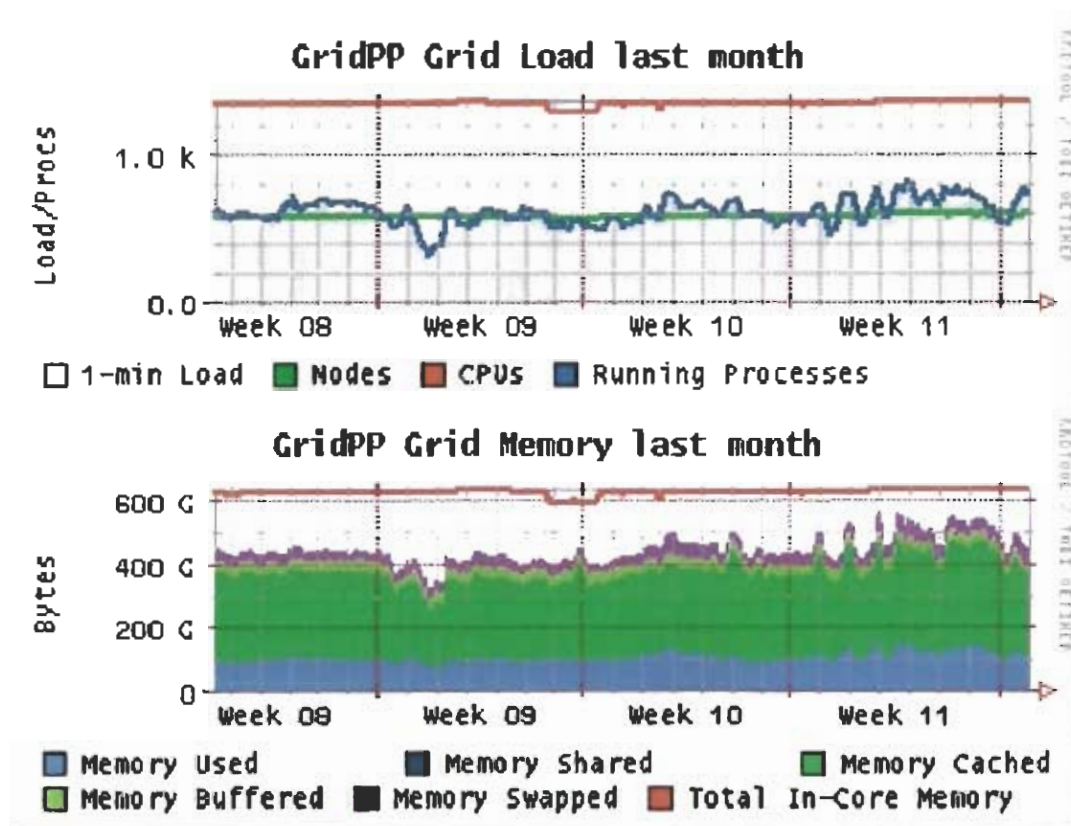


ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΘΕΜΑ : ΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΟ MONITORING ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ
ΑΝΑΙΣΘΗΣΙΑΣ



ΕΙΣΗΓΗΤΗΣ : Dr ΚΟΥΤΣΟΓΙΑΝΝΗΣ ΚΩΣΤΑΣ

ΣΠΟΥΔΑΣΤΡΙΑ :
ΜΑΚΡΥΚΩΣΤΑ ΠΗΝΕΛΟΠΗ

ΠΑΤΡΑ
2006



*Υπάρχουν δύο κατηγορίες ανθρώπων,
εκείνοι που εργάζονται
και εκείνοι που απολαμβάνουν τη δόξα.
Προσπάθησε να ανήκεις στην πρώτη κατηγορία,
υπάρχει εξάλλου λιγότερος ανταγωνισμός εκεί.
Indira Gandhi (1917-1984)*

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	- 6 -
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	- 7 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο	- 8 -
Η ΙΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ	- 8 -
Η ΙΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΟΙ Η/Υ	- 9 -
ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΕΞΕΛΙΞΗ	- 11 -
ΟΙ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΣΤΗΝ ΥΓΕΙΑ	- 14 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο	- 16 -
ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗ ΖΩΤΙΚΩΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΩΝ	- 16 -
(MONITORING)	- 16 -
ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΜΕΤΑΤΡΟΠΗΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΕ ΕΛΕΓΞΙΜΗ ΜΟΡΦΗ - 17 -	
ΑΡΧΕΣ ΜΕΤΑΤΡΟΠΗΣ	- 18 -
MONITORING ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	- 20 -
Αρτηριακή Πίεση	- 20 -
Μη Επεμβατικός Έλεγχος	- 23 -
Ηλεκτροκαρδιογράφημα	- 24 -
Κεντρική Φλεβική Πίεση	- 25 -
Καθετήρας Πνευμονικής Αρτηρίας (Swan-Ganz)	- 26 -
Θερμοσραΐωση Και Υπολογισμός Της Καρδιακής Παροχής	- 29 -
MONITORING ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	- 34 -
Monitoring Αερίων Αίματος, Δείκτες Οξυγόνωσης	- 34 -
Κυψελιδο-Αρτηριακή Διαφορά Μερικής Πίεσης Οξυγόνου	- 35 -
Ενδοπνευμονικό Shunt (Qs/Qt)	- 36 -
Μερική Πίεση Μεικτού Φλεβικού O₂ (PvO₂)	- 37 -
Οξυμετρία	- 37 -
ΠΑΛΜΙΚΗ ΟΞΥΜΕΤΡΙΑ	- 37 -

ΟΞΥΜΕΤΡΙΑ ΜΕΙΚΤΟΥ ΦΛΕΒΙΚΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ.....	- 38 -
<i>Παράμετροι ιστικής οξυγόνωσης.....</i>	- 39 -
<i>Monitoring Του Εκπνεόμενου CO₂.....</i>	- 41 -

MONITORING ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΤΟΥ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΣΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ..... - 43 -

<i>Πιέσεις (Pressures).....</i>	- 43 -
<i>Αντιστάσεις (Resistances).....</i>	- 45 -
<i>Ευεπδοτότητα (Compliance).....</i>	- 46 -
<i>Monitoring ροών-όγκων.....</i>	- 48 -

MONITORING ΚΕΝΤΡΙΚΟΥ ΝΕΥΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ..... - 49 -

<i>Βασικό monitoring.....</i>	- 49 -
<i>Ειδικό Monitoring.....</i>	- 50 -
<i>Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (EEG).....</i>	- 50 -
<i>Προκλητά Δυναμικά.....</i>	- 52 -
<i>Διακρανιακή Υπερηχογραφία (Transcranial Doppler).....</i>	- 53 -
<i>Monitoring Του Κορεσμού Σε Οξυγόνο Του Αίματος Του Σφαγιτιδικού Βολβού (SjvO₂)-</i>	- 54 -
<i>Monitoring Ενδοκράνιας Πίεσης (ICP).....</i>	- 56 -

MONITORING ΠΕΡΙΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΗΣ ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑΣ..... - 58 -

MONITORING ΝΕΦΡΙΚΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ..... - 61 -

<i>Έμμεσοι Δείκτες Νεφρικής Λειτουργίας.....</i>	- 61 -
<i>Άμεσοι Δείκτες Νεφρικής Λειτουργίας.....</i>	- 62 -
<i>ΔΕΙΚΤΕΣ ΕΚΤΙΜΗΣΗΣ ΤΗΣ ΣΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ.....</i>	- 62 -
<i>ΔΕΙΚΤΕΣ ΕΚΤΙΜΗΣΗΣ ΣΩΛΗΝΑΡΙΑΚΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ.....</i>	- 63 -
ΚΑΤΕΥΘΥΝΤΗΡΙΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΤΟΥ MONITORING.....	- 64 -
<i> Βασικό Monitoring.....</i>	- 65 -
<i>ΟΞΥΓΟΝΩΣΗ.....</i>	- 65 -
<i>ΑΕΡΙΣΜΟΣ.....</i>	- 65 -
<i>ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑ.....</i>	- 66 -
<i>ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑ.....</i>	- 66 -
<i> Ειδικό Monitoring.....</i>	- 66 -
<i> Συνεχής Οξυμετρία Μεικτού Φλεβικού Αίματος.....</i>	- 67 -
<i> Βάθος αναισθησίας (BIS).....</i>	- 67 -

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο - 68 -

ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ ΔΙΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΜΕΤΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΗΣ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ - 68 -

ΜΗΧΑΝΗΜΑ ΑΝΑΙΣΘΗΣΙΑΣ..... - 68 -

ΑΝΑΙΣΘΗΣΙΑ ΜΕ ΗΜΙΚΛΕΙΣΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ - 68 -

ΑΝΑΙΣΘΗΣΙΑ ΜΕ ΣΥΣΤΗΜΑ ΜΗ ΕΠΑΝΕΙΣΠΝΟΗΣ..... - 68 -

ΑΝΑΙΣΘΗΣΙΑ ΜΕ ΗΜΙΑΝΟΙΚΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ (ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΕΞΑΓΩΓΗ). - 69 -

ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΗΡΑΣ..... - 69 -

ΤΡΟΧΗΛΑΤΟΣ ΑΝΑΡΡΟΦΗΤΗΡΑΣ..... - 70 -

DOPPLER - 72 -

ΜΟΝΙΤΟΡ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΒΑΘΟΥΣ ΑΝΑΙΣΘΗΣΙΑΣ - 73 -

ΑΝΤΛΙΑ ΕΓΧΥΣΗΣ..... - 74 -

ΑΠΙΝΙΔΩΤΗΣ - 75 -

ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΣ..... - 75 -

ΜΟΝΙΤΟΡ VCM - 76 -

ΜΟΝΙΤΟΡ ΓΙΑ ΧΡΗΣΗ ΣΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΠΕΔΙΟ..... - 77 -

ΑΣΚΟΣ ΤΕΧΝΙΤΟΥ ΑΕΡΙΣΜΟΥ - 77 -

ΡΟΟΜΕΤΡΟ O₂ ΜΕ ΥΓΡΑΝΤΗΡΑ - 78 -

ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΥΤΟΜΕΤΑΓΓΙΣΗΣ..... - 78 -

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

*Έχω έξι πιστούς υπηκόους (αυτοί μου δίδαξαν όλα όσα
γνωρίζω)*

Τα ονόματα τους είναι : Τι, Γιατί, Πότε, Πώς, Πού και Ποιός,

Rudyard Kipling (1865-1936)

Τα τελευταία χρόνια η εξέλιξη της Ψηφιακής Τεχνολογίας και της Πληροφορικής έχει σαν αποτέλεσμα την ανάπτυξη συστημάτων, που η χρήση τους στην διάγνωση, στην υποστήριξη και στην θεραπεία των ασθενών είναι καταλυτική. Ο επαγγελματίας της υγείας, χωρίς να αποτελεί τον εξειδικευμένο χειριστή ή τον ειδικό τεχνικό που ασχολούνται αποκλειστικά με τα Ιατρικά Μηχανήματα είναι υποχρεωμένος να εξοικειωθεί με τις συσκευές αυτές. Είναι τουλάχιστον απαραίτητη η γνώση της αξίας και της προσφοράς του κάθε συστήματος, αφού καθημερινά θα βρίσκεται στην ανάγκη να το «σέβεται», διατηρώντας το σε καλή κατάσταση και να το αξιοποιεί, ανάλογα με το αντικείμενο της εργασίας του. Η διαδικασία αυτή συνήθως λαμβάνει χώρα όταν τελικά κληθεί στον χώρο εργασίας να αντιμετωπίσει ασθενείς ή μονάδες που βασίζονται σε τέτοιες συσκευές. Είναι μάλιστα γνωστό το δέος με το οποίο προσεγγίζει ο «αμύητος» όλη αυτή την ομάδα των συσκευών. Μέχρι σήμερα αυτή τη εξοικείωση είναι καθαρά εμπειρική συνήθως, ενώ το Βιβλίο αυτό φιλοδοξεί να δώσει στον επαγγελματία της υγείας την δυνατότητα να εκτιμήσει την αξία, την χρήση και να επιδιώξει τον ασφαλή χειρισμό της κάθε ιατρικής συσκευής ξεχωριστά. Για τον σκοπό αυτό, περιλαμβάνει κυρίως την περιγραφή της μεγαλύτερης ποικιλίας των Ιατρικών Συσκευών που συναντώνται σήμερα στις περισσότερες Νοσοκομειακές Μονάδες, αλλά και θίγει μια σειρά από ζητήματα που αφορούν την χρήση της τεχνολογίας για την υποστήριξη των υπηρεσιών υγείας γενικότερα.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στις τελευταίες δεκαετίες πραγματοποιήθηκε μια επανάσταση στον τομέα της εφαρμογής των επιστημονικών και τεχνολογικών επιτευγμάτων στα ιατρικά προβλήματα αποτέλεσμα της οποίας είναι η σημερινή εξάρτηση κάθε διαγνωστικής ή θεραπευτικής προσπάθειας από μια σειρά από σύνθετες συσκευές. Η εξέλιξη αυτή ως προς το επιστημονικό της μέρος εκφράζεται μέσα από την επικράτηση νέων διεπιστημονικών γνωστικών αντικειμένων όπως :

- η Βιοφυσική,
- η Βιοχημεία,
- τα Βιομαθηματικά
- η Ιατρική Φυσική και
- η Εμβιομηχανική,

που προέκυψαν από την προσέγγιση της ιατρικής με τις βασικές επιστήμες και τους διάφορους κλάδους της μηχανικής.

