

# Αρτηριακή Πίεση

ΙΩΑΝΝΗΣ ΓΚΕΚΑΣ

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης χρησιμοποιείται κλινικά σαν δείκτης της αιμάτωσης των οργάνων που είναι και το πραγματικό ζητούμενο. Οι μέθοδοι μέτρησης χωρίζονται σε μη επεμβατικές και επεμβατικές. Η επιλογή της κατάλληλης μεθόδου εξαρτάται κάθε φορά από τη σχέση των κινδύνων προς τα οφέλη κατά την εφαρμογή της.

Το σύστημα της άμεσης μέτρησης της αρτηριακής πίεσης διέπεται από φυσικές αρχές των κλινικών μετρήσεων ενώ η ακριβής άμεση μέτρηση της, απαιτεί ιδιαίτερη προσοχή στη διαδικασία μηδενισμού και στην επιλογή του ύψους του επιπέδου μέτρησης της πίεσης, που είναι συνήθως η μέση μασχάλιαία γραμμή. Το μηδενικό σημείο και το επίπεδο του μορφομετατροπέα πρέπει να ελέγχονται συχνά, ειδικά όταν μεταβάλλεται η θέση του ασθενούς ή του μορφομετατροπέα καθώς και όταν συμβαίνουν απότομες μεταβολές στην αρτηριακή πίεση.

Από τη μελέτη του αρτηριογράμματος προκύπτουν πολύτιμα συμπεράσματα που αφορούν αιμοδυναμικές μεταβλητές. Επίσης, καθώς το αρτηριακό κύμα διαδίδεται από την αορτή προς την περιφέρεια, συμβαίνουν ορισμένες χαρακτηριστικές μεταβολές στην αρτηριακή κυματομορφή. Το βασικό αίτιο αυτών των μεταβολών είναι η ανάκλαση των σφυγμικών κυμάτων στο αρτηριακό τοίχωμα.

**Λέξεις Κλειδιά:** Αρτηριακή πίεση, Αιμοδυναμική

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι ρυθμικές συστολές της αριστερής κοιλίας οδηγούν σε περιοδικώς αυξομειούμενη αρτηριακή πίεση. Η μέγιστη πίεση που δημιουργείται κατά τη διάρκεια της συστολικής σύσπασης είναι η **συστολική αρτηριακή πίεση (ΣΑΠ)**, ενώ η χαμηλότερη πίεση κατά τη διάρκεια της διαστολικής χάλασης είναι η **διαστολική αρτηριακή πίεση (ΔΑΠ)**. Πίεση σφυγμού είναι η διαφορά μεταξύ των συστολικών και διαστολικών πιέσεων. Η αναγόμενη στο χρόνο μέση τιμή των αρτηριακών πιέσεων κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου είναι η **μέση αρτηριακή πίεση (ΜΑΠ)**, η οποία μπορεί να προσδιοριστεί από τον τύπο:

$$\text{ΜΑΠ} = (\text{ΣΑΠ} + 2\text{ΔΑΠ}) / 3$$

Η διατήρηση αιμοδυναμικής σταθερότητας και η

εξασφάλιση επαρκούς προσφοράς οξυγόνου στα διάφορα όργανα αποτελεί έναν από τους βασικούς στόχους κατά την χορήγηση αναισθησίας. Η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης αποτελεί έμμεσο τρόπο εκτίμησης της άρδευσης των επιμέρους οργάνων αλλά τον μόνο κλινικά εφαρμόσιμο.

Το monitoring της αρτηριακής πίεσης διακρίνεται σε μη επεμβατικό (ακρόαση, ψηλάφηση, ταλαντωσιμετρία, Doppler, πληθυσμογραφία) και επεμβατικό (καθετηριασμός αρτηρίας).

## MONITORING ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΚΗΣ ΠΙΕΣΗΣ

### Μη επεμβατικό monitoring της αρτηριακής πίεσης

Οι συχνότερα χρησιμοποιούμενες μέθοδοι είναι η ακροαστική (το κλασικό πιεσόμετρο) και η ταλαντωσιμετρία.

**Ακροαστική μέθοδος:** Πλήρωση της περιχειρίδας σε τιμή πίεσης μεταξύ της συστολικής και διαστολικής θα προκαλέσει μερική σύμπτωση των τοιχωμάτων της αρτηρίας, δημιουργώντας στροβιλώδη ροή και τους χαρακτηριστικούς ήχους Korotkoff. Αυτοί οι ήχοι ακούγονται μέσω ενός στηθοσκοπίου στο ύψος του κάτω τριτημορίου της περιχειρίδας ή λίγο περιφερικότερα. Ενίοτε οι ήχοι Korotkoff δεν ακούγονται σε τμήμα του εύρους συστολικής και διαστολικής πίεσης. Αυτό λέγεται ακροαστικό χάσμα, είναι πολύ συχνό στους υπεртаσικούς και μπορεί να οδηγήσει σε εσφαλμένη τιμή ΔΑΠ. Επίσης, μπορεί να εμφανιστεί κατά τη διάρκεια επεισοδίων υπότασης ή έντονης περιφερικής αγγειοσύσπασης.

