνεται η



Εικόνα 3.1 Ροή του αίματος κατά
στοιβάδες

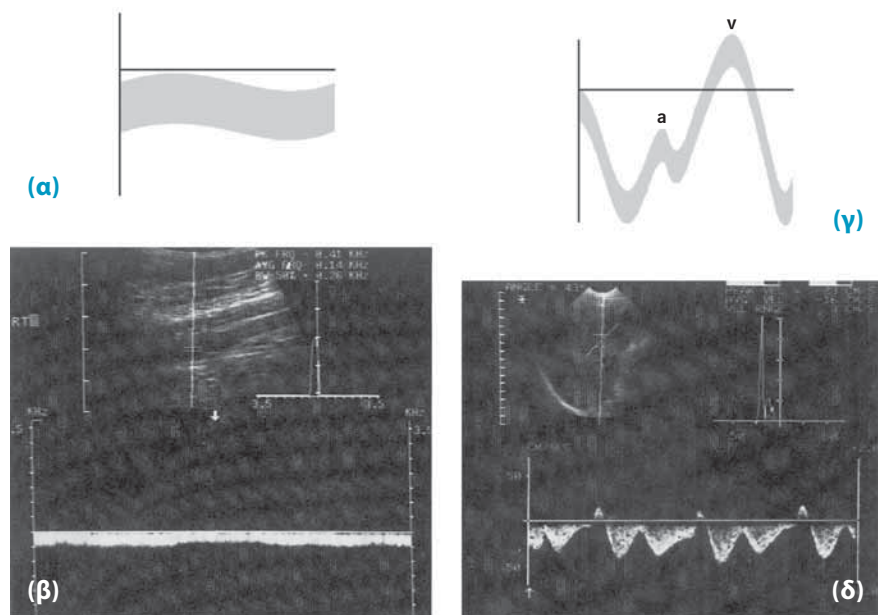
χαρακτηριστική κατά στοιβάδες ροή του αίματος με μεγαλύτερες ταχύτητες στο κέντρο και μικρότερες κοντά στα τοιχώματα του αγγείου.

ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΗ ΦΛΕΒΙΚΗ ΡΟΗ

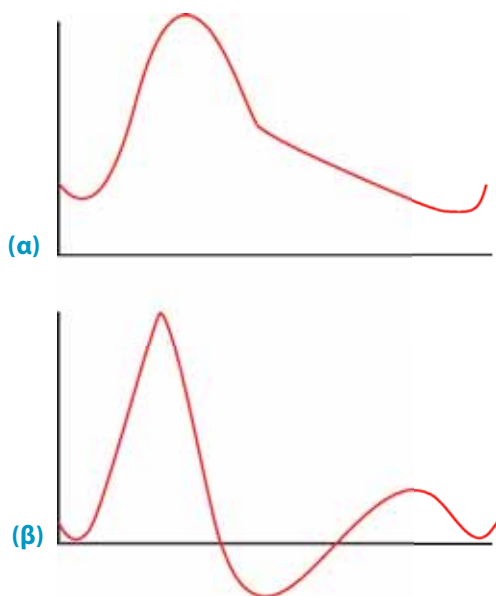
Στις περιφερικές φλέβες η ροή του αίματος είναι σχεδόν συνεχής με χαμηλή ταχύτητα κίνησης, η οποία δεν υπερβαίνει τα 2-3 cm/sec. Στις κεντρικότερες φλέβες, όπως η σφαγίτιδα, η λαγόνιος φλέβα, η κάτω κοίλη φλέβα κλπ, η ροή επηρεάζεται σε ένα βαθμό από την καρδιακή λειτουργία και συγκεκριμένα από τις μεταβολές της πίεσεως στις δεξιές κοιλότητες της καρδιάς (Εικόνα 3.2). Επιπρόσθετα, η ροή επηρεάζεται και από τις αναπνευστικές κινήσεις. Ο βαθμός επηρεασμού είναι διαφορετικός από άνθρωπο σε άνθρωπο αλλά γενικότερα τα φαινόμενα είναι πιο έντονα στις φλέβες οι οποίες βρίσκονται πλησιέστερα στη καρδιά. Ο υπολογισμός του όγκου ροής γίνεται με τη θεωρηση ότι το αγγείο είναι στρογγυλό και ενώ αυτό ισχύει για τις αρτηρίες, δεν ισχύει πάντα για τις φλέβες οι οποίες αλλάζουν σχήμα (κυρίως οι επιπολής φλέβες) από την εξωτερική πίεση του ηχοβολέα.

ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΗ ΑΡΤΗΡΙΑΚΗ ΡΟΗ

Η ροή αίματος στις αρτηρίες είναι πολύπλοκη. Το αρτηριακό τοίχωμα είναι ελαστικό και διατείνεται καθώς το συστολικό κύμα ταξιδεύει κατά μήκος της



Εικόνα 3.2 Μεταβολές ροής οφειλόμενες στις μεταβολές πίεσεως στις δεξιές κοιλότητες της καρδιάς

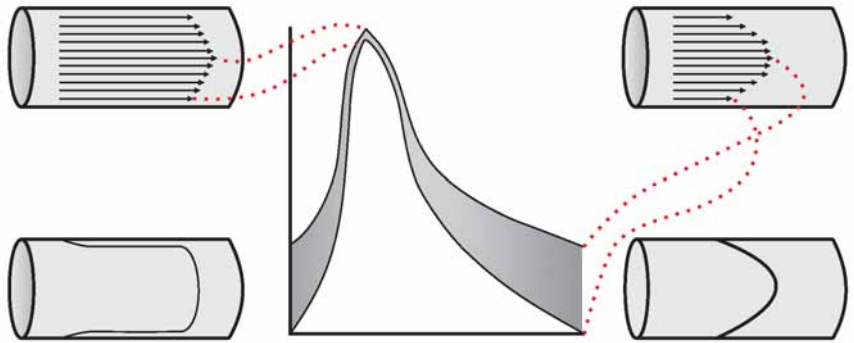


Εικόνα 3.3 (α) Ροή σε αρτηρία με χαμηλές περιφερικές αντιστάσεις. (β) Ροή σε αρτηρία με υψηλές περιφερικές αντιστάσεις

αρτηρίας. Το εμβαδόν της εγκάρσιας τομής της αρτηρίας μεγαλώνει κατά 20-25%. Ταυτόχρονα υπάρχει ακτινική κίνηση του αίματος για να καταληφθεί το δημιουργούμενο κενό.

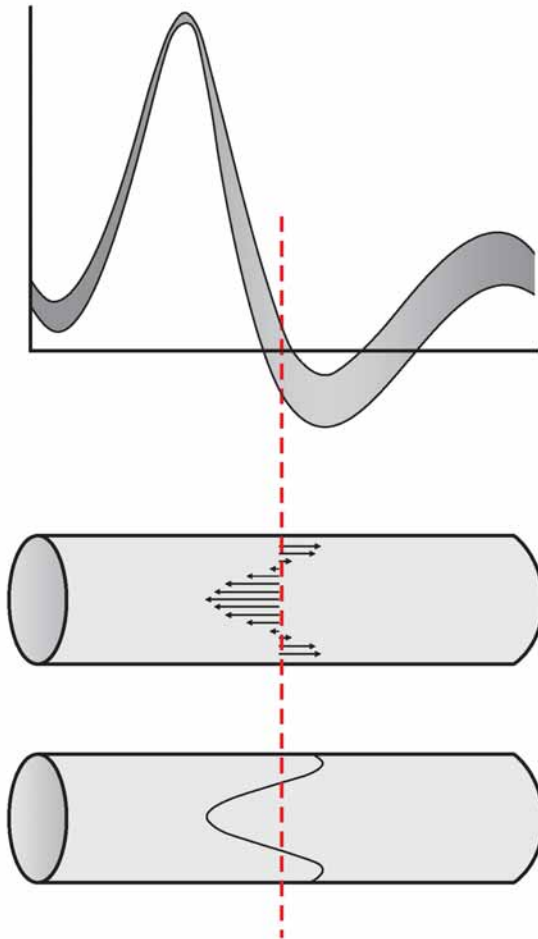
Κατά τη μελέτη της ροής και στον υπολογισμό της ταχύτητας κίνησης του αίματος με τη μέθοδο Doppler δε λαμβάνεται υπ' όψιν η μεταβολή της διαμέτρου του αγγείου και η ακτινική κίνηση του αίματος.

Στην Εικόνα 3.3 φαίνονται οι κυματομορφές οι οποίες αντιστοιχούν σε ροή σε αρτηρίες με χαμηλή περιφερική αντίσταση (α) και υψηλή αντίστοιχα (β). Κατά τη συστολική φάση η κυματομορφή χαρακτηρίζεται από ταχεία άνοδο, η οποία ακολουθείται από ταχεία κάθοδο στην αρχή της διαστολικής φάσης. Η ροή του αίματος κατά τη διαστολική φάση επηρεάζεται από παράγοντες όπως η αιμοδυναμική της καρδιάς, η κατάσταση του αρτηριακού τοιχώματος και η φύση του αρτηριακού δικτύου που τροφοδοτείται από την υπό μελέτη αρτηρία. Η κυματομορφή α αντιστοιχεί σε αρτηρία η οποία τροφοδοτεί δίκτυο με χαμηλή περιφερική αντίσταση (εγκέφαλος, νεφρά), ενώ η β αντιστοιχεί σε αρτηρία η οποία τροφοδοτεί δίκτυο με υψηλή περιφερική αντίσταση (περιφερικές αρτηρίες). Στη φάση της διαστολής, η παρουσία των τριβών έχει σαν αποτέλεσμα μεγαλύτερη μείωση της ταχύτητας κοντά στα τοιχώματα και μεταβολή του προφίλ της ταχύτητας (Εικόνα 3.4). Στις αρτηρίες οι οποίες τροφοδοτούν δίκτυα υψηλής περιφερικής αντίστασης σε ορισμένες φάσεις του καρδιακού κύκλου παρατηρείται ταυτόχρονη κίνηση του αίματος και προς τις δύο κατευθύνσεις (Εικόνα 3.5).



Εικόνα 3.4 Μεταβολή ταχυτήτων στον καρδιακό κύκλο

3



Εικόνα 3.5 Ταυτόχρονη κίνηση του αίματος και προς τις δύο κατευθύνσεις