Παράλληλα νέοι τομείς επικάλυψης των ενδιαφερόντων της ιατρικής με άλλους επιστημονικούς κλάδους οικονομικά, κοινωνιολογία, φιλοσοφία, νομικά βρίσκονται σε ανάπτυξη. Η πιο εμφανής όμως πλευρά αυτής της εξέλιξης είναι σήμερα η καταπληκτική πρόοδος στις τεχνολογικές εφαρμογές που αναπτύχθηκαν και εξυπηρετούν την ιατρική διάγνωση και θεραπεία. Αυτό δηλαδή που γενικά ονομάζουμε σήμερα ιατρική τεχνολογία.

Η συνεχώς αυξανόμενη χρήση της τεχνολογίας στην ιατρική πράξη κάνει απαραίτητη την ενημέρωση του νοσηλευτή και γενικά του επαγγελματία που εργάζεται στο χώρο της υγείας τόσο στις βασικές αρχές της οργανολογίας και των μετρήσεων όσο και στις αρχές των διαφόρων οργάνων που χρησιμοποιούνται.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1°

Η ΙΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ

Η Ιατρική Τεχνολογία μπορούμε να πούμε ότι ξεκίνησε ήδη από τα τέλη του περασμένου αιώνα με τις ιατρικές εφαρμογές των ακτίνων «Χ» και λίγο αργότερα της ηλεκτροκαρδιογραφίας. Βέβαια ο ηλεκτροκαρδιογράφος Καταλάμβανε χώρο μερικών κυβικών μέτρων και για ηλεκτρόδια χρησιμοποιούσε δοχεία με νερό στα οποία τοποθετούντο τα άκρα του ασθενούς. Ο σημερινός απόγονός του εκτελεί αυτόματη διαδοχική καταγραφή από τα αυτοκόλλητα ηλεκτρόδια μιας χρήσης, αναλύει το σχήμα ή ακόμη προχωρεί στην υπόδειξη πιθανής διάγνωσης στη βάση ενός συστήματος «εμπειρογνώμονα» που μπορεί να διαθέτει στον ενσωματωμένο μικροϋπολογιστή του.

Αλλά από τις πρώτες αυτές εντυπωσιακές για την εποχή εκείνη εφαρμογές της ακτινολογίας και της ηλεκτροκαρδιογραφίας, μαζί με τα θετικά. Αλλά από τις πρώτες αυτές εντυπωσιακές για την εποχή εκείνη εφαρμογές της ακτινολογίας και της ηλεκτροκαρδιογραφίας, μαζί με τα θετικά έγινε γρήγορα εκτός από διαγνωστική μέθοδος μεγάλης αξίας και μόδα για όσους ήθελαν να έχουν μια φωτογραφία του εσωτερικού του σώματος τους χωρίς να υποψιάζονται τις βλαβερές επιδράσεις της ακτινολογίας που εμφανίζονται πολύ αργότερα! Με τον όρο Ιατρική Τεχνολογία σήμερα εννοούμε κάθε τεχνολογική εφαρμογή που έχει αναπτυχθεί για χρήση στον τομέα της υγείας.

Τις εφαρμογές αυτές τις διακρίνουμε κρίνουμε ανάλογα με τη βασική τους χρήση, σε διαγνωστικές και θεραπευτικές.

- A. Στις διαγνωστικές περιλαμβάνονται: οι τεχνικές και όργανα ανάλυσης δειγμάτων και γενικά οι μέθοδοι που βασίζονται στην αλληλεπίδραση εξωτερικής ενεργείας και αντιδραστηρίων με τον ανθρώπινο οργανισμό (in vivo) ή με ουσίες και τμήματά του σε εργαστήρια (in vitro).
- B. Στις θεραπευτικές εφαρμογές περιλαμβάνονται τα τεχνητά τα μέλη και όργανα, τα μηχανήματα υποστήριξης ζωτικών λειτουργιών, τα

μηχανήματα ακτινοθεραπείας και τα εμφυτεύματα.

Η ΙΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΟΙ Η/Υ

Η μαζική χρησιμοποίηση των Η/Υ στην Ιατρική Τεχνολογία δεν προχώρησε παρά μετά την εμφάνιση των μικροεπεξεργαστών και την εφαρμογή των κυκλωμάτων πολύ μεγάλης κλίμακας ολοκλήρωσης. Σαν χαρακτηριστικό σημείο αναφοράς στην εφαρμογή της πληροφορικής στην ιατρική Τεχνολογία μπορούμε να θεωρήσουμε την χρήση των Η/Υ στην ιατρική απεικόνιση με την κατασκευή του πρώτου υπολογιστικού τομογράφου (CT). Αυτό γιατί η ανακατασκευή εικόνας μιας εγκάρσιας τομής του εγκεφάλου στη βάση μερικών χιλιάδων μετρήσεων δεν μπορούσε να πραγματοποιηθεί παρά μόνο με τη χρήση υπολογιστών. Αλλά και στις άλλες περιοχές ιατρικής διάγνωσης και θεραπείας η πρόοδος στην μικρο-ηλεκτρονική και την πληροφορική επηρεάζει άμεσα την ανάπτυξη και εξέλιξη σχετικών εφαρμογών. Έτσι για παράδειγμα στον τομέα της ανάλυσης δειγμάτων, μετά τους αυτόματους αναλυτές και απαριθμητές, σήμερα βλέπουμε την διείσδυση στο μοριακό επίπεδο με την αυτοματοποίηση της ανάλυσης της αλληλουχίας των αμινοξέων των πρωτεϊνών, ή ακόμη την αυτόματη αναγνώριση ακόμη και μορφολογικών χαρακτηριστικών σε εικόνες ιστών. Στον τομέα της καταγραφής βιο-σημάτων, οι εξελίξεις είναι σημαντικές σε ότι αφορά:

- Νέους βίο-αισθητήρες και
- Τεχνικές επεξεργασίας και μετάδοσης του σήματος.
- Τεχνικές μετάδοσης και ανάλυσης εικόνας

Σε ότι αφορά τις τεχνικές απεικόνισης στα επόμενα χρόνια προβλέπεται η σταδιακή αντικατάσταση όλων των συμβατικών συστημάτων με ψηφιακά. Η επεξεργασία των εικόνων θα επεκταθεί περισσότερο και θα γίνει μαζικότερη χρήση των συστημάτων αρχειοθέτησης (ιατρικός φάκελος) και επικοινωνίας καθώς και των συστημάτων τηλε-ακτινολογίας. Εκτός από την χρήση laser υψηλής απόδοσης αναμένεται ότι οι νέες χειρουργικές τεχνικές θα υποστηρίζονται όλο και περισσότερο από υπολογιστές σε άμεση διασύνδεση με απεικονιστικά συστήματα.

Τέλος, οι τομείς των τεχνητών οργάνων, της προσθετικής και της αποκατάστασης προβλέπεται ότι θα αποκτούν όλο και μεγαλύτερο ειδικό βάρος και σε συνδυασμό με τις εξελίξεις

- στη τηλεϊατρική,

(διάγνωση θεραπευτική παρέμβαση από απόσταση ιδίως λόγω της μεγάλης ανάπτυξης του Internet και των Web εφαρμογών)

- στην κατ' οίκον νοσηλεία

θα επιστρέψουν την ουσιαστική μείωση της ανάγκης μετακίνησης των ασθενών και της παραμονής τους στα Νοσηλευτικά Ιδρύματα. Η αλματώδης ανάπτυξη της τεχνολογίας την έχει καταστήσει έναν από τους κύριους παράγοντες που διαμορφώνουν τη ζωή μας. Επηρεάζει με πολλούς τρόπους την εξέλιξη. Μετέβαλε τις συνθήκες παραγωγής, δημιούργησε μορφές απασχόλησης, που διεύρυναν τα πλαίσια της ανθρώπινης δραστηριότητας. Απάλλαξαν τον άνθρωπο από κοπιαστικές μονότονες και φθοροποιές για την υγεία του εργασίες.

Η ανάγκη για ευρεία χρήση της Τεχνολογίας, έκανε αναπόφευκτη την εφαρμογή της και στο χώρο της Νοσηλευτικής. Καθημερινά έρχονται στην επικαιρότητα νέες ανακαλύψεις και νέες τεχνικές πάνω στην έρευνα και παρακολούθηση των αρρώστων. Η συνεχώς αυξανόμενη τεχνολογική ανάπτυξη φέρνει νέα στοιχεία από λεπτομερέστερες έρευνες. Ο άνθρωπος, κυριολεκτικά στέκει με δέος και παρακολουθεί την αλματώδη, αυτή ανάπτυξη, προσπαθώντας με κάθε τρόπο να γνωρίσει τα πάντα γύρω από τις ανακαλύψεις που συνεχώς έρχονται εμπρός του. Οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές, η δορυφορική κάλυψη, η αυτόματη λήψη δεδομένων τον βομβαρδίζουν ασταμάτητα. Βρίσκεται σε συνεχή εγρήγορση για να μάθει τις νέες μεθόδους και τα νέα τεχνολογικά επιτεύγματα, που θα βοηθήσουν στην ανακάλυψη των πολύπλοκων προβλημάτων που αντιμετωπίζουν οι νοσηλευόμενοι

Σήμερα, άλλωστε, η παροχή της φροντίδας είναι βασισμένη στην υψηλή τεχνολογία και καλύπτει με επιτυχία σχεδόν όλο το φάσμα των ασθενών, οι οποίοι ίσως, μερικά χρόνια πριν θα είχαν ελάχιστη ελπίδα για να ζήσουν. Επίσης, καθώς το μέλλον της εξέλιξης της τεχνολογίας δείχνει ότι όλο

και πιο πολύπλοκος εξοπλισμός θα χρησιμοποιείται, δημιουργείται η εντύπωση ότι ο σύγχρονος τεχνολογικός εξοπλισμός μπορεί να υποκαταστήσει τον ανθρώπινο παράγοντα. Όσο εξελίσσεται η τεχνολογία, τόσο και οι απαιτήσεις από ειδικευμένο ανθρώπινο δυναμικό γίνονται μεγαλύτερες.

Η τεχνολογική επανάσταση ιδιαίτερα στο χώρο της υγείας δεν μπορεί να αφήσει αδιάφορους τους επαγγελματίες της υγείας, οι οποίοι πρέπει να είναι έτοιμοι να χρησιμοποιήσουν την τεχνολογία με τέτοιο τρόπο ώστε να είναι αποτελεσματική, αλλά και να μην επηρεάζει τις διαπροσωπικές σχέσεις τους με τον ασθενή και τον καθοριστικό τους ρόλο με πάντα Βάση τις επιστημονικές αλλά και γενικότερα ανθρώπινες, ηθικές αξίες και αρχές.

ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΕΞΕΛΙΞΗ

Πριν ξεκινήσουμε και δούμε ποια ήταν η συμβολή της τεχνολογικής εξέλιξης στην ανάπτυξη του Νοσοκομειακού τομέα, θα ήταν σκόπιμο να κάνουμε μια αναδρομή στο πώς ξεκίνησε και πώς εξελίχθηκε το Νοσοκομείο. Έτσι ξεκινάμε από την Προϊπποκράτεια περίοδο για να διακρίνουμε τους ναούς - θεραπευτήρια όπου οι ασθενείς τοποθετημένοι κοντά στο μνημείο του Ασκληπιού και με την περιποίηση γιατρών, νοσοκόμων, μαλακών, και υδατοθεραπευτών θεραπεύονταν από τις ασθένειές τους. Στην περίοδο αυτή τα ιατρικά εργαλεία που χρησιμοποιούνταν είχαν υποτυπώδη μορφή και τα λιγοστά φάρμακα ήταν διάφορα θεραπευτικά βότανα.

Προχωρώντας στην Ιπποκράτεια περίοδο, βρίσκουμε ότι η ιατρική σαν επιστήμη έχει πάρει πιο συγκεκριμένη μορφή, άρχισε πια να γίνεται πιο κατανοητή η αιτία της νόσου και άρχισαν να χρησιμοποιούνται περισσότερα φάρμακα. Η εξέλιξη αυτή θα συνεχιστεί κατά την Αλεξανδρινή και Ελληνορωμαϊκή περίοδο, για να φτάσουμε στην περίοδο του Βυζαντίου κατά την οποία ο Χριστιανισμός με την εξάπλωσή του ενισχύει την αντίληψή του για την συμπαράσταση αυτών που έχουν ανάγκη και γίνεται η αιτία για να αρχίσει η κατασκευή διαφόρων ιδρυμάτων όπου θα έβρισκαν στέγη όλοι αυτοί που είχαν ανάγκη, δηλαδή οι ασθενείς, οι φτωχοί, οι εργάτες, οι ηλικιωμένοι, τα

ορφανά, τα βρέφη και οι ανίκανοι. Αλλά η περίοδος αυτή της πρόοδου όσον αφορά την εξέλιξη της υγειονομικής περίθαλψης και της κατασκευής όλο και περισσότερων νοσοκομείων, έρχεται να αντικατασταθεί από την περίοδο της Τουρκοκρατίας που όχι μόνο ο θεσμός των νοσοκομείων και της υγειονομικής περίθαλψης ατόνησε αλλά και ολόκληρος ο Ελληνισμός στέναζε κάτω από το ζυγό της για τετρακόσια χρόνια.