**Ταλαντωσιμετρία (Oscillometry):** Βασίζεται στην ανίχνευση στον αεροθάλαμο της περιχειρίδας των ταλαντώσεων που προκαλούν οι μεταβολές της πίεσης στην αρτηρία. Οι ταλαντώσεις αυτές είναι μικρές όταν η περιχειρίδα έχει πληρωθεί πάνω από τη συστολική πίεση. Όταν όμως η πίεση της περιχειρίδας ελαττώνεται στα επίπεδα της συστολικής πίεσης, οι σφύξεις μεταδίδονται σε όλη την περιχειρίδα και οι ταλαντώσεις αυξάνουν σημαντικά. Οι μεγαλύτερες ταλαντώσεις εμφανίζονται στο επίπεδο της ΜΑΠ, κάτω από την οποία οι ταλαντώσεις μειώνονται<sup>1</sup>. Τα αυτοματοποιημένα monitors της αρτηριακής πίεσης μετρούν ηλεκτρονικά τις πιέσεις στις οποίες το εύρος των ταλαντώσεων μεταβάλλεται. Η συστολική, μέση και διαστολική πίεση προσδιορίζονται από ένα μικροεπεξεργαστή με τη χρησιμοποίηση ενός αλγορίθμου. Συνήθως η ΣΑΠ μετράται σε σημείο μεταξύ 25 - 50% του μέγιστου εύρους ταλαντώσεων, ενώ η ΔΑΠ περίπου στο 80% αυτού του εύρους. Η ταχύτητα, η ακρίβεια και η ευκολία στη χρήση έχουν καταστήσει την ταλαντωσιμετρία μέθοδο εκλογής για τη μη επεμβατική μέτρηση της αρτηριακής πίεσης στο χειρουργείο<sup>2</sup>.

**Οι ενδείξεις:** πρακτικά κάθε αναισθησία γενική ή περιοχική είναι απόλυτη ένδειξη για μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Οι τεχνικές και η συχνότητα των μετρήσεων εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από την κατάσταση του ασθενούς και τον τύπο της επέμβασης. Ακροαστική ή ταλαντωσιμετρική μέτρηση κάθε 3-5 λεπτά επαρκεί στις περισσότε-

ρες περιπτώσεις.

**Οι αντενδείξεις:** τεχνικές με περιχειρίδα είναι καλύτερο να αποφεύγονται σε άκρα με αγγειακές ανωμαλίες (π.χ. shunt αιμοκάθαρσης) ή ενδοφλέβιες γραμμές, καθώς και σε άκρα που χειρουργούνται<sup>1</sup>.

Ορισμένα τεχνικά στοιχεία είναι απαραίτητα για την ακριβή μέτρηση της αρτηριακής πίεσης με τις μη επεμβατικές μεθόδους. Το πλάτος της περιχειρίδας πρέπει να είναι τουλάχιστο 20% μεγαλύτερο από τη διάμετρο του βραχίονα και να μην περιέχει αέρα κατά την τοποθέτησή του. Μικρές περιχειρίδες οδηγούν σε υπερεκτίμηση της αρτηριακής πίεσης. Ρυθμός αποσυμπίεσης της περιχειρίδας μεγαλύτερος από 3mmHg / sec μπορεί να οδηγήσει σε υποεκτίμηση της αρτηριακής πίεσης, ειδικά σε χαμηλούς καρδιακούς ρυθμούς. Η ταλαντωσιμετρία επηρεάζεται από κινήσεις του χεριού του ασθενούς, τρόμο, ρίγος καθώς και από εξωτερική συμπίεση της περιχειρίδας (π.χ. από χειρουργό ή νοσηλεύτη). Τέλος, οι μη επεμβατικές τεχνικές υπόκεινται σε περιορισμούς κάτω από συγκεκριμένες παθολογικές καταστάσεις, όπως ταχείες μεταβολές της αρτηριακής πίεσης, αρρυθμίες, shock<sup>3,4,5,6</sup>.

**Οι επιπλοκές:** Επαναλαμβανόμενη πλήρωση της περιχειρίδας σε πολύ σύντομα χρονικά μεσοδιαστήματα μπορεί να προκαλέσει παραλύσεις νευρών, φλεβική στάση, οίδημα και εξαγγείωση ενδοφλεβίως χορηγούμενων υγρών<sup>1,7</sup>.

### Επεμβατικό monitoring της αρτηριακής πίεσης

Αρκετές αρτηρίες είναι προσιτές για διαδερμικό καθετηριασμό. Η κερκιδική αρτηρία καθετηριάζεται συχνότερα λόγω της επιπολής εντόπισής της και της παράπλευρης κυκλοφορίας. Αποδεκτές εναλλακτικές λύσεις αποτελούν η μηριαία, η βραχιόνιος και η ραχιαία του ποδός αρτηρία. Η επιλογή της αρτηρίας προς καθετηριασμό εξαρτάται από τις συνήθειες του αναισθησιολόγου και από την υποκείμενη παθολογία του ασθενούς π.χ. η μηριαία αρτηρία μπορεί να είναι προτιμότερη στον σπητικό, υποτασικό ασθενή γιατί η κερκιδική αρτηρία μπορεί να υποεκτιμήσει τις κεντρικές πιέσεις και να οδηγήσει σε υπέρμετρη χορήγηση αγγειοσυσπαστικών<sup>1,8</sup>.

**Τεχνική καθετηριασμού της κερκιδικής αρτηρίας:** υπτιασμός και έκταση του καρπού προσφέρουν ιδανική έκθεση της αρτηρίας. Το σύστημα πίεση-γραμμή-μετατροπέας πρέπει να βρίσκεται κοντά και να είναι ήδη γεμάτο με ηπαρινισμένο ορό (0.5-2 U ηπαρίνη / ml ορού) για να εξασφαλιστεί εύκολη και γρήγορη σύνδεση μετά τον καθετηριασμό. Ψηλαφάται ο σφυγμός της κερκιδικής αρτηρίας και η πορεία της προσδιορίζεται με ελαφρά πίεση των άκρων του δείκτη και του μέσου δακτύλου του μη επικρατούντος χεριού του αναισθησιολόγου πάνω στην περιοχή με τη μεγαλύτερη ένταση σφυγμού. Προετοιμάζεται το δέρμα με έναν βακτηριοκτόνο παράγοντα και γίνεται διήθηση με 0.5 ml λιδοκαΐνης ακριβώς πάνω από την αρτηρία με βελόνη 25 η 27 gauge. Ένας καθετήρας 18, 20 ή 22 gauge μαζί με βελόνη διαπερνά το δέρμα σε γωνία 45 μοιρών και κατευθύνεται προς το σημείο ψηλάφησης των σφύξεων. Όταν συμβεί παλινδρόμηση αίματος, η βελόνη χαμηλώνει σε γωνία 30 μοιρών και προωθείται άλλα 1-2 mm για να είναι σίγουρο ότι η άκρη του καθετήρα βρίσκεται καλά μέσα στον αγγειακό αυλό. Η περιστροφή του καθετήρα συχνά βοηθά την προώθησή του με οδηγό τη βελόνη, η οποία στη συνέχεια αφαιρείται. Η εφαρμογή πίεσης εμποδίζει τη διαφυγή αίματος καθώς το σύστημα των αγωγών συνδέεται και σταθεροποιείται<sup>1</sup>.