Προσπερνώντας όμως τη φοβερή αυτή περίοδο της τουρκοκρατίας θα φτάσουμε στα χρόνια μετά την απελευθέρωση του έθνους μας. Κατά την περίοδο αυτή βλέπουμε ένα πλήθος από Νοσοκομεία Κρατικά, Δημοτικά Κ.ά. να κατασκευάζονται, που όμως υστερούν στο θέμα της οργάνωσης των υγειονομικών υπηρεσιών. Παρ' όλ' αυτά όμως η πρόοδος θα σημειωθεί σιγά σιγά μέσα στα επόμενα χρόνια για να πάρουν τα νοσοκομεία τη σημερινή τους μορφή λειτουργίας. Σ' αυτό βέβαια θα συμβάλει σημαντικά και η τεχνολογική εξέλιξη που έχει επιτευχθεί αυτά τα χρόνια. Έτσι εγκαινιάζεται μια νέα εποχή στη διαγνωστική ιατρική. Ο γιατρός για πρώτη φορά με τη βοήθεια ενός επιστημονικού οργάνου μπορεί να πάρει πληροφορίες από το εσωτερικού του ανθρώπινου σώματος χωρίς χειρουργική επέμβαση. Με τη βοήθεια του απλού αυτού οργάνου ο εκπαιδευόμενος παθολόγος μπορούσε να αποκτήσει μια ιδέα για την κατάσταση μορφής και λειτουργίας μιας ποικιλίας εσωτερικών οργάνων.

Το στηθοσκόπιο μπορεί να θεωρηθεί ο πρόδρομος των σύγχρονων συστημάτων απεικόνισης, συστημάτων που σχεδιάστηκαν για να δίνουν πληροφορίες για το εσωτερικό του σώματος με ελάχιστο κίνδυνο για τον ασθενή. Ο 19ος αιώνας έφερε δύο ακόμη σημαντικά όργανα απεικόνισης, το οφθαλμοσκόπιο που χρησιμοποιείται για τη μελέτη του κερατοειδούς και τα πρώτα συστήματα απεικόνισης με ακτίνες «Χ».

Το 1963 αναφέρεται η χρήση του υπέρβαρικού οξυγόνου. Σ' ένα ειδικό θάλαμο διαστάσεων ενός δωματίου μπαίνουν ο ασθενής και το ιατρικό και νοσηλευτικό προσωπικό. Στο θάλαμο αυτό αυξάνεται η ατμοσφαιρική πίεση τρεις φορές από την κανονική. Ο ασθενής για επτά περιόδους διάρκειας 1,5 ώρας και για τρεις μέρες αναπνέει με μάσκα προσώπου Οξυγόνο 100. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της φυσιολογικής τάσης του Οξυγόνου στο πλάσμα, στη λέμφο κατά 15-20 φορές. Περιγράφεται ότι παρατηρήθηκε πολύ

μεγάλη βελτίωση στους περισσότερους ασθενείς. Τέτοιοι θάλαμοι υπερβαρικού οξυγόνου βρίσκονται σήμερα ορισμένα στρατιωτικά νοσοκομεία και σε νοσοκομεία του Ναυτικού.

Όταν ο ασθενής δεν μπορεί να τραφεί απ' το στόμα, με ειδική συσκευή χορηγείται από τη φλέβα αίμα, σακχαρούχα διαλύματα, ηλεκτρολύτες. Τοποθετείται Levin για την απομάκρυνση των γαστρικών υγρών και την πρόληψη του εμετού και πιθανής εισρόφησης. Επίσης τοποθετείται καθετήρας Foley για την ακριβή μέτρηση των αποβαλόμενων υγρών. Με τη συσκευή της Κεντρικής Φλεβικής Πίεσης είναι δυνατός πλέον ο έλεγχος του κυκλοφορούντος όγκου υγρών στον οργανισμό και έτσι προλαμβάνεται η υπερφόρτωση του ασθενή με περιττά υγρά. Αρχίζει η ενδοφλέβια χορήγηση αντιβιοτικών αραιωμένα σε απλή σύριγγα αρχικά, για να φθάσουμε σήμερα να χορηγούνται σε μεγάλη αραιώση σε συσκευές Soluset. Προλαμβάνεται έτσι ο ερεθισμός των φλεβών και οι θρομβοφλεβίτιδες. Σήμερα επίσης αν ο ασθενής δεν έχει ανάγκη ενυδάτωσης χρησιμοποιούνται ηπαρινισμένα καθετηράκια.

Αναπτύσσεται η πλαστική και επανορθωτική χειρουργική η οποία με την τοποθέτηση μוסχευμάτων βοηθά στην επούλωση του τραύματος όταν υπάρχει πρόβλημα.

Επίσης βρίσκει εφαρμογή η υπεριώδης ακτινοβολία στη θεραπευτική αντιμετώπιση του τραύματος γιατί ελαττώνει τη βακτηριακή κινητικότητα και την παραπέρα ανάπτυξη των παθογόνων μικροοργανισμών και επιπλέον αυξάνει την κυκλοφορία. Την τελευταία δεκαετία βρίσκουμε μια μοντέρνα νοσηλευτική μονάδα monitors τα οποία καταγράφουν αυτόματα την Αρτηριακή Πίεση, τις σφίξεις, τις αναπνοές και άλλες παραμέτρους. Οξυγόνο παίρνει από την Κεντρική Παροχή, η αναρρόφηση είναι εντοιχισμένη, τα κρεβάτια ρυθμίζονται αυτόματα, έχει αεροπλιθές στρώμα για πρόληψη κατακλίσεων.

Η τεχνολογία με τα άλματα τα οποία σημειώνει καθημερινά μας δίνει ευοίωνες προοπτικές για το μέλλον του ασθενή. Η πληροφορική και οι Η/Υ ασφαλώς δεν μπορούσαν να μην εμπλακούν στην ιατρική και τη νοσηλευτική. Σήμερα χρησιμοποιούνται σε περιορισμένη κλίμακα προγράμματα για ειδικευμένους γιατρούς και νοσηλευτές για την αρχική αντιμετώπιση των ασθενών με κοιλιακά τραύματα αμέσως μετά την αναζωογόνησή τους και τη σταθεροποίησή τους. Εξοικείωση λοιπόν με τα computers ώστε να

αντιμετωπίσουμε την πρόκληση του μέλλοντος με τη χρήση τους στις Νοσηλευτικές Μονάδες δίπλα στον ασθενή. Ακόμα υπάρχει η σκέψη και γίνεται έρευνα να χρησιμοποιηθούν ρομπότ στις νοσηλευτικές μονάδες για ορισμένες εργασίες. Πολύ πιθανό τα επόμενα χρόνια αυτό να γίνει πραγματικότητα.

ΟΙ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΣΤΗΝ ΥΓΕΙΑ

Οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές είναι το εργαλείο της μελλοντικής προόδου του επαγγέλματος. Σήμερα οι Νοσηλευτές είναι επιφορτισμένοι από πληθώρα καθηκόντων απαιτήσεων και έγγραφων αποδεικτικών στοιχείων του έργου τους. Είναι υποχρεωμένες να μάθουν νέους χειρισμούς μηχανημάτων, εργαλείων υλικού και νέα φάρμακα, απομνημονεύοντας αλληλεπιδράσεις. Η απαίτηση για εξυπηρέτηση προς τους ασθενείς από την είσοδο μέχρι την έξοδό τους είναι υψηλότερη απ' ό,τι μερικά χρόνια πριν. Σήμερα το ποσό των απαιτούμενων γνώσεων αυξάνει διαρκώς σ' όλους τους κλάδους. Έτσι πρέπει να δεχθούμε ότι οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές μάλλον παρά η ανθρώπινη μνήμη η οποία ευκολότερα σφάλει θα πρέπει να αναλάβουν την ευθύνη της ακοής καταγραφής στοιχείων. Και αυτό πρέπει να γίνει για άλλους επαγγελματίες υγείας. Είναι γεγονός ότι τα Νοσοκομεία στρέφονται τώρα στην τεχνολογία για βοήθεια και κυρίως από το 1986, όταν το αυτόματο σύστημα ηλεκτρονικών υπολογιστών μπήκε στα Νοσοκομεία των προηγμένων χωρών και είδαν ότι οι Νοσηλευτές μπορούν να συγκεντρώνονται στα δικά τους νοσηλευτικά καθήκοντα, αντί να χάνουν χρόνο, αναλαμβάνοντας γραφειοκρατικές και διοικητικές δραστηριότητες. Και αυτό διότι το αυτόματο σύστημα νοσηλείας λειτουργεί με ηλεκτρονικούς υπολογιστές, οι οποίοι τροφοδοτούμενοι σωστά με βασικά στοιχεία και με ολοκληρωμένη διαδικασία πληροφόρησης προσφέρει 99,9% αξιοπιστία. Αυτοματοποιεί την πληροφορία για να εγγραφη, ιστορικό, εντολή και σχεδιασμό προγραμμάτων νοσηλείας, βελτιώνει την προσφερόμενη Νοσηλευτική φροντίδα και μειώνει το κόστος νοσηλείας. Απαλλάσσει το Νοσηλευτικό προσωπικό από το stress της εργασίας, με αποτέλεσμα την αύξηση ικανοποίησης μέσα από αυτή. Διευκολύνει επίσης την καλύτερη

οργάνωση και διοίκηση νοσηλευτικών υπηρεσιών. Οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές είναι τα σύγχρονα εργαλεία για την καλύτερη εκπαίδευση των Νοσηλευτών και των άλλων επαγγελματιών υγείας, ιδιαίτερα τώρα που μαζί με το video μπορούν να ενσωματωθούν στα πραγματικά κλινικά ερεθίσματα της σύγχρονης ζωής μας. Χρησιμοποιούμε τους ηλεκτρονικούς εγκεφάλους για την εκτέλεση προηγμένων ανθρώπινων εργασιών, όπως ο συλλογισμός, η επίλυση προβλημάτων και η εκμάθηση. Οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές όταν τροφοδοτούνται σωστά βγάζουν συμπεράσματα αντάξια των αποφάσεων εμπειρων ανθρώπων στον κλινικό τομέα. Οι συνηθέστερες εφαρμογές στα νοσοκομεία είναι στις διοικητικές και οικονομικές υπηρεσίες.

Η Νοσηλευτική βρίσκεται στο σταυροδρόμι των εξελίξεων και του εκσυγχρονισμού της και είναι προφανές ότι το μέλλον της εφαρμογής των ηλεκτρονικών υπολογιστών είναι τεράστιο. Κι ενώ έχουμε κάθε λόγο να είμαστε ενθουσιασμένοι με τις δυνατότητες που μας παρέχει η πληροφορική θα πρέπει παράλληλα να ελέγχουμε όλες τις πλευρές του θέματος.

Παρά την αισιοδοξία δεν παροτρύνεται η αντικατάσταση των νοσηλευτριών από τους ηλεκτρονικούς εγκεφάλους. Αντίθετα προτείνω και συνηγορώ για την ανάπτυξη συμβουλευτικών συστημάτων για βοήθεια των νοσηλευτριών στους τομείς της πρακτικής άσκησης των καθηκόντων τους.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2ο

ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗ ΖΩΤΙΚΩΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΩΝ (monitoring)

Ο όρος 'monitoring' έχει ενταχθεί στην ελληνική ιατρική ορολογία λόγω της έλλειψης αντίστοιχου ελληνικού μονολεκτικού όρου, κατάλληλου να αποδώσει με ακρίβεια την έννοια της συνεχούς συλλογής πληροφοριών. Η λέξη 'monitoring' προέρχεται από το λατινικό ρήμα 'monere', που σημαίνει 'προειδοποιώ'. Στην ιατρική ορολογία, ο όρος 'monitoring' υποδηλώνει την συλλογή πληροφοριών για τη λειτουργία, την απόδοση και τις εφεδρικές δυνατότητες των διαφόρων οργανικών συστημάτων. Το monitoring διακρίνεται σε επεμβατικό και μη επεμβατικό. Το πρώτο αναφέρεται στη διαδικασία, συλλογής πληροφοριών μέσω διεϊσδυσης από διαφορετικές εισόδους του ανθρώπινου σώματος (δέρμα, βλεννογόνοι κ.ά), γεγονός που σημαίνει ότι, έστω, και σ' ελάχιστο βαθμό, προκαλείται τραυματική βλάβη στον ασθενή. Οι γενικές αρχές που πρέπει να διέπουν κάθε monitoring είναι:

1. Το μη επεμβατικό είναι προτιμότερο από το επεμβατικό.

2. Πρέπει να επιλέγονται οι πιο χρήσιμες πληροφορίες με το μικρότερο δυνατό κόστος.

Σκοπός του παρόντος κεφαλαίου είναι η κατανόηση των παραμέτρων και των βασικών αρχών προσέγγισης τους που χρειάζονται σε καθημερινή καταγραφή και ανάλυση στο περιβάλλον των χειρουργείων και των Μονάδων Εντατικής Θεραπείας. Αρχικά θα σχολιαστεί η μέθοδος μετατροπής των διαφόρων βιολογικών μεταβλητών σε ελέγξιμη μορφή και ακολούθως θα περιγραφούν οι βασικές αρχές monitoring του κυκλοφορικού, αναπνευστικού, κεντρικού νευρικού συστήματος, της νεφρικής λειτουργίας, καθώς επίσης και οι αρχές παρακολούθησης της θερμοκρασίας και της χορηγούμενης αναισθησίας.

ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΜΕΤΑΤΡΟΠΗΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΕ ΕΛΕΓΞΙΜΗ ΜΟΡΦΗ

Όλα τα έμβια όντα, από τα κύτταρα μέχρι το σύνολο του οργανισμού, παράγουν σήματα. Αυτά τα σήματα μπορεί να είναι ηλεκτρικά (π.χ. εκπόλωση ενός νευρικού ή καρδιακού κυττάρου), μηχανικά (π.χ. ο ήχος από τη σύγκλιση μίας καρδιακής βαλβίδας), χημικά (π.χ. η μερική πίεση του οξυγόνου στο αρτηριακό αίμα) και άλλα. Αυτά τα βιοσήματα είναι χρήσιμα για τη διάγνωση, το monitoring αλλά και την έρευνα. Τα περισσότερα από αυτά τα βιοσήματα, προκειμένου να αναλυθούν και να μας δώσουν τις πληροφορίες που χρειαζόμαστε, πρέπει να φιλτραριστούν από το 'θορυβώδες' περιβάλλον τους και να περιοριστούν σε εκείνες μόνο τις παραμέτρους που μας ενδιαφέρουν. Ο κύριος σκοπός της επεξεργασίας των βιοσημάτων είναι η άντληση πληροφορίας από αυτά μέσω αρχικά μετατροπής τους σε ηλεκτρικά σήματα, με τη βοήθεια των μετατροπέων (transducers). Οι transducers είναι διατάξεις που μετατρέπουν, με αξιοσημείωτη πιστότητα, τις ενεργειακές μεταβολές κάποιας μορφής σε ενεργειακές μεταβολές άλλης. Στη συνέχεια, τα σήματα, σε ηλεκτρική πλέον μορφή, ψηφιοποιούνται προκειμένου να υποστούν επεξεργασία από ηλεκτρονικούς υπολογιστές. Όλα τα βιοσήματα είναι αναλογικά και συνίστανται σε αθροίσματα απλών ημιτονοειδών κυμάτων, χαμηλών και υψηλών συχνοτήτων. Η διαδικασία ψηφιοποίησης περιλαμβάνει την δειγματοληψία (sampling) ενός αναλογικού σήματος, με συχνότητα δειγματοληψίας διπλάσια της πλέον υψίσυχνης συχνότητας που ενυπάρχει σ' αυτό, σύμφωνα με το θεώρημα Shannon-Nyquist. Για παράδειγμα το ΗΚΓφημα έχει ένα εύρος συχνοτήτων από 0,15 έως 150Hz. Άρα η ελάχιστη συχνότητα δειγματοληψίας για την αξιόπιστη μετατροπή του σε ψηφιακή μορφή (δηλαδή πόσο συχνά θα λαμβάνεται τιμή για τη μετατροπή) θα είναι $2 \times 150 = 300\text{Hz}$. Σε διαφορετικά βιοσήματα τροποποιείται και το εύρος των συχνοτικών τους περιεχομένων. Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα για παράδειγμα έχει εύρος συχνοτήτων 0,2-50Hz, το σπιρομετρικό γράφημα 0-40 και η αρτηριακή πίεση 0-60Hz. Επιπλέον, το κάθε σήμα μπορεί να υποστεί δειγματοληψία κατά την

οποία τα ύψη (πλάτη των ταλαντώσεων) μετριοούνται σε ίσα διαστήματα και μετατρέπονται σε διακριτές τιμές που εκφράζονται με δυαδική μορφή. Αυτή η διαδικασία αποκαλείται κβαντισμός του σήματος και γίνεται μέσω ενός αναλογικού-ψηφιακού μετατροπέα (Analog to Digital Converter, ADC). Ένας ADC π.χ. με ακρίβεια 10 bit διαφοροποιεί το σήμα σε $2^{10} = 1024$ διαφορετικά επίπεδα ύψους (πλάτος ταλαντώσεων). Ο αριθμός των επιπέδων ύψους ανάλυσης είναι ο βαθμός κβαντισμού του σήματος και αποτελεί παράμετρο της ακρίβειας της ψηφιοποίησης. Οι περισσότεροι μετατροπείς αναλογικών ψηφιακών σημάτων που χρησιμοποιούνται, έχουν ακρίβεια 6-12 bit. Μετά τη μετατροπή του σήματος σε ψηφιακή μορφή, δίνεται πλέον η δυνατότητα ποικίλης επεξεργασίας με τεχνολογία υπολογιστών και ακολουθεί η επιλογή των παραμέτρων προς μέτρηση για διαγνωστικούς ή ερευνητικούς σκοπούς.

ΑΡΧΕΣ ΜΕΤΑΤΡΟΠΗΣ

Όπως ήδη αναφέρθηκε, η δυνατότητα υπολογιστικής επεξεργασίας παρέχεται από την προηγούμενη μετατροπή και ψηφιοποίηση. Οι δύο αυτές επιμέρους διαδικασίες παίζουν σημαντικό ρόλο στην ποιότητα του monitoring και επηρεάζονται από τα χαρακτηριστικά του συστήματος μετατροπής και του αναλογικού-ψηφιακού μετατροπέα (ADC). Η μετατροπή δεν είναι απαραίτητη για όλα τα βιοσήματα (π.χ. αυτά που έχουν ηλεκτρική μορφή όπως η μεταβολή δυναμικού κατά την καρδιακή λειτουργία ή τα κύματα του εγκεφάλου) και η ποιότητα του monitoring εξαρτάται από το φιλτράρισμα, την ενίσχυση και την ψηφιοποίηση. Σε αυτά όμως που χρειάζονται μετατροπή σε ηλεκτρικό ρεύμα (π.χ. μέτρηση πιέσεων), τα χαρακτηριστικά της διαδικασίας μετατροπής παίζουν σημαντικό ρόλο στην ποιότητα του monitoring.

Ένα σύστημα μετατροπής αποτελείται από περισσότερα επιμέρους υλικά με διαφορετικές ιδιότητες. Για την επεμβατική μέτρηση πίεσης υπάρχει ο αγγειοκαθετήρας, το επίμηκες συνδετικό με την παρεμβολή συνδετικών τριών κατευθύνσεων (three-way stop-cock), το νερό, ο ίδιος ο transducer και τα υλικά για τη μεταφορά του μικρορεύματος στη διάταξη επόμενης επεξεργασίας. Για τη μέτρηση της θερμοκρασίας, εκτός απ' τους thermistors,

που μπορεί ανάλογα με τον τρόπο που λειτουργούν (διάφορα διμεταλλικά ζεύγη, ημιαγωγοί) να εμφανίζουν διαφορετικές ιδιότητες, υπάρχουν επικαλυπτικά υλικά και υλικά μεταφοράς του μικρορεύματος. Όλα τα παραπάνω προσδίδουν στο σύστημα ιδιότητες για τη μετατροπή του σήματος που προσομοιάζουν με πραγματική (φθίνουσα, με ενεργειακές απώλειες) ταλάντωση (damped oscillation). Το σύστημα μετατροπής, για τους παραπάνω λόγους, παρουσιάζει απόσβεση όταν εκτίθεται στο περιοδικά μεταβαλλόμενο βιοσήμα (damping). Επιπλέον, εμφανίζει μια δική του ιδιοσυχνότητα (natural frequency), στην οποία, όταν εκτεθεί, συντονίζεται. Οι παραπάνω ιδιότητες συνολικά μαζί με τα χαρακτηριστικά του προς μετατροπή βιοσήματος αποτελούν τη δυναμική ανταπόκριση (dynamic response) του συστήματος στην ενεργειακή μεταβολή που πρέπει να μετρηθεί. Εάν ο damping factor του συστήματος, σε σχέση με τη μεταβολή, είναι μεγάλος (προσεγγίζει τη μονάδα), τότε η αντανάκλαση του φαινομένου από το σύστημα μετατροπής φθίνει άμεσα. Εάν είναι μικρός, μία μόνο μεταβολή (π.χ. ένα κύμα πίεσης) προκαλεί ταλάντωση στο σύστημα μετατροπής και η μονήρης μεταβολή αντανάκλαται σαν πολλαπλά κύματα.

Από τα παραπάνω γίνεται φανερό ότι για να είναι πιστό ένα σύστημα μετατροπής-μεταφοράς σήματος πρέπει οι συχνότητες της προς μέτρηση μεταβολής να απέχουν απ' την ιδιοσυχνότητα του. Το σύστημα πρέπει να διαβάσει με ακρίβεια τη μεταβολή αλλά και στο πέρας της πρέπει να είναι έτοιμο (να έχουν αποσβεσθεί όλα τα στοιχεία της δικής του ταλάντωσης) για να διαβάσει την επόμενη. Αν το σύστημα έχει μικρό damping factor τότε "υπερδιαβάζει" τη μεταβολή και γίνεται εξαιρετικά ανακριβές όταν η συχνότητα της πλησιάζει την ιδιοσυχνότητα του. Εάν έχει μεγάλο damping factor τότε πράγματι "περιμένει" έτοιμο τον επόμενο παλμό αλλά υποεκτιμά, σε κάποιο βαθμό το ύψος της αρχικής μεταβολής. Το φαινόμενο μάλιστα αυτό γίνεται πιο έντονο όσο η συχνότητα παλμών αυξάνει. Τα παραπάνω έχουν μεγάλη σημασία για τις μεταβολές που έχουν υψηλή συχνότητα (γίνονται πολλές φορές στη μονάδα του χρόνου), όπως η αρτηριακή πίεση, ενώ για αργές μεταβολές, όπως η θερμοκρασία, η σημασία τους είναι δευτερεύουσα.

MONITORING ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Αρτηριακή Πίεση

Η αρτηριακή πίεση είναι μία από τις πιο συχνές αλλά και τις πιο αναξιόπιστες μετρήσεις στην σύγχρονη ιατρική. Το αποτέλεσμα της, με οποιονδήποτε τρόπο, μέτρησης της θεωρείται σίγουρα ενδεικτικό, αλλά απέχει, σε άλλοτε άλλο βαθμό, από την πραγματική τιμή της. Η μέτρηση της μπορεί να γίνει άμεσα με επεμβατικό έλεγχο των ενδοαγγειακών πιέσεων ή έμμεσα.

Επεμβατικός Έλεγχος

Αντικειμενικός σκοπός του επεμβατικού ελέγχου είναι η ακριβής εκτίμηση των δυνάμεων, δηλαδή των κυμάτων πίεσης που ασκούνται στο σημείο μέτρησης, με απώτερο όμως στόχο την εκτίμηση της πίεσης που παράγεται από την αριστερή κοιλία. Τα απαραίτητα στοιχεία για τη μέτρηση ενδοαγγειακών πιέσεων είναι: ένας ενδοαγγειακός καθετήρας, ένας συνθετικός σωλήνας γεμάτος, νερό, ένας ηλεκτρονικός αναλυτής και ένα σύστημα απεικόνισης. Κάθε σύστημα καταγραφής πιέσεων, και αυτό αφορά όχι μόνο την αρτηριακή πίεση αλλά και τη μέτρηση σε άλλα σημεία του κυκλοφορικού (π.χ. κεντρική φλεβική, ενδοκοιλιακές πιέσεις, πίεση στην πνευμονική αρτηρία, πίεση ενσφήνωσης κ.λ.π.), είναι ένας καθετήρας-μετατροπέας και μπορεί να περιγραφεί ως κυμαινόμενη αντίσταση. Σημαντικό μέρος του συστήματος αποτελεί ο μετατροπέας. Οι μετατροπείς μπορεί, να είναι διαφράγματα-μεμβράνες που όταν παραμορφώνονται από μία αλλαγή πίεσης, αλλάζει η διαφορά δυναμικού κατά μήκος των αντιστάσεων μίας γέφυρας Wheatstone. Ανάλογη συμπεριφορά παρουσιάζουν οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι. Τελικά, η μεταβολή της πίεσης προκαλεί μία αλλαγή σε ροή ηλεκτρικού ρεύματος, η οποία και καταγράφεται.