#### Οι ενδείξεις:

α) Όταν η επέμβαση απαιτεί η αρτηριακή πίεση να είναι γνωστή με τη μεγαλύτερη δυνατή **ακρίβεια**, η άμεση μέτρηση της αρτηριακής πίεσης θεωρείται χρυσό πρότυπο. Ένα τυπικό παράδειγμα είναι η εφαρμογή ελεγχόμενης υπότασης ή υπέρτασης.

β) **Συνεχής σφυγμό προς σφυγμό μέτρηση της αρτηριακής πίεσης** χρησιμοποιείται όταν αναμένονται ευρείες διακυμάνσεις της πίεσης και είναι απαραίτητη η άμεση ανίχνευσή τους. Τέτοιες διακυμάνσεις είναι πιθανές σε αιμοδυναμική αστάθεια λόγω της υποκείμενης παθολογίας (π.χ. αρρυθμίες) ή όταν η επέμβαση προκαλεί δραματικές καρδιαγγειακές μεταβολές (π.χ. cross-clamping θωρακικής αορτής).

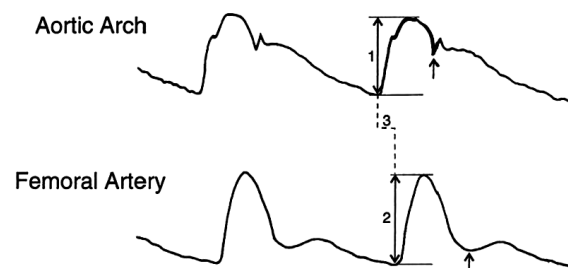
γ) Όταν απαιτείται **συχνή ανάλυση αερίων αίματος**, ένας αρτηριακός καθετήρας παρέχει αξιόπιστη πρόσβαση στην αρτηρία και καταργεί την ανά-

γκη πολλαπλών παρακεντήσεων.

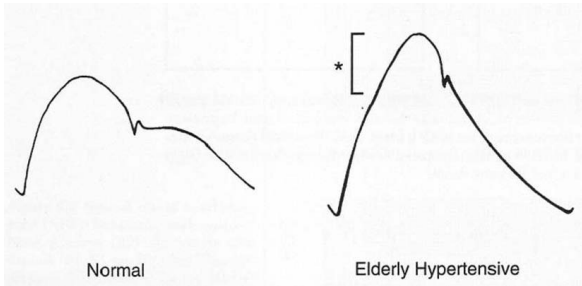
δ) Όταν η **αρτηριακή πίεση δεν μπορεί να ανιχνευθεί ή να μετρηθεί από μη επεμβατικές μεθόδους** π.χ. κατά τη διάρκεια καρδιοπνευμονικής παράκαμψης, η μη σφυγμική άρδευση αποκλείει τον έμμεσο προσδιορισμό της αρτηριακής πίεσης. Περιοριστικά σε καρδιογενές shock ή σοβαρή συστηματική αγγειοσύσπαση η ακροαστική μέθοδος μέτρησης και η ψηλάφηση περιφερικού σφυγμού είναι ανέφικτες<sup>9,10</sup>. Επιπλέον, σε σοβαρά εγκαυματίες ή σε ασθενείς με νοσογόνο παχυσαρκία μπορεί να είναι αδύνατη η τοποθέτηση της περιχειρίδας.

#### Κριτική ανάλυση της κυματομορφής της αρτηριακής πίεσης:

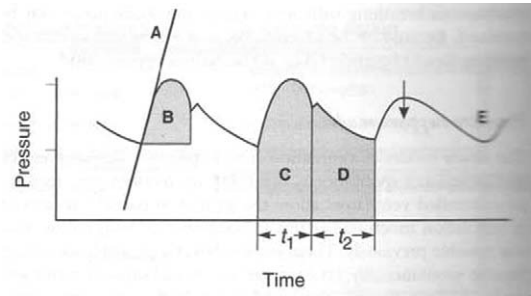
Η λεπτομερής παρατήρηση της αρτηριακής κυματομορφής οδηγεί σε χρήσιμα κλινικά συμπεράσματα για την κατάσταση του καρδιαγγειακού συστήματος του αρρώστου (Εικόνες 1, 2, 3) (βλ. και ερμηνεία αρτηριογραμματος)<sup>10</sup>. Η μαθηματική ανάλυση αυτών των δεδομένων μέσω υπολογιστή χρησιμοποιείται από τις μεθόδους της διαθωρακικής θερμοαραίωσης (PiCCO monitor) και της διαπνευμονικής αραιώσης με χλωρίδιο του λιθίου (LiDCO monitor) για την εκτίμηση της καρδιακής παροχής και του προφορτίου.



**Εικόνα 1.** Τα κύματα της αρτηριακής πίεσης καταγράφηκαν συγχρόνως από το αορτικό τόξο και τη μηριαία αρτηρία και έχουν διαφορετικές μορφολογίες. Η πιο περιφερική κυματομορφή από τη μηριαία αρτηρία θα έχει ευρύτερη πίεση σφυγμού (σύγκριση 1 και 2), καθυστέρηση στο ανιόν σκέλος (3), καθυστέρηση και άμβλυνση του δίχροτου επάρατος (σύγκριση βελών) και πιο εκσεσημασμένο διαστολικό κύμα μετά από το δίχροτο έπαρμα. Οι μεταβολές αυτές είναι πιο έντονες στις καταγραφές πίεσης από περιφερικότερες θέσεις του αρτηριακού δένδρου όπως η κερκιδική και η ραχιαία του ποδός αρτηρία. Βλ. κείμενο (τροποποιημένο από τους O'Rourke και Yaginuma).



**Εικόνα 2.** Κύματα αρτηριακής πίεσης όπως καταγράφηκαν από φυσιολογικό άτομο (αριστερά) και από υπερτασικό ηλικιωμένο με ελαττωμένη αρτηριακή διατασιμότητα. Η πρώιμη ανάκλαση του κύματος οδηγεί σε αυξημένο συστολικό peak με χρονική υστέρηση, μεγαλύτερη πίεση σφυγμού και άμβλυνση του κύματος διαστολικής πίεσης. Βλ. κείμενο (τροποποιημένο από τους O'Rourke και Yaginuma).



**Εικόνα 3.** Κύματα αρτηριακής πίεσης όπως καταγράφηκαν από φυσιολογικό άτομο (αριστερά) και από υπερτασικό ηλικιωμένο με ελαττωμένη αρτηριακή διατασιμότητα. Η πρώιμη ανάκλαση του κύματος οδηγεί σε αυξημένο συστολικό peak με χρονική υστέρηση, μεγαλύτερη πίεση σφυγμού και άμβλυνση του κύματος διαστολικής πίεσης. Βλ. κείμενο (τροποποιημένο από τους O'Rourke και Yaginuma).

Πληροφορίες που λαμβάνουμε από την αρτηριακή κυματομορφή.

Σημείο που παρατηρούμε

A- ρυθμός αύξησης της πίεσης

B- εμβαδό κάτω από την καμπύλη

C- συστολική πίεση x χρόνος ( $t_1$ )

D- διαστολική πίεση x χρόνος ( $t_2$ )

E- απώλεια λεπτομέρειας κυματομορφής

Σε τι αντιστοιχεί

Συσταλτικότητα του μυοκαρδίου

Όγκος παλμού

Κατανάλωση  $O_2$  από το μυοκάρδιο

Προσφορά  $O_2$  στο μυοκάρδιο

Απόφραξη του καθετήρα (χρειάζεται flushing)

**Οι επιπλοκές:** αιμάτωμα, αγγειόσπασμος, αρτηριακή θρόμβωση, εμβολή από φυσαλίδες αέρα ή θρόμβο, νέκρωση του δέρματος πάνω από τον καθετήρα, βλάβη νεύρου, λοίμωξη, απώλεια φάλαγγας και κατά λάθος ενδαρτηριακή έγχυση φαρμάκου. Αυξημένη συχνότητα επιπλοκών σχετίζεται με παρατεταμένο καθετηριασμό, υπερλιπιδαιμία, επανειλημμένες προσπάθειες καθετηριασμού, γυναικείο φύλο, εξωσωματική κυκλοφορία και η υψηλή δόση αγγειοσυσπαστικών<sup>1</sup>. Μία μελέτη 1700 καρδιοχειρουργικών περιστατικών στα οποία έγινε καθετηριασμός της κερκιδικής αρτηρίας δεν ανέδειξε ισχαιμικές επιπλοκές λόγω του καθετηριασμού, παρόλο που παρατηρήθηκε μερική απόφραξη της αρτηρίας μετά την αφαίρεση του καθετήρα σε περισσότερο από το 25% των ασθενών<sup>11</sup>. Συνεπώς, μείζονες επιπλοκές είναι πολύ σπάνιες σε απουσία των παραπάνω προδιαθεσικών παραγόντων<sup>12</sup>. Οι κίνδυνοι ελαχιστοποιούνται όταν η αναλογία μεγέθους καθετήρα προς αρτηρία είναι μικρή, όταν εγχέεται συνεχώς ηπαρι-

σμένος ορός με ρυθμό 2-3 ml/h, όταν περιορίζεται το άσκοπο flushing του καθετήρα και όταν τηρείται σχολαστική άσπρη τεχνική. Η επαρκής αιμάτωση μπορεί να παρακολουθείται συνεχώς τοποθετώντας ένα παλμικό οξύμετρο σε ένα δάχτυλο του σύστοιχου άκρου<sup>1</sup>.

### Σφάλματα και artifacts:

Για την καλύτερη κατανόησή τους θα γίνει μία σύντομη περιγραφή των τεχνικών χαρακτηριστικών του συστήματος άμεσης μέτρησης της αρτηριακής πίεσης. Η άμεση μέτρηση της αρτηριακής πίεσης απαιτεί το κύμα πίεσης από την αρτηρία να αναπαράγεται με ακρίβεια σαν κυματομορφή στο monitor του ασθενούς. Το πλήρες σύστημα μετάδοσης περιλαμβάνει τον ενδαγγειακό καθετήρα, τον γεμάτο με υγρό ενδιάμεσο σωληνίσκο με τα συνδεδετικά του, τη συσκευή flushing και τον μορφομετατροπέα (transducer). Όλα αυτά τα στοιχεία μπορούν να παραμορφώσουν το μεταδιδόμενο σήμα αλλοιώνοντας τόσο την αρτηριακή κυματο-

μορφή όσο και τις τιμές συστολικής και διαστολικής πίεσης<sup>13,14,15</sup>.