Ανεξάρτητα απ' τα παραπάνω, κάθε κυματομορφή που αντανακλά φαινόμενα πίεσης (π.χ. αρτηριακή πίεση, πίεση αεραγωγών, ενδοκράνια πίεση κ.α.) είναι ένα περιοδικό φαινόμενο που επαναλαμβάνεται σε τακτά χρονικά

διαστήματα. Εντούτοις, είναι και ένα ιδιαίτερα πολύπλοκο φαινόμενο αλληλεπιδράσεων διαφορετικών μηχανισμών που καθορίζουν την χρονική του εξέλιξη. Σύμφωνα με μία μαθηματική μέθοδο που αποκαλείται ανάλυση Fourier, κάθε κυματομορφή μπορεί να αναπαραχθεί μέσω αθροίσματος σειράς απλών ημιτονοειδών κυμάτων με διαφορετικά ύψη και συχνότητες. Η αρχική κυματομορφή πίεσης έχει μία χαρακτηριστική συχνότητα που αποκαλείται θεμελιώδης. Τα ημιτονοειδή κύματα έχουν συχνότητες πολλαπλάσιες της θεμελιώδους και αποκαλούνται αρμονικές. Αν η αρχική κυματομορφή αρτηριακής πίεσης περιέχει υψίσυχνα στοιχεία, όπως απότομη άνοδος της συστολικής πίεσης, απαιτούνται υψηλής συχνότητας αρμονικές για την ακριβή αναπαραγωγή του σήματος, ίσως 10 αρμονικές. Γενικά απαιτούνται 6-10 αρμονικές για μία σχετικά αξιόπιστη αναπαραγωγή του σήματος της αρτηριακής πίεσης. Έτσι, άρρωστος με 120 σφύξεις/λεπτό (2κύκλοι/sec, 2Hz) απαιτεί σύστημα μετατροπής-καταγραφής της αρτηριακής του πίεσης με δυναμική απάντηση 12 με 20Hz. Κάθε σύστημα καταγραφής πιέσεων είναι ένας καθετήρας-μετατροπέας που χαρακτηρίζεται, ανάλογα με τις ιδιότητες του (ελαστικότητα, μάζα, τριβή κ.ά.), από μία δυναμική απάντηση ή συχνότητα απάντησης. Αυτή η συχνότητα ορίζεται από τη φυσική συχνότητα και τον συντελεστή απόσβεσης (damping factor ή coefficient). Η φυσική συχνότητα περιγράφει το πόσο εύκολα το σύστημα ταλαντώνεται (λόγω μετάδοσης των κυμάτων πίεσης) και ο συντελεστής απόσβεσης περιγράφει πόσο γρήγορα το σύστημα επανέρχεται στην αρχική του κατάσταση. Όταν η φυσική συχνότητα του συστήματος μέτρησης είναι μικρότερη από τη συνήθη (12-20Hz) ή όταν η κυματομορφή της πίεσης περιέχει υψίσυχνα στοιχεία (π.χ. σε έντονη ταχυκαρδία), τότε ενδέχεται η φυσική συχνότητα του συστήματος να εξισωθεί με την θεμελιώδη συχνότητα του σήματος της πίεσης. Το φαινόμενο αυτό αποκαλείται συντονισμός (resonance) και η κυματομορφή της πίεσης εμφανίζεται τροποποιημένη, με έντονη ενίσχυση της κορυφής της (over-Shooting). Πέρα απ' την αυξημένη φυσική συχνότητα που απαιτείται να διαθέτει το σύστημα καθετήρας-μετατροπέας για αποφυγή του φαινομένου συντονισμού, πρέπει να έχει και τον κατάλληλο συντελεστή απόσβεσης. Αύξηση του (overdamped) συνοδεύεται από απώλεια λεπτομέρειας και πληροφοριών κατά την αναπαράσταση της κυματομορφής, ενώ μείωση

(underdamped) προκαλεί εικόνα ενίσχυσης των κορυφαίων τιμών (overshooting). Τα περισσότερα συστήματα monitoring πιέσεων είναι σχεδιασμένα έτσι ώστε σε χαμηλές τιμές φυσικής συχνότητας, να στενεύει το εύρος των τιμών του συντελεστή απόσβεσης που επιτρέπει ακριβή αναπαράσταση της κυματομορφής της πίεσης. Συμπερασματικά, μπορούμε να πούμε ότι με την μείωση του μήκους του συστήματος, χωρίς επιπλέον χρήση προεκτάσεων και την αφαίρεση των όποιων φυσαλίδων αέρα ή πηγμάτων αίματος από τις συνδέσεις, επιτυγχάνεται η αύξηση της φυσικής συχνότητας του συστήματος και απομακρύνεται η περίπτωση συντονισμού και overshooting.

Η επεμβατική μέτρηση αρτηριακής πίεσης υπόκειται και σε άλλου τύπου περιορισμούς εκτός των τεχνικών χαρακτηριστικών των συστημάτων καταγραφής. Αν και υπάρχει η τάση να θεωρείται η αρτηριακή πίεση ως δείκτης της αιματηρής ροής, πίεση και ροή αποτελούν ξεχωριστές φυσικές οντότητες. Η εξώθηση του όγκου παλμού σε κάθε συστολή δημιουργεί ένα κύμα πίεσης και ένα κύμα ροής. Το πρώτο τρέχει τουλάχιστον 20 φορές γρηγορότερα από το δεύτερο, με αποτέλεσμα το κύμα πίεσης που καταγράφεται στην περιφερική αρτηρία να προηγείται του όγκου αίματος (ροή =μεταβολή όγκου στη μονάδα χρόνου) κατά λίγα δευτερόλεπτα. Η αύξηση των περιφερικών αντιστάσεων συνεπάγεται, κατά το ηλεκτρικό ανάλογο του νόμου του Ohm, μείωση της ταχύτητας μετάδοσης της ροής σε σχέση με την ταχύτητα της πίεσης. Γι' αυτό σε περιπτώσεις αγγειοσύσπασης και γενικά αυξημένων αγγειακών αντιστάσεων, η αρτηριακή πίεση δεν είναι αξιόπιστος δείκτης της αιματικής ροής. Επιπλέον η κυματομορφή της διαφοροποιείται ανάλογα με τη θέση μέτρησης. Όπως απέδειξε ο Guyton, η συστολική πίεση αυξάνεται καθώς το κύμα πίεσεως μεταδίδεται από την αριστερή κοιλία προς την περιφέρεια. Αυτή η αύξηση αντirroπείται από τη μείωση της γεωμετρικής επιφάνειας που καταλαμβάνει η κυματομορφή της αρτηριακής πίεσης, με αποτέλεσμα η μέση αρτηριακή πίεση να ελαττώνεται προς την περιφέρεια. Η αύξηση της συστολικής τιμής οφείλεται σε κύματα πίεσης που αντανακλώνται προς τα πίσω από την περιφέρεια. Καθώς το κύμα πίεσης κινείται, ανταλλάσσει ενέργεια με το αγγειακό τοίχωμα και η δυναμική ενέργεια που αποταμιεύεται κατά τη συστολή μετατρέπεται σε κινητική κατά τη διαστολή. Τα κύματα αυτά

προστίθενται στα συστολικά που ακολουθούν και ενισχύουν την συστολική πίεση, ιδιαίτερα όταν οι αρτηρίες έχουν μειωμένη ευενδοτότητα (π.χ. αθηρωμάτωση). Τελικά, η μόνη αξιόπιστη τιμή παραμένει η μέση αρτηριακή πίεση, καθώς αποτελεί την κατεξοχήν οδηγό πίεση της κυκλοφορίας (πίεση αριστερής κοιλίας-πίεση δεξιού κόλπου), ενώ παράλληλα δεν επηρεάζεται από τη θέση μέτρησης. Αποτελεί το γεωμετρικό μέσο όρο, δηλαδή το ολοκλήρωμα της επιφάνειας που περιλαμβάνει η κυματομορφή της πίεσης και ισοδυναμεί αδρά με τη διαστολική + $1/3$ (συστολική-διαστολική πίεση). Επειδή η παραπάνω σχέση προέρχεται από τη γνώση ότι η διαστολή είναι τα $2/3$ του καρδιακού κύκλου(60σφύξεις/λεπτό) η μέση αρτηριακή πίεση δεν είναι αξιόπιστη σε περιπτώσεις ταχυκαρδίας με μείωση της διαστολικής φάσης του καρδιακού κύκλου. Πρακτικά, χωρίς όμως ο παρακάτω ορισμός να είναι χωρίς σημασία, η μέση πίεση αντιστοιχεί στην συνεχή πίεση στο σύστημα των περιφερικών αντιστάσεων που θα επέφερε το ίδιο μηχανικό αποτέλεσμα, δηλαδή την ίδια ροή.

Μη Επεμβατικός Έλεγχος

Οι έμμεσες μέθοδοι μέτρησης της αρτηριακής πίεσης συνίστανται στη χρήση μίας περιχειρίδας με μανόμετρο, που τυλίγεται στον βραχίονα του ασθενούς και διατείνεται με αέρα, προκειμένου να δημιουργήσει μία πίεση που να συμπιέσει την υποκείμενη αρτηρία και τις φλέβες. Η περιχειρίδα ακολούθως αποσυμπιέζεται αργά, επιτρέποντας στην αρτηρία να ανοίξει. Η αρτηριακή πίεση υπολογίζεται είτε με την ανίχνευση των ήχων Korotkoff (μέθοδος ακρόασης), είτε με τη ψηλάφηση των σφύξεων (ταλαντομετρική μέθοδος). Στην πρώτη μέθοδο, ο πρώτος ήχος που ακούγεται αντιστοιχεί στην συστολική πίεση που καταγράφεται στο μανόμετρο ενώ ο τελευταίος ήχος αντιστοιχεί στην διαστολική. Το πρόβλημα με αυτή τη μέθοδο είναι ότι ενώ το ανθρώπινο αυτί έχει κριτική συχνότητα ανίχνευσης του ήχου στα 16Hz, το εύρος συχνοτήτων των ήχων Korotkoff βρίσκεται στα 25 με 50Hz. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι το ανθρώπινο αυτί είναι σχεδόν κουφό στους ήχους που πρέπει να ακούσει για να μετρήσει την αρτηριακή πίεση. Επιπλέον, η περιχειρίδα πρέπει να είναι

ικανή να προκαλεί ομότιμη συμπίεση της υποκείμενης αρτηρίας, κάτι που είναι συνάρτηση του μεγέθους της. Το μήκος της πρέπει να είναι τουλάχιστον το 80% της περιφέρειας του άκρου και το πλάτος τουλάχιστον 40% της ίδιας περιφέρειας. Αν το μέγεθος είναι πολύ μικρό, οι μετρήσεις της αρτηριακής πίεσης θα είναι ψευδώς ανεβασμένες. Επίσης, σε καταστάσεις με χαμηλές συστηματικές ροές π.χ. αιμοδυναμικά ασταθής άρρωστος, οι ήχοι Korotkoff δεν ακούγονται ικανοποιητικά γι' αυτό και δεν συνιστάται σε τέτοιους ασθενείς η χρήση της συγκεκριμένης μεθόδου. Μία παραλλαγή της παραπάνω τεχνικής είναι η ταλαντωσιμετρία η οποία στηρίζεται στην αρχή της πληθυσμογραφίας. Όταν η περιχειρίδα φουσκώνει, οι σφυγμικές μεταβολές της πίεσης στην υποκείμενη αρτηρία προκαλούν περιοδικές μεταβολές της πίεσης στην ίδια τη φουσκωμένη περιχειρίδα. Η μέθοδος μετράει αυτές τις περιοδικές μεταβολές της πίεσης (ταλαντώσεις) ως έμμεση μέτρηση της σφυγμικής πίεσης της υποκείμενης αρτηρίας. Στην καθημερινή κλινική πράξη παρατηρείται συχνά διάσταση μεταξύ των άμεσα και έμμεσα μετρούμενων τιμών της αρτηριακής πίεσης. Αυτό που πρέπει να αποτελεί γενικό κανόνα είναι ότι η έμμεση μέτρηση της συστολικής αρτηριακής πίεσης υποεκτιμά ελαφρά την άμεση τιμή σε νορμοτασικούς ασθενείς, την υποεκτιμά αρκετά σε υπερτασικούς, ενώ σε καταστάσεις υπότασης την υπερεκτιμά. Η έμμεσα μετρούμενη διαστολική πίεση (που αποτελεί σημαντικό καθοριστικό παράγοντα της στεφανιαίας ροής) υπερεκτιμά ελαφρώς την άμεσα μετρούμενη τιμή.

Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Όλοι οι ασθενείς χωρίς εξαίρεση χρήζουν συνεχούς ΗΚΓφικής καταγραφής, στα Χειρουργεία και στις Μονάδες Εντατικής Θεραπείας. Η επιλογή των απαγωγών (lead) καθορίζει τη διαγνωστική ευαισθησία της μεθόδου. Ο ηλεκτρικός άξονας της απαγωγής II είναι παράλληλος με τον κόλπο και καταγράφει τα κύματα P με το μεγαλύτερο δυναμικό, γι' αυτό και είναι σημαντικός για την ανίχνευση κολπικών αρρυθμιών και ισχαιμίας του κατώτερου καρδιακού τοιχώματος. Η απαγωγή V5 καθώς βρίσκεται στο 5ο μεσοπλεύριο διάστημα στην πρόσθια μασχαλιαία γραμμή, θεωρείται ιδανική

για την ανίχνευση της πρόσθιας και πλάγιας κοιλιακής ισχαιμίας. Εξαιτίας των χαμηλών δυναμικών που καταγράφονται, το ΗΚΓφικό σήμα επηρεάζεται συχνά από 'θόρυβο' όπως η διαθερμία κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Γι' αυτό το σκοπό χρησιμοποιούνται διάφορα φίλτρα τα οποία όμως είναι δυνατό να αλλοιώσουν την εικόνα του διαστήματος ST. Πολλά σύγχρονα monitors αντιμετωπίζουν αυτό το πρόβλημα με την δυνατότητα αυτόματης ανάλυσης και καταγραφής του διαστήματος ST. Η πτώση του πάνω από 1 mm, 60-80 milliseconds αμέσως μετά το σημείο J (το ακριβές τέλος του συμπλέγματος QRS) σε συνδυασμό με αναστροφή των T επαρμάτων, ή άνοδος του με συνοδά οξυκόρυφα T αποτελούν διαγνωστικά κριτήρια περιεγχειρητικής ισχαιμίας.