Το σύστημα καθετήρας - μορφομετατροπέας συμπεριφέρεται με βάση τρεις φυσικές ιδιότητες: ελαστικότητα, μάζα και τριβή. Αυτές καθορίζουν τη συμπεριφορά του συστήματος που ονομάζεται **δυναμική ανταπόκριση**. Αυτή χαρακτηρίζεται από δύο παραμέτρους: τη **φυσική συχνότητα ή ιδιοσυχνότητα** και το **συντελεστή απόσβεσης**. Η φυσική συχνότητα περιγράφει το ρυθμό με τον οποίο το σύστημα ταλαντώνεται και ο συντελεστής απόσβεσης το ρυθμό με τον οποίο το σύστημα επανέρχεται στην κατάσταση ηρεμίας<sup>10,16</sup>.

Μία σύνθετη κυματομορφή, όπως αυτή του αρτηριακού σφυγμού, μπορεί να εκφραστεί ως άθροισμα απλών ημιτονοειδών κυμάτων διάφορου πλάτους και συχνότητας (ανάλυση Fourier). Η θεμελιώδης συχνότητα του σύνθετου κύματος που εκφράζει την περιοδικότητά του είναι η καρδιακή συχνότητα π.χ. καρδιακή συχνότητα 60 σφ/min ισούται με 1 σφ/sec ή 1 κύκλος/sec δηλαδή θεμελιώδη συχνότητα 1Hz<sup>10,11</sup>.

Τα ημιτονοειδή κύματα που αθροίζονται παράγουν την κυματομορφή της αρτηριακής πίεσης έχουν συχνότητες πολλαπλάσιες της θεμελιώδους που λέγονται **αρμονικές**. Αν η αρτηριακή κυματομορφή περιέχει **υψηλής συχνότητας στοιχεία** όπως μία απότομη συστολική "εκτίναξη", τότε απαιτούνται υψηλότερης συχνότητας αρμονικές για την πιο αξιόπιστη αναπαραγωγή της κυματομορφής. Σε γενικές γραμμές 6 - 10 αρμονικές χρειάζονται για μία αρκετά ικανοποιητική αναπαραγωγή της πραγματικής αρτηριακής κυματομορφής, δηλαδή 6N0 έως 10N0 όπου N0 η θεμελιώδης συχνότητα ή η καρδιακή συχνότητα σε σφυγμούς / min<sup>3</sup>. Γίνεται φανερό ότι όσο μεγαλύτερη είναι η καρδιακή συχνότητα και όσο πιο πολύπλοκη μορφολογικά είναι η πραγματική αρτηριακή κυματομορφή, τόσο μεγαλύτερη είναι η απαιτούμενη δυναμική ανταπόκριση για την πιστή αναπαραγωγή της<sup>10</sup>.

Μπορούμε τώρα να δούμε τι θα συμβεί αν το σύστημα καθετήρας - μορφομετατροπέας δεν έχει επαρκή δυναμική ανταπόκριση, έχοντας π.χ. πολύ μικρή φυσική συχνότητα. Το σύστημα τώρα θα παρουσιάσει **συντονισμό** (θυμίζουμε ότι ένα ελαστικό μέσο συντονίζεται όταν η συχνότητα της

ταλάντωσης στην οποία τίθεται εξισώνεται με την ιδιοσυχνότητά του). Με απλούστερους όρους, η κυματομορφή πίεσης που αποτυπώνεται στο monitor θα είναι παραμορφωμένη και μεγεθυμένη. Γενικότερα, οι αρτηριακές κυματομορφές παράγονται ενισχυμένες όταν η συχνότητα ταλάντωσης του συστήματος καθετήρας - μορφομετατροπέας (λόγω του κύματος πίεσης από το αρτηριακό τοίχωμα) εξισώνεται με την ιδιοσυχνότητα (φυσική συχνότητα) του ίδιου του συστήματος. Θυμίζουμε ότι μεγαλύτερες καρδιακές συχνότητες και πιο σύνθετες αρτηριακές κυματομορφές παρουσιάζουν τη μεγαλύτερη πρόκληση για το κλινικό σύστημα μέτρησης, επειδή τα στοιχεία υψηλής συχνότητας αυτών των κυματομορφών είναι πιθανότερο να πλησιάσουν τη φυσική συχνότητα του συστήματος μέτρησης. **Συνάγεται, επομένως, ότι η δυναμική ανταπόκριση είναι τόσο πιο ποιοτική όσο μεγαλύτερη είναι η φυσική συχνότητα του συστήματος μέτρησης.**

#### **Σχετικά με το συντελεστή απόσβεσης:**

Το αρτηριακό κύμα υψηλής απόσβεσης (overdamped) παρουσιάζει αμβλεία άνοδο του κύματος, απουσία δίκροτου επάρματος και απώλεια των λεπτών χαρακτηριστικών της κυματομορφής. Επίσης υποεκτιμάται η συστολική και υπερεκτιμάται η διαστολική αρτηριακή πίεση. Αντίθετα, το αρτηριακό κύμα χαμηλής απόσβεσης (underdamped) υπερεκτιμά τη συστολική και υποεκτιμά τη διαστολική αρτηριακή πίεση παρουσιάζοντας επιπρόσθετα επάσματα που αλλοιώνουν την πραγματική κυματομορφή. Αυτά φυσικά δεν θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη στην ποιοτική εκτίμηση του κύματος.

Η αλληλεπίδραση μεταξύ φυσικής συχνότητας και συντελεστή απόσβεσης είναι οι εξής: **αν η φυσική συχνότητα είναι αρκετά υψηλή (π.χ. 24Hz), ακόμα και μεγάλες διαφοροποιήσεις στο συντελεστή απόσβεσης θα έχουν ελάχιστη επίπτωση στην ποιότητα της δυναμικής ανταπόκρισης.**

Η συχνότητα των artifacts και των σφαλμάτων που σχετίζονται με τη φυσική συχνότητα και το συντελεστή απόσβεσης μπορεί να ελαττωθεί με τα εξής μέτρα: Ελαττώνοντας το μήκος των συνδετικών σωλήνων, περιορίζοντας περιπτώ three-way,

απομακρύνοντας θρόμβους, φυσαλίδες αέρα και χρησιμοποιώντας άκαμπτους (μικρής ευενδοτότητας) αγωγούς. Παρόλο που οι καθετήρες μικρής διαμέτρου ελαττώνουν τη φυσική συχνότητα, τείνουν να βελτιώσουν τα συστήματα με χαμηλή απόσβεση και είναι λιγότερο πιθανό να οδηγήσουν σε αγγειακές επιπλοκές. Έτσι έχει βρεθεί ότι το μέγιστο επιθυμητό μήκος των σωληνώσεων είναι 120cm και η διάμετρός τους 1.5 - 3mm. Τα παραπάνω μέτρα μεγιστοποιούν τη φυσική συχνότητα που είναι και ο αντικειμενικός μας στόχος<sup>10</sup>.

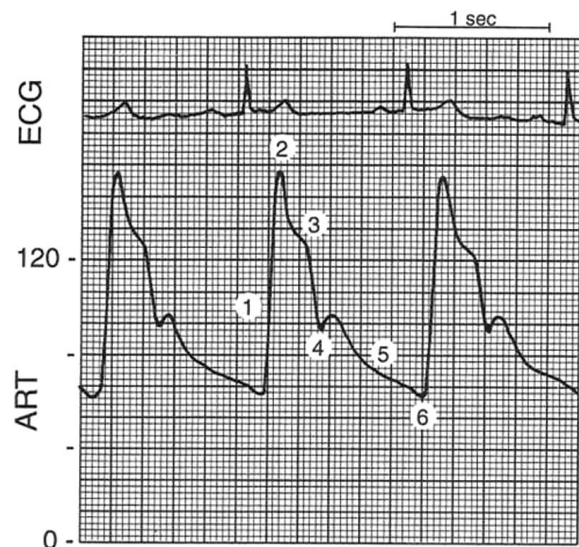
Η ακρίβεια του συστήματος εξαρτάται επίσης από την ορθότητα των διαδικασιών του **μηδενισμού** και της **βαθμονόμησης** (calibration). Ο μηδενισμός διενεργείται με την έκθεση του μορφομετατροπέα στην ατμοσφαιρική πίεση ανοίγοντας το σχετικό three-way στον αέρα, πιέζοντας το πλήκτρο μηδενισμού της πίεσης στο monitor και εγκαθιστώντας έτσι την τιμή αναφοράς μηδενικής πίεσης. Τώρα ο μορφομετατροπέας έχει σαν τιμή αναφοράς την ατμοσφαιρική πίεση έναντι της οποίας όλες οι ενδαγγειακές πιέσεις μετρώνται. Όταν συμβεί μια μεγάλη μεταβολή στην ενδαγγειακή πίεση, πρέπει να επανελεγχθεί το μηδενικό σημείο αναφοράς της πίεσης πριν την έναρξη θεραπείας. Αυτό επιτυγχάνεται ταχύτατα απλά με την έκθεση του μορφομετατροπέα στην ατμοσφαιρική πίεση και παρατηρώντας στο monitor ότι η κυματομορφή γίνεται ευθεία γραμμή και συμπίπτει με το μηδενικό οριζόντιο άξονα.

Με την εξωτερική ρύθμιση (calibration) του μετατροπέα επιδιώκουμε την ακρίβειά του στη μέτρηση μιας καθορισμένης πίεσης αναφοράς. Ωστόσο, οι σύγχρονοι μορφομετατροπείς δεν χρειάζονται αυτή τη διαδικασία.

Ταυτόχρονα με το μηδενισμό γίνεται και η επιλογή του ύψους του επιπέδου μέτρησης της πίεσης που είναι συνήθως η μέση μασχαλιαία γραμμή. Η κλινική σημασία αυτής της διαδικασίας γίνεται φανερή στις παρακάτω περιπτώσεις: Ανυψώνοντας το χειρουργικό τραπέζι (ασθενή) πάνω από το επίπεδο του μορφομετατροπέα θα εμφανιστούν στο monitor ψευδώς υψηλές πιέσεις, ενώ χαμηλώνοντας αντίστοιχα τον ασθενή θα εμφανιστούν ψευδώς χαμηλές πιέσεις. Επίσης, σε έναν καθιστό ασθενή η αρτηριακή πίεση στον εγκέφαλο διαφέρει σημαντικά από την πίεση στην αριστερή κοι-

λία. Σε αυτή την περίπτωση η εγκεφαλική πίεση διήθησης προσδιορίζεται τοποθετώντας τον μορφομετατροπέα στο ύψος του αυτιού<sup>3,10</sup>.

• **Στοιχεία αρτηριογράμματος:** Η αρτηριακή κυματομορφή υποδιαιρείται σε ένα συστολικό και ένα διαστολικό τμήμα. Το συστολικό τμήμα αποτελείται από ένα ανιόν σκέλος (ταχεία άνοδος της αρτηριακής πίεσης και κορύφωσή της) και ένα κατιόν (πτώση της αρτηριακής πίεσης) και ανταποκρίνεται στην περίοδο εξώθησης από την αριστερή κοιλία. Το κατιόν σκέλος του κύματος διακόπτεται από το δίκροτο έπαρμα το οποίο αντανάκλα τη σύγκλιση της αορτικής βαλβίδας στο τέλος της συστολής. Αυτό το σημείο οριοθετεί την έναρξη της διαστολικής φάσης και η αρτηριακή πίεση φτάνει στην ελάχιστη τιμή της στο τέλος της διαστολής (Εικόνα 4).



**Εικόνα 4.** Τα στοιχεία της φυσιολογικής κυματομορφής της αρτηριακής πίεσης είναι τα εξής: (1) συστολικό ανιόν σκέλος, (2) συστολικό peak της πίεσης, (3) συστολική πτώση, (4) δίκροτο έπαρμα, (5) διαστολική μείωση και (6) τελοδιαστολική πίεση.