Κεντρική Φλεβική Πίεση

Η μέτρηση της κεντρικής φλεβικής πίεσης χρησιμοποιείται ως οδηγός για την χορήγηση υγρών, ειδικά στο πλαίσιο αντιμετώπισης της υποογκαιμίας και του shock. Επιπλέον, ο κεντρικός καθετηριασμός είναι απαραίτητος για τη χορήγηση ιδιαίτερα των όξινων φαρμάκων (κίνδυνος θρομβοφλεβίτιδας σε περιφερική χορήγηση), τεχνητής παρεντερικής διατροφής και για την αναρρόφηση αέρα σε περιπτώσεις εμβολής (π.χ. χειρουργική οπίσθιου κρανιακού βόθρου). Η κεντρική φλεβική πίεση (CVP) λαμβάνεται κυρίως από ένα καθετήρα με το τελικό του άκρο στον δεξιό κόλπο ή στην άνω κοίλη φλέβα ή από τον εγγύς (Proximal) αυλό του καθετήρα της πνευμονικής αρτηρίας, για τον οποίο θα γίνει λόγος αργότερα. Η πίεση του δεξιού κόλπου και η CVP θεωρούνται ταυτόσημες. Η φυσιολογική της κυματομορφή αποτελείται από πέντε 'φασικά' γεγονότα, τρεις κορυφές (a,c,v) και δύο κοιλάνσεις (x,y). Το κύμα a συμβαίνει στο τέλος της διαστολής και οφείλεται στην κολπική συστολή, η οποία αυξάνει την κολπική πίεση, ενώ ακολουθεί το κύμα P του ΗΚΓφήματος. Καθώς ο κόλπος χαλαρώνει, η κολπική πίεση πέφτει αρχικά και μετά ανεβαίνει (κύμα c). Αυτό το κύμα προέρχεται από την ισοογκαιμική κοιλιακή συστολή, που κλείνει την τριγλώχινα βαλβίδα και τη μετατοπίζει ελαφρά προς τον κόλπο. Το κύμα c πάντα ακολουθεί το έπαρμα R του ΗΚΓφήματος καθώς δημιουργείται με την έναρξη της κοιλιακής συστολής.

Ακολούθως, η κοιλιακή πίεση συνεχίζει να μειώνεται κατά τη διάρκεια της κοιλιακής συστολής (κοίλανση χ) μέχρι την εκ νέου άνοδο (κύμα ν), που προκαλείται από την φλεβική πλήρωση του κόλπου στο τέλος της συστολής με κλειστή την τριγλώχινα βαλβίδα (ισσογκαιμική χάλαση). Το κύμα αυτό ενδέχεται να είναι έντονο σε ασθενείς με ανεπάρκεια, της τριγλώχινας βαλβίδας, σε συνδυασμό με ελάτπωση του κοιλοτικού μέρους του κύματος χ. Το κύμα ν συνήθως εμφανίζεται μετά τα έπαρμα T του ΗΚΓφήματος (σχήμα 11.4). Μετά η κοιλιακή πίεση πέφτει καθώς ανοίγει η βαλβίδα και ακολουθεί η διαστολική πλήρωση (κοίλανση γ). Σε σχέση με τον καρδιακό κύκλο και τις μηχανικές λειτουργίες της κοιλίας, η κυματομορφή της κοιλιακής πίεσης έχει τρία συστολικά στοιχεία (κύμα c, κοίλανση χ, κύμα ν.) και δύο διαστολικά (κοίλανση γ, κύμα α). Σημειώνοντας το έπαρμα R που προσδιορίζει το τέλος της διαστολής και την έναρξη της συστολής μπορούμε να προσδιορίσουμε τα συστολικά και διαστολικά μέρη της κοιλιακής πίεσης του δεξιού κόλπου.

Καθετήρας Πνευμονικής Αρτηρίας.(Swan-Ganz)

Ο καθετήρας πνευμονικής αρτηρίας για τους ενήλικες (PAC) έχει συνήθως μήκος 110 cm και εξωτερική διάμετρο 2.3 mm (7 French). Συνήθως φέρει δύο εσωτερικά κανάλια, ένα που διατρέχει όλο το μήκος του καθετήρα και ανοίγει στο τελικό του άκρο (distal) και ένα μικρότερο με άνοιγμα στα 30 cm από το τελικό άκρο του καθετήρα (proximal). Στο τελικό άκρο υπάρχει ένα μικρό μπαλόνι με χωρητικότητα 1.5 ml. Το μπαλόνι γεμίζει με αέρα από άλλο αυλό και λειτουργεί τόσο για την προώθηση του καθετήρα με τη ροή του αίματος όσο και προστατευτικά, καθώς εμποδίζει τη βλάβη-διάτρηση του τοιχώματος των κοιλοτήτων κατά τη διάρκεια της προώθησης προς την πνευμονική αρτηρία. Επιπλέον, υπάρχει ένας θερμίστορας (μετατροπέας που αισθάνεται τις μεταβολές θερμοκρασίας και τις μετατρέπει σε ηλεκτρικό ρεύμα), 4 cm από το τελικό άκρο του καθετήρα.

Ο θερμίστορας μετρά τις μεταβολές θερμοκρασίας κατά την ταχεία ροή ενός ψυχρού υγρού που εγχύεται μέσω του proximal άκρου του καθετήρα, και το ειδικό monitor υπολογίζει την καρδιακή παροχή με μέθοδο αντίστοιχη της

αρχής του Fick, όπως αναλύεται διεξοδικά σε επόμενη παράγραφο. Ενδείξεις χρήσης του καθετήρα αποτελούν διάφορα καρδιακά νοσήματα (π.χ. στεφανιαία νόσος, βαλβιδοπάθειες), οξεία και βαριά χρόνια αναπνευστική ανεπάρκεια, χορήγηση υγρών σε διάφορες καταστάσεις αιμορραγικού ή σηπτικού shock και γενικά μείζονες χειρουργικές επεμβάσεις σε ασθενείς με καρδιολογικό ιστορικό και σημαντικές μετακινήσεις υγρών, διεγχειρητικά. Σχετικές αντενδείξεις θεωρούνται ο πλήρης αποκλεισμός αριστερού σκέλους, το σύνδρομο Wolff-Parkinson-White και η συγγενής ανωμαλία Ebstein, ενώ επιπλοκές της τεχνικής θεωρούνται η ρήξη της πνευμονικής αρτηρίας (πολύ σπάνια) και διάφορες αρρυθμίες που προκαλούνται κατά την προώθηση του καθετήρα. Ο καθετήρας εισέρχεται από την υποκλείδιο ή την έσω σφαγίτιδα φλέβα στην κεντρική κυκλοφορία ενώ το distal άκρο του καθετήρα συνδέεται, αμέσως πριν την εισαγωγή, με ένα μετατροπέα πίεσης. Οι τιμές και κυματομορφές της πίεσης καταγράφοντας συνεχώς κατά τη διάρκεια της εισαγωγής του. Αρχικά, στα 20 cm από το σημείο εισαγωγής (έσω σφαγίτιδα), καταγράφεται η κεντρική φλεβική πίεση ή πίεση του δεξιού κόλπου (6-12mmHg), καθώς ο καθετήρας προωθείται στον δεξιό κόλπο. Ακολούθως εμφυσεύεται 1.5 ml αέρα στο μπαλόνι και ο καθετήρας προωθείται στη δεξιά κοιλία (30-35cm) όπου φαίνεται στην κυματομορφή έντονη άνοδος της συστολικής πίεσης (25mmHg) με παράλληλα χαμηλή διαστολική (3-7mmHg). Η τελοδιαστολική πίεση της δεξιάς κοιλίας (RVEDP) μετράται ταυτόχρονα με το έπαρμα R του ΗΚΓ φήματος. Στα 40-45 cm ο καθετήρας μπαίνει στην πνευμονική αρτηρία όπου η συστολική πίεση παραμένει η ίδια, ενώ η διαστολική ξεπερνά την αντίστοιχη της δεξιάς κοιλίας (15mmHg), κάτι που επιβεβαιώνει τη σωστή τοποθέτηση του καθετήρα. Συνήθως στα 50 cm, το συστολικό στοιχείο της κυματομορφής εξαφανίζεται και η καμπύλη μοιάζει με την τυπική πίεση του αριστερού (ή δεξιού) κόλπου. Αυτή είναι η πίεση ενσφήνωσης (wedge pressure), με τιμές 6-12 mmHg, και σε αυτή τη θέση σταματά η επιπλέον προώθηση, ενώ ξεφουσκώνεται το μπαλόνι.

Στη θέση ενσφήνωσης το μπαλόνι αποκλείει μέρος της κυκλοφορίας σε ένα κομμάτι της πνευμονικής αγγειακής κοίτης (σχήμα 8). Η ροή σταματά ανάμεσα στο άκρο του καθετήρα και ένα σημείο όπου οι πνευμονικές φλέβες που παροχετεύουν την αποφραγμένη περιοχή συνδέονται με άλλες φλέβες που

παροχετεύουν προς τον αριστερό κόλπο την υπόλοιπη αγγειακή πνευμονική κοίτη. Έτσι, μία συνεχής στατική στήλη αίματος συνδέει την πίεση ενσφηνώσεως με το παράπανω κομβικό σημείο που αντανακλά (λόγω χαμηλών αντιστάσεων των μεγάλων πνευμονικών φλεβών) τελικά την πίεση του αριστερού κόλπου (LAP). Συμπερασματικά, η πίεση wedge μετρά έμμεσα την πίεση του αριστερού κόλπου, η οποία με την σειρά της αντανακλά επίσης έμμεσα την τελοδιαστολική πίεση της αριστερής κοιλίας, που εξ ορισμού αποτελεί ένα μέτρο του προφορτίου της αριστερής κοιλίας. Η μέση πίεση wedge αντιστοιχεί στην υδροστατική πίεση των πνευμονικών τριχοειδών όταν η υδραυλικές αντιστάσεις στις πνευμονικές φλέβες θεωρούνται αμελητέες. Σύμφωνα με την εξίσωση Gaar, μπορεί να υπολογισθεί μια ενδεικτική πίεση για τα πνευμονικά τριχοειδή:

$$P_c - PCWP = 0.4(P_a - PCWP)$$

$$P_c = PCWP + 0.4(P_a - PCWP) \text{ (εξίσωση 1), όπου}$$

P_c , πίεση των πνευμονικών τριχοειδών

P_a , μέση πίεση της πνευμονικής αρτηρίας

$PCWP$, πίεση ενσφηνωσης

Με την προϋπόθεση ότι η μιτροειδής βαλβίδα λειτουργεί φυσιολογικά, η μέση τιμή της wedge συσχετίζεται ικανοποιητικά με την τελοδιαστολική πίεση της αριστερής κοιλίας (LVEDP). Μερικοί συσχετίζουν την τελοδιαστολική τιμή της πίεσης wedge, που προέρχεται από την κολπική συστολή, με την LVEDP (προφορτίο) και υπολογίζεται στο σημείο που αντιστοιχεί στο έπαρμα R. Σε φλεβοκομβικό ρυθμό, επειδή η κολπική πίεση προκαλεί την τελοδιαστολική φόρτιση όγκου της αριστερής κοιλίας, μπορεί η LVEDP να μετρηθεί από το κύμα a της πίεσης ενσφηνωσης. Τα περισσότερα σύγχρονα μονιτόρς παρέχουν τη δυνατότητα ακριβούς επιλογής για το σημείο μέτρησης στην κυματομορφή της wedge. Απαραίτητη προϋπόθεση για την εκτίμηση του προφορτίου (που είναι ο τελοδιαστολικός όγκος και όχι η τελοδιαστολική πίεση της αριστερής κοιλίας) είναι η φυσιολογική ευενδοτότητα (compliance) της αριστερής κοιλίας. Επειδή η ευενδοτότητα, ως σχέση πίεσης-όγκου περιγράφεται από εκθετική και όχι γραμμική εξίσωση, έπεται ότι η τελοδιαστολική πίεση ενσφηνωσης δεν

αποτελεί αξιόπιστο δείκτη του προφορτίου, ειδικά σε περιπτώσεις μειωμένης ευενδοτότητας της αριστερής κοιλίας, όπως υπέρταση, ισχαιμική καρδιοπάθεια, στένωση αορτικής βαλβίδας. Σ' αυτές τις περιπτώσεις η πλήρωση της αριστερής κοιλίας υποεκτιμάται από την τιμή της wedge. Η στένωση και η ανεπάρκεια της μιτροειδούς συνοδεύονται αντίθετα από υπερεκτίμηση του προφορτίου.