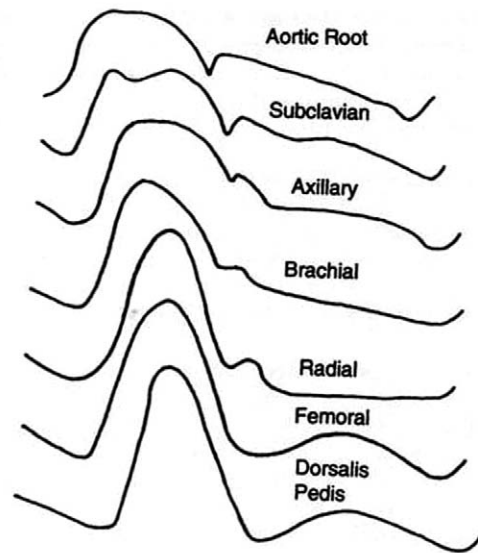
Οι τιμές συστολικής και διαστολικής αρτηριακής πίεσης που φαίνονται στο monitor είναι αντίστοιχα η μέγιστη πίεση κατά τη συστολή και η ελάχιστη πίεση στο τέλος της διαστολής. Η ΜΑΠ ισούται με το εμβαδόν της περιοχής κάτω από την κυματομορφή διαιρεμένο με το χρόνο που διαρκεί όλος ο καρδιακός κύκλος. Αυτή η τιμή υπολογίζεται και αναγράφεται στο monitor. Αυτός ο τρόπος υπολο-

γισμού είναι πιο αξιόπιστος από τον κλασικό (διαστολική πίεση + 1/3 πίεσης σφυγμού).

Η έναρξη του κύματος της αρτηριακής πίεσης στο monitor καθυστερεί σε σχέση με την καταγραφή του κύματος R του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Αυτή η καθυστέρηση οφείλεται στη διάδοση της εκπόλωσης μέσω του κοιλιακού μυοκαρδίου, στην ισοογκαιμική συστολή της αριστερής κοιλίας, στη διάνοιξη της αορτικής βαλβίδας, στην εξώθηση του όγκου παλμού, στη μετάδοση του κύματος της αορτικής πίεσης, στην κερκιδική αρτηρία και τέλος στη μετάδοση του σήματος από τον αρτηριακό καθετήρα στον μορφομετατροπέα.

**Ερμηνεία αρτηριογράμματος:** Αρτηριακές κυματομορφές που καταγράφονται ταυτόχρονα από διαφορετικές θέσεις του αρτηριακού δέντρου έχουν διαφορετικές μορφολογίες<sup>17,18</sup> (Εικόνες 1 και 5). Καθώς το αρτηριακό κύμα διαδίδεται από την αορτή προς την περιφέρεια, συμβαίνουν ορισμένες χαρακτηριστικές μεταβολές. Το ανιόν σκέλος γίνεται πιο απότομο, το συστολικό peak (κορυφωση) γίνεται υψηλότερο, το δίχροτο έπαρμα εμφανίζεται αργότερα, το διαστολικό κύμα γίνεται πιο εκσεσημασμένο και η τελοδιαστολική πίεση ελαττώνεται. **Συγκριτικά με την κεντρική αορτική πίεση, οι περιφερικές αρτηριακές κυματομορφές έχουν υψηλότερη συστολική και χαμηλότερη διαστολική πίεση και επομένως μεγαλύτερη πίεση σφυγμού.** Επιπλέον, υπάρχει μία καθυστέρηση στην άφιξη του σφυγμικού κύματος στην περιφέρεια και έτσι η συστολική άνοδος της πίεσης αρχίζει περίπου 60msec αργότερα στην κερκιδική αρτηρία σε σχέση με την αορτή. **Η ΜΑΠ στην αορτή είναι λίγο μεγαλύτερη από αυτή στην κερκιδική αρτηρία<sup>17,18</sup>.**

Η ανάκλαση των σφυγμικών κυμάτων είναι το κύριο αίτιο παραμόρφωσης του σχήματος της αρτηριακής κυματομορφής καθώς διαδίδεται περιφερικότερα<sup>18,19,20</sup>. Καθώς το αίμα ρέει από την αορτή προς την κερκιδική αρτηρία, η ΜΑΠ ελαττώνεται πολύ λίγο επειδή υπάρχει μικρή αντίσταση στη ροή. Στη συνέχεια η ΜΑΠ ελαττώνεται σημαντικά στα αρτηριόλια λόγω της δραματικής αύξησης της αγγειακής αντίστασης σ' αυτήν τη θέση. Αυτή ακριβώς η αντίσταση στη ροή μειώνει την ένταση του σφυγμού στα περιφερικότερα



**Εικόνα 5.** Κυματομορφές αρτηριακής πίεσης από διάφορες θέσεις του αρτηριακού δέντρου (από Blitt CD, Hines RL: *Monitoring in Anesthesia and Critical Care Medicine*, 3rd ed. New York, Churchill Livingstone, 1995).

αγγεία, αλλά αυξάνει την ένταση του σφυγμού παλίνδρομα στα κεντρικότερα αγγεία λόγω της ανάκλασης του σφυγμικού κύματος (συμβολή κυμάτων, συντονισμός)<sup>18,21</sup>.