Εδώ πρέπει να αναφερθεί η σχέση της πίεσης ενσφήνωσης και της κεντρικής φλεβικής πίεσης ως δείκτες ενδοαγγειακού όγκου και προφορτίου. Επειδή οι διαστολικές καμπύλες πίεσεως-όγκου των δύο κοιλιών διαφέρουν (η αριστερή είναι λιγότερο ευένδοτη) η ίδια μεταβολή όγκου στις δύο κοιλίες προκαλεί πολύ μεγαλύτερη μεταβολή πίεσης στην αριστερή κοιλία. Επομένως το ερώτημα δεν αφορά το αν συσχετίζονται οι μεταβολές της CVP και της πίεσης wedge αλλά το αν μικρές μεταβολές της πρώτης είναι κλινικά ανιχνεύσιμες, προκειμένου να χρησιμοποιηθούν για την έμμεση αξιολόγηση του προφορτίου. Ιδιαίτερη σημασία έχει το γεγονός ότι οι πιέσεις που καταγράφονται είναι ενδοαγγειακές (πίεση μέσα στον αυλό σε σχέση με την ατμοσφαιρική που θεωρείται μηδενική). Εντούτοις, το προφορτίο είναι διατοιχωματική πίεση δηλαδή η διαφορά ενδο- και εξωαγγειακής πίεσης. Η τελευταία είναι η ενδοθωρακική η οποία μεταβάλλεται διαρκώς κατά τη διάρκεια του αναπνευστικού κύκλου. Η ενδοθωρακική πίεση θεωρείται μηδενική στο τέλος της εκπνοής, εκτός από περιπτώσεις ενεργητικής εκπνοής και εφαρμογής PEEP. Γι' αυτό και οι μετρήσεις παρουσία PEEP, σύμφωνα με τον Pinsky, πρέπει να γίνονται μετά από αποσύνδεση του ασθενούς από τον αναπνευστήρα για 2-3 sec και να υπολογίζονται οι κατώτατες τιμές. Επιπλέον, ο καθετήρας πρέπει πάντα να βρίσκεται σε ζώνη III κατά West, κάτι που επιβεβαιώνεται ακτινολογικά από τη θέση του κάτω από το επίπεδο του αριστερού κόλπου.

Θερμοαραίωση Και Υπολογισμός Της Καρδιακής Παροχής

Ο νόμος του Fick αποτελεί μία κλασσική μοντελοποίηση φυσιολογικών διεργασιών που αφορούν αιματικές ροές. Σύμφωνα με αυτόν, η ποσότητα μίας ουσίας που μπαίνει σε ένα διαμέρισμα μέσω του αίματος, ισούται με το

άθροισμα της ουσίας που αποθηκεύεται σ' αυτό το διαμέρισμα και το ποσό που απάγεται από το εξερχόμενο αίμα. Πρόκειται για την αρχή εισόδου-εξόδου (input-out-put principle, IOP), όπου σε σταθερές συνθήκες και σε μία δεδομένη χρονική στιγμή, ότι μπαίνει σε ένα κλειστό σύστημα ισούται με ότι βγαίνει από αυτό. Ας θεωρήσουμε ένα κλειστό σύστημα για χρονική περίοδο ενός λεπτού. Το σύστημα είναι σταθερό, δηλαδή η καρδιακή παροχή Q (l/min) είναι σταθερή. Το σύστημα είναι οι πνεύμονες, η είσοδος είναι το συνολικό CO_2 που εισέρχεται από την πνευμονική αρτηρία ($Q \times C_{vCO_2}$) ενώ η έξοδος είναι λογικά αυτό που αποβάλλεται με τον αερισμό (και ισούται με το συνολικά παραγόμενο από τον μεταβολισμό V_{CO_2}) συν αυτό που επιστρέφει στη συστηματική κυκλοφορία μέσα από τις πνευμονικές φλέβες ($Q \times C_{aCO_2}$). Οπότε ισχύει:

$Q \times C_{vCO_2} = V_{CO_2} + Q \times C_{aCO_2}$ και τελικά λύνοντας ως προς Q ισχύει:

$$Q = V_{CO_2} / (C_{vCO_2} - C_{aCO_2}) \quad (\text{εξίσωση 2})$$

Η ίδια μέθοδος μπορεί να εφαρμοστεί με βάση την πρόσληψη οξυγόνου αντί της αποβολής διοξειδίου του άνθρακα. Σ' αυτή την περίπτωση η είσοδος του συστήματος 'πνεύμονες' είναι το προσλαμβανόμενο O_2 , που ισοδυναμεί περίπου με το καταναλισκόμενο (V_{O_2}) συν αυτό που προέρχεται σαν περίσσεια από το σύνολο του μεταβολισμού (μεικτό φλεβικό) μέσα από την πνευμονική αρτηρία ($Q \times C_{vO_2}$). Έξοδος του συστήματος είναι το οξυγόνο στην συστηματική κυκλοφορία μέσα από τις πνευμονικές φλέβες ($Q \times C_{aO_2}$). Οπότε ισχύει:

$$Q \times C_{vO_2} + V_{O_2} = Q \times C_{aO_2} \quad \text{και τελικά :}$$

$$Q = V_{O_2} / (C_{aO_2} - C_{vO_2}) \quad (\text{εξίσωση 3})$$

Από τα παραπάνω φαίνεται ότι, εφ' όσον είναι γνωστή είτε η κατανάλωση οξυγόνου είτε η παραγωγή-αποβολή διοξειδίου του άνθρακα και τα αντίστοιχα περιεχόμενα στο αρτηριακό και μεικτό φλεβικό αίμα, η καρδιακή παροχή είναι προσδιορίσιμη. Στην καθημερινή πράξη ωστόσο, τα μεγέθη αυτά δεν είναι διαθέσιμα, παρ' όλο που υπάρχουν στο εμπόριο συσκευές για τη μέτρηση τους. Οι παραπάνω εξισώσεις προσδιορίζουν έμμεσα την καρδιακή παροχή και αποτελούν τον έμμεσο νόμο του Fick.

Ας θεωρήσουμε μία σκιαστική ουσία που χορηγείται γρήγορα στην

πνευμονική αρτηρία και ακολούθως ως υπολογίσουμε τη συγκέντρωση της στο περιφερικό αίμα με συχνή δειγματοληψία σε διάστημα ενός λεπτού. Η καταγραφή σε καμπύλη της μεταβολής της συγκέντρωσής της στο χρόνο εμφανίζει μία αρχική άνοδο της τιμής και ακολούθως μία εκθετική πτώση. Σύμφωνα με την αρχή IOP η είσοδος στο σύστημα μάζας M της χρωστικής ισούται με την έξοδο μάζας της χρωστικής. Μαθηματικά, η συγκέντρωση M της ουσίας ορίζεται ως η επιφάνεια που περιλαμβάνεται από την κυματομορφή της συγκέντρωσης σε σχέση με το χρόνο, δηλαδή $M=Q \times AUC$ (όπου $AUC=area\ under\ the\ curve$). Τελικά ισχύει η σχέση $Q=M/AUC$. Αν αντί για ροή μάζας (συγκέντρωση χημικής ουσίας χρησιμοποιούμε ροή ενέργειας (π.χ. θερμότητα), τότε πρόκειται για υπολογισμό της καρδιακής παροχής με την μέθοδο της θερμοαραίωσης. Χορηγείται όγκος m ψυχρού φυσιολογικού ορού με θερμοκρασία $\theta_{ορού}$ ο οποίος αναμιγνύεται με το αίμα και θερμαίνεται μέσα στον οργανισμό σε νέα θερμοκρασία θ_1 . Τότε σύμφωνα με τα παραπάνω ισχύει:

$$Q=m(\theta_{ορού} - \theta_1)/AUC \quad (\text{εξίσωση 4})$$

Ο θερμίστορας του καθετήρα της πνευμονικής αρτηρίας ανιχνεύει τις μεταβολές θερμοκρασίας και τις μετατρέπει σε ηλεκτρικό σήμα. Ακολούθως ο ηλεκτρονικός επεξεργαστής καταγράφει την αντίστοιχη καμπύλη θερμοκρασίας-χρόνου. Όσο μικρότερη είναι η καρδιακή παροχή τόσο πιο προοδευτική είναι η άνοδος και η πτώση της κυματομορφής, ενώ μεγαλύτερη είναι και η επιφάνεια που αφορίζεται από την καμπύλη της θερμοκρασίας. Οι παραπάνω μέθοδοι αποτελούν τον άμεσο νόμο του Fick. Πάντα, η χορήγηση του κρύου ορού πρέπει να γίνεται γρήγορα (2-4sec) και κατά προτίμηση στο τέλος της εκπνοής. Η τεχνολογία τελευταία παρέχει την δυνατότητα συνεχούς καταγραφής της καρδιακής παροχής χωρίς την περιοδική χορήγηση κρύου φυσιολογικού ορού από μέρους μας. Επιπλέον υπάρχει και η δυνατότητα υπολογισμού της με μη επεμβατικές μεθόδους όπως είναι η διοισοφάγεια υπέρηχοκαρδιογραφία και το οισοφάγειο Doppler.

Με γνωστή πλέον την καρδιακή παροχή, είναι δυνατό να υπολογισθούν ο όγκος παλμού και οι αντιστάσεις της συστηματικής και πνευμονικής κυκλοφορίας:

$$CO = SV \times HR \text{ και άρα } SV = CO/HR \quad (\text{εξίσωση 5})$$

CO, η καρδιακή παροχή

SV, ο όγκος παλμού

HR, η συχνότητα σφύξεων

Μία επιπλέον λειτουργία του καθετήρα πνευμονικής, πέρα από την μέτρηση των διαφόρων πιέσεων, είναι και ο υπολογισμός διαφόρων αιμοδυναμικών παραμέτρων σε σχέση με την εκάστοτε συνολική επιφάνεια σώματος. Η παραπάνω αναγωγή στα σωματομετρικά χαρακτηριστικά του ασθενή είναι απαραίτητη για την αντίληψη του μέτρου διαφοροποίησης από το φυσιολογικό (άλλη είναι η καρδιακή παροχή και τα υπόλοιπα αιμοδυναμικά μεγέθη σε ένα μικρό παιδί και άλλη σε έναν μεγαλόσωμο ενήλικα). Η σωματική επιφάνεια προσδιορίζεται από τον τύπο DuBois:

$$BSA(m^2)=[Ht(cm)+Wt(Kg)-60]/100 \quad (\text{εξίσωση 6})$$

BSA, επιφάνεια σώματος

Ht, ύψος

Wt, βάρος

$$CI=CO/BSA \quad (\text{εξίσωση 7})$$

CI, καρδιακός δείκτης

CO, καρδιακή παροχή, με φ.τ. 2.4-4L/min/m²

$$SV=CO/HR \quad (\text{εξίσωση 5})$$

SV, όγκος παλμού, με φ.τ. 40-50ml

HR, καρδιακή συχνότητα

$$SVRI=(MAP-CVP)*80/CI \quad (\text{εξίσωση 8})$$

SVRI, δείκτης συστηματικών περιφερικών αντιστάσεων

(φ.τ. 1800-2500 dynes/sec/cm⁵/m²)

MAP, μέση αρτηριακή πίεση

CVP, κεντρική φλεβική πίεση

$$PVRI=(PAP-PCWP)*80/CI \quad (\text{εξίσωση 9})$$

PVRI, δείκτης πνευμονικών περιφερικών αντιστάσεων

(φ .τ. 200-400 dynes/sec/cm⁵/m²)

PAP, μέση πίεση πνευμονικής αρτηρίας

PCWP, πίεση ενσφήνωσης

Από τις μετρήσεις με τον καθετήρα πνευμονικής και σε συνδυασμό με αποτελέσματα από τις μετρήσεις αερίων αίματος προκύπτουν μια σειρά από εξαιρετικά σημαντικές παραμέτρους για την αντιμετώπιση του βαρέως πάσχοντα ασθενή: περιεχόμενο αρτηριακού αίματος σε O₂ (CaO₂, φ.τ.:15-20 ml/dl): $CaO_2 = (1,39 \times Hb) \times (SpO_2) + (PaO_2 \times 0,0031)$ (εξίσωση 10)

Hb = αιμοσφαιρίνη

SpO₂ = κορεσμός αρτηριακού αίματος σε οξυγόνο

PaO₂ =μερική πίεση οξυγόνου στο αρτηριακό αίμα

0,0031=συντελεστής διαλυτότητας οξυγόνου στο αίμα μεταφερόμενο οξυγόνου του αρτηριακού αίματος (DO₂, φ. τ.: 520-570 ml/min/m²):

$$DO_2 = CI \times 1,34 \times Hb \times SpO_2 \quad (\text{εξίσωση 11})$$

κατανάλωση οξυγόνου (VO₂):

$$VO_2 = CI \times 1,34 \times Hb \times (SpO_2 - SvO_2) \quad (\text{εξίσωση 12})$$

CI, καρδιακός δείκτης

Hb = αιμοσφαιρίνη

SpO₂ = κορεσμός αρτηριακού αίματος σε οξυγόνο

SvO₂ = κορεσμός μεικτού φλεβικού αίματος

κλάσμα δέσμευσης οξυγόνου (O₂ER, με φυσιολογικές τιμές 20-30%):

$$O_2ER = VO_2 / DO_2 \times 100 \quad (\text{εξίσωση 13})$$

Ο συνδυασμός των παραπάνω παραμέτρων μας βοηθάει να διαφοροδιαγνώσουμε καταστάσεις χαμηλής καρδιακής παροχής, όπως προβλέπεται και από την ταξινόμηση Killip-Forrester, Σύμφωνα με αυτήν, οι καταστάσεις χαμηλής ροής χωρίζονται σε τέσσερις κατηγορίες: 1.χαμηλή πίεση wedge και χαμηλός καρδιακός δείκτης (υποογκαιμία), 2. χαμηλή πίεση wedge και υψηλός δείκτης (συμπαθητικοτονία), 3. υψηλή πίεση wedge και υψηλός δείκτης (υπερφόρτωση υγρών) και 4. υψηλή πίεση wedge και χαμηλός καρδιακός δείκτης (πρωτοπαθής καρδιακή ανεπάρκεια).