Υπάρχουν μελέτες που τονίζουν τη σημασία της ανάκλασης των κυμάτων στον καθορισμό του σχήματος του αρτηριογράμματος σε όλα τα σημεία του σώματος, σε υγιείς και σε πάσχοντες<sup>18,19,20</sup>. Για παράδειγμα, οι ηλικιωμένοι ασθενείς έχουν ελαττωμένη αρτηριακή διατασιμότητα που οδηγεί στην πρόωμη επιστροφή των ανακλώμενων κυμάτων. Έτσι προκύπτει αυξημένη πίεση σφυγμού, χρονική υστέρηση του συστολικού peak και άμβλυνση του διαστολικού κύματος<sup>18,21</sup>. Γενικότερα, σε καταστάσεις όπως καταπληξία, υπερτροφική μυοκαρδιοπάθεια, κολπική μαρμαρυγή, αορτική βαλβιδοπάθεια κ.α., οι παραμορφωμένες αρτηριακές κυματομορφές μπορούν να εξηγηθούν στη βάση πρόωμης, καθυστερημένης, ενισχυμένης ή ελαττωμένης ανάκλασης των σφυγμικών κυμάτων<sup>18</sup>. Η αρτηριακή κυματομορφή στα περιφερικά αγγεία παρουσιάζει ένα χρονικά καθυστερημένο και αμβλύ δίχροτο έπαρμα μορφολογία η οποία εξαρτάται περισσότερο από τις ιδιότητες του αρτηριακού τοιχώματος και από τα ανακλώμενα κύματα παρά από τη σύγκλιση της αορτικής βαλβίδας<sup>22</sup>.

**ABSTRACT**  
**Arterial Blood Pressure**  
**Ioannis Gekas**

Arterial blood pressure monitoring is used clinically as an indicator of organ perfusion, which is the variable of interest. The methods of blood pressure determination are divided into noninvasive and invasive ones. The choice between one of them depends upon the cost to benefit ratio during their application.

The system of direct blood pressure measurement is subject to the physical principles of clinical measurements. The accurate direct measurement of blood pressure requires that attention be paid to establishing zero pressure and leveling the transducer to the appropriate point on the patient, usually the midaxillary line. Both the zero value and the transducer level should be checked frequently, especially when patient or transducer positions are altered or when monitored pressures change suddenly.

Careful analysis of the blood pressure waveform can provide many diagnostic clues about the patient's cardiovascular status. As the blood pressure wave travels from the central aorta to the periphery several characteristic changes occur. Pressure wave reflection is the predominant factor that influences the shape of the blood pressure waveform as it travels peripherally.

**Keywords:** Monitoring, blood pressure, Haemodynamic

**ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

1. Morgan GE, Jr., Mikhail MS, Murray MJ, Clinical Anesthesiology. Appleton & Lange, U.S.A., fourth edition, 2006.
2. Dorsch JA, Dorsch SE, Automatic noninvasive blood pressure monitors, Understanding Anesthesia equipment. Williams & Wilkins, Baltimore, fourth edition, 1999.
3. Geddes LA Handbook of Blood Pressure Measurement. Clifton, N.J.: Humana Press, 1991.
4. Ramsey M. Blood Pressure Monitoring : automated oscillometric devices. J Clin Monit 1991;7:56-67.
5. Iyriboz Y, Hearon CM, Edwards K. Agreement between large and small cuffs in sphygmomanometry : a quantitative assessment. J Clin Monit 1994;10:127-33.
6. Yong PG, Geddes LA. The effect of cuff pressure deflation rate on accuracy in indirect measurement of blood pressure with the auscultatory method. J Clin Monit 1987;3:155-9.
7. Bickler PE, Schapera A, Bainton CR. Acute radial nerve injury from use of an automatic blood pressure monitor. Anesthesiology 1990;73:186-8.
8. Bigatello LM, Beutler S, Critical Care Handbook of the Massachusetts General Hospital, Hemodynamic Monitoring I, Lippincott, Williams & Wilkins, fourth edition, 2006.
9. Cohn JN. Blood pressure measurement in shock. Mechanism of inaccuracy in auscultatory and palpatory methods JAMA 1967;199:972-6.
10. Mark JB, Atlas of cardiovascular monitoring. Arterial blood pressure. Direct vs. indirect measurement. Churchill Livingstone Inc., Philadelphia 1998.
11. Slogoff S, Keats AS, Arlund C. On the safety of radial artery cannulation. Anesthesiology 1983;59:42-7.
12. Mangano DT, Hickey RF. Ischemic injury following uncomplicated radial artery catheterization. Anesth Analg 1979;58:55-7.
13. Gardner RM. Direct blood pressure measurement - dynamic response requirements. Anesthesiology 1981;54:227-36
14. Gardner RM, Hollingsworth KW. Optimizing the electrocardiogram and pressure monitoring. Crit Care Med 1986;14:651-8
15. Shinozaki T, Deane RS, Mazuzan JE. The dynamic responses of liquid-filled catheter systems for direct measurements of blood pressure. Anesthesiology 1980;53:498-504.



16. Kleinman B. Understanding natural frequency and damping and how they relate to the measurement of blood pressure. *J Clin Monit* 1989;5:137-47.
17. Abrams JH, Cerra F, Holcroft JW. Cardiopulmonary monitoring. In : Wilmore DW, Brennan MF, Harken AH, et al. eds. *Care of the surgical patient (vol.1)*. Critical Care. New York : Scientific American Medicine, 1989:1-27.
18. O'Rourke MF, Yaginuma T. Wave reflections and the arterial pulse. *Arch Intern Med* 1984;144:366-71.
19. Murgu JP, Westerhof N, Giolma JP, Altobelli SA. Aortic input impedance in normal man: relationship to pressure waveforms. *Circulation* 1980;62:105-16.
20. Murgu JP, Westerhof N, Giolma JP, Altobelli SA. Manipulation of ascending aortic pressure and flow wave reflections with the Valsalva maneuver: relationship to input impedance. *Circulation* 1981;63:122-32.
21. Franklin SS, Weber MA. Measuring hypertensive cardiovascular risk: the vascular overload concept. *Am Heart J* 1994;128:793-803.
22. Schwid HA, Taylor LA, Smith NT. Computer model analysis of the radial artery pressure waveform. *J Clin Monit* 1987;3:220-8.