MONITORING ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Monitoring Αερίων Αίματος, Δείκτες Οξυγόνωσης

Η μέτρηση της μερικής πίεσης του οξυγόνου (P_{aO_2} , του διοξειδίου του άνθρακα (P_{aCO_2}) και του pH στο αρτηριακό αίμα είναι η πιο συχνή εργαστηριακή εξέταση στα Χειρουργεία και στις Μονάδες Εντατικής Θεραπείας. Αποτελεί τον σημαντικότερο τρόπο εκτίμησης και θεραπείας των μηχανικά αεριζόμενων ασθενών. Η ανάλυση αερίων αίματος προϋποθέτει την παρακέντηση μίας αρτηρίας (κερκιδική ή μηριαία).

Οι σύγχρονοι αναλυτές αερίων αίματος έχουν ενσωματωμένους ηλεκτροχημικούς αισθητήρες (ηλεκτρόδια). Η μέτρηση της P_{aO_2} βασίζεται στο πολαρογραφικό ηλεκτρόδιο του Clark, που έχει κάθοδο από λευκόχρυσο (πλατίνα), άνοδο από χλωριούχο άργυρο ($AgCl$) και είναι εμβαπτισμένο σε ρυθμιστικό διάλυμα χλωριούχου καλίου. Καλύπτεται από μία μεμβράνη η οποία επιτρέπει εκλεκτικά τη διέοδο του O_2 του εξεταζόμενου δείγματος προς το ρυθμιστικό διάλυμα. Η εφαρμογή δυναμικού 0,6Volt μεταξύ καθόδου και ανόδου προκαλεί αναγωγή των μορίων του διαλυμένου O_2 , ώστε κάθε μόριο του να προσλαμβάνει 4 ηλεκτρόνια. Οι χημικές αντιδράσεις είναι οι ακόλουθες:



Η μέτρηση του pH γίνεται από ένα σύστημα δύο ηλεκτροδίων, το ηλεκτρόδιο αναφοράς από χλωριούχο υδράργυρο, που είναι εμβαπτισμένο σε διάλυμα χλωριούχου καλίου, ώστε να παρέχει ένα σταθερό ρεύμα αναφοράς, και το ηλεκτρόδιο μέτρησης από χλωριούχο άργυρο ($AgCl$) εμβαπτισμένο σε ρυθμιστικό διάλυμα με σταθερό pH (6,840). Το ηλεκτρόδιο αυτό φέρει στην κορυφή του γυάλινη μεμβράνη που είναι ευαίσθητη στις μεταβολές του pH, ικανή δηλαδή να εμφανίσει στα άκρα της μία διαφορά δυναμικού σε περίπτωση μεταβολής της συγκέντρωσης των ιόντων H^+ μεταξύ των υγρών. Τέλος, οι μεμβράνες των κορυφών των δύο ηλεκτροδίων βρίσκονται μέσα σε διάλυμα χλωριούχου καλίου, όπου εγχέεται το προς εξέταση υγρό. Η διαφορά δυναμικού μεταξύ των ηλεκτροδίων καταγράφεται από ένα βολτόμετρο και είναι

ανάλογη του pH που μετράται.

Η μέτρηση της P_{aCO_2} βασίζεται στη χημική μετατροπή του CO_2 σε ιόντα H^+ και γίνεται στο ηλεκτρόδιο Severinghaus. Περιέχει και αυτό δύο ηλεκτρόδια. Το ηλεκτρόδιο μέτρησης φέρει στην κορυφή του γυάλινη μεμβράνη που είναι ευαίσθητη στις μεταβολές του pH και διαχωρίζεται από το εξεταζόμενο δείγμα με μία μεμβράνη σιλικόνης. Ο χώρος μεταξύ των δύο μεμβρανών περιέχει διάλυμα κορεσμένο σε διπτανθρακικά. Όταν το CO_2 του δείγματος εισέλθει μέσω της μεμβράνης σιλικόνης στο χώρο των HCO_3^- , η συγκέντρωση πρωτονίων που προκύπτει είναι ευθέως ανάλογη της P_{aCO_2} . Κατά τη λήψη αρτηριακού αίματος για τον υπολογισμό των αερίων απαιτείται προσοχή σε περίπτωση κατά λάθος λήψης φλεβικού αντί αρτηριακού, ύπαρξης φυσαλίδων αέρα ή θρόμβων αίματος, μεγάλης ποσότητας ηπαρίνης στη σύριγγα (>0.2ml) που δημιουργεί ψευδώς χαμηλές τιμές P_{aO_2} και HCO_3^- λόγω αραιώσης, αλλά και σε περίπτωση καθυστερημένης μέτρησης (πάνω από 30 λεπτά), καθώς ο μεταβολισμός των λευκοκυττάρων και των υπόλοιπων εμόρφων προκαλεί ψευδώς χαμηλές τιμές P_{aO_2} και pH και αύξηση της P_{aCO_2} . Τελικά οι παραπάνω μετρήσεις αποτελούν μία στατική και όχι δυναμική εκτίμηση μίας ταχέως μεταβαλλόμενης παθοφυσιολογικής διαταραχής, η οποία δεν προλαμβάνεται αλλά απλά επιβεβαιώνεται εκ των υστέρων, εν μέσω μεγάλων διακυμάνσεων, των μετρούμενων τιμών. Η μέτρηση των αερίων του αρτηριακού αίματος επιτρέπει τον υπολογισμό ορισμένων δεικτών με τους οποίους εκτιμάται τόσο η επάρκεια των πνευμόνων για ανταλλαγή των αερίων, όσο και η παροχή οξυγόνου στους ιστούς:

Κυψελιδο-Αρτηριακή Διαφορά Μερικής Πίεσης Οξυγόνου

Η κυψελιδική μερική πίεση του οξυγόνου (PAO_2) προσδιορίζεται από την εξίσωση των κυψελιδικών αερίων

$$PAO_2 = F_{iO_2} (P_B - p_{H_2O}) - (P_{aCO_2} / RQ) \quad (\text{εξίσωση 14})$$

F_{iO_2} = επί τοις εκατό ποσοστό εισπνεόμενου O_2

P_B = βαρομετρική πίεση (760 mmHg)

p_{H_2O} = μερική πίεση υδρατμών στη θερμοκρασία σώματος (47 mmHg)

RQ=αναπνευστικό πηλίκο

Σε φυσιολογικές συνθήκες αερισμού με ατμοσφαιρικό αέρα, η αντικατάσταση των τιμών δίνει $PAO_2 = 0.21(760-47) - (40/0,8) = 100$ mmHg. Επειδή η αρτηριακή PaO_2 είναι περίπου 90 mmHg, η κυψελιδο-αρτηριακή διαφορά A-a P_{O_2} σε φυσιολογικά νεαρά άτομα στο επίπεδο της θάλασσας είναι 10 mmHg και αυξάνεται μέχρι 30, στις μεγαλύτερες ηλικίες. Για κάθε αύξηση του F_{iO_2} κατά 10%, η διαφορά A-a P_{O_2} αυξάνεται κατά 5-7 mmHg.

Λόγος PaO_2 / PAO_2

Σε αντίθεση με τη διαφορά A-a P_{O_2} , ο συγκεκριμένος λόγος δεν επηρεάζεται από τις τιμές του F_{iO_2} .

Λόγος PaO_2 / F_{iO_2}

Η ιδιαίτερη σημασία αυτού του δείκτη συνίσταται στη συσχέτιση του με το ποσοστό του shunt (Q_s / Q_t), σύμφωνα με την αδρή σχέση: αν $PaO_2 / F_{iO_2} < 200$ τότε $Q_s / Q_t > 20\%$ και αν $PaO_2 / F_{iO_2} > 200$, τότε $Q_s / Q_t < 20\%$.

Ενδοπνευμονικό Shunt (Q_s / Q_t)

Πρόκειται για την ποσότητα του μεικτού φλεβικού αίματος (αίμα της πνευμονικής αρτηρίας μετά την ανάμειξη στις δεξιές καρδιακές κοιλότητες φλεβικού αίματος με διαφορετικό κορεσμό, που προέρχεται από τα διάφορα όργανα, του οργανισμού) που εκτίθεται σε PAO_2 μικρότερη από τη φυσιολογική. Η κατάσταση αυτή αφορά κυψελίδες με σχέση αερισμού/αιμάτωσης μικρότερη της μονάδας ($V/Q < 1$). Η φυσιολογική τιμή του shunt είναι μικρότερη από 10%. Η κλασική εξίσωση του shunt υπολογίζεται σε συνθήκες εισπνοής 100% O_2 :
 $Q_s / Q_t = (C_cO_2 - C_aO_2) / (C_cO_2 - C_vO_2)$, (εξίσωση 15)

Q_s = η ροή παράκαμψης (shunt) σε μονάδες όγκου προς χρόνο

Q_t = η συνολική ροή (καρδιακή παροχή) σε μονάδες όγκου προς χρόνο

C_cO_2 = περιεκτικότητα σε O_2 του τελοτριχοειδικού αίματος (υπολογίζεται από την PAO_2 με την παραδοχή ότι η αντίστοιχη P_cO_2

ισούται με την κυψελιδική),

CaO_2 = περιεκτικότητα σε O_2 του αρτηριακού αίματος

CvO_2 = περιεκτικότητα σε O_2 του μεικτού φλεβικού.

Μερική Πίεση Μεικτού Φλεβικού O_2 (PvO_2)

Το οξυγόνο στο αρτηριακό αίμα αναπαριστά το άθροισμα του οξυγόνου στο μεικτό φλεβικό (πνευμονική αρτηρία) και αυτό που προστίθεται απ' τα κυψελιδικά αέρια. Όταν η ανταλλαγή των αερίων είναι φυσιολογική, η κυψελιδική P_{O_2} (PA_{O_2}) είναι ο κύριος καθοριστικός παράγοντας της αρτηριακής Pa_{O_2} . Όταν όμως η ανταλλαγή των αερίων είναι παθολογική, η συνεισφορά της κυψελιδικής ελαττώνεται ενώ αυξάνεται η αντίστοιχη του μεικτού φλεβικού. Με άλλα λόγια, σε φυσιολογικές καταστάσεις η Pa_{O_2} είναι ανεξάρτητη από την περιεκτικότητα (κορεσμό ή μερική πίεση) του οξυγόνου στο μεικτό φλεβικό, ενώ σε βαριές καταστάσεις εξαρτάται σε κάποιο βαθμό από την PvO_2 .

Οξυμετρία

Παλμική Οξυμετρία

Ο όρος οξυμετρία αναφέρεται στις διάφορες τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται για τον απολογισμό του κορεσμού της αιμοσφαιρίνης με οξυγόνο στο αίμα και αποτελεί συνδυασμό της φασματοφωτομετρίας και της πληθυσμογραφίας. Τοποθετείται στο δάκτυλο του ασθενούς ένας αισθητήρας που περιέχει δύο διόδους που εκπέμπουν φως και έναν φωτοανιχνευτή (φωτοδίοδος). Η οξυμετρία στηρίζεται στην παρατήρηση ότι η οξυγονωμένη και η μη οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη απορροφούν διαφορετικά το ερυθρό και το υπέρυθρο φως, χρησιμοποιώντας ως αρχή τον νόμο Lambert-Beer. Σύμφωνα με αυτόν, η συγκέντρωση μίας ουσίας σε ένα διάλυμα είναι ανάλογη με την ένταση του φωτός που μεταδίδεται μέσα από αυτό.

Συγκεκριμένα, η οξυαιμοσφαιρίνη (HbO_2) απορροφά περισσότερο το

υπέρυθρο φως (990nm), ενώ η δεσοξυαιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο το ερυθρό (660nm). Επομένως, οι αλλαγές στην απορρόφηση του φωτός κατά τη διάρκεια των αρτηριακών παλμών αποτελούν τη βάση των μετρήσεων. Η αναλογία απορρόφησης ερυθρού και υπέρυθρου αναλύεται από έναν μικροεπεξεργαστή και προσδιορίζεται ο κορεσμός σε οξυγόνο. Οι αρτηριακοί παλμοί υπολογίζονται με την πληθυσμογραφία, επιτρέποντας διορθώσεις για το απορροφούμενο φως από το μη σφυγμικό φλεβικό αίμα και τους ιστούς. Τα παλμικά οξυγονόμετρα, εκτός του κορεσμού, παρέχουν πληροφορίες και για την ιστική αιμάτωση και μετρούν παράλληλα και την καρδιακή συχνότητα. Επειδή ο φυσιολογικός κορεσμός είναι περίπου 100% μόνο σημαντικές ανωμαλίες γίνονται αντιληπτές στους αναισθητοποιημένους αρρώστους. Με βάση την εκάστοτε καμπύλη αποδέσμευσης της αιμοσφαιρίνης, ο κορεσμός 90% μπορεί να αντιστοιχεί σε PaO₂ μικρότερο από 65mmHg. Παράγοντες που επηρεάζουν την παλμική οξυμετρία είναι το σχήμα της καμπύλης διαχωρισμού της HbO₂, παθολογικές αιμοσφαιρίνες (π.χ. ανθρακυλαιμοσφαιρίνη, μεθαιμοσφαιρίνη), αναιμία, έντονη υπόταση, ίκτερος και η κακή τοποθέτηση του ακροδέκτη. Ειδικά όσον αφορά στην ανθρακυλαιμοσφαιρίνη, το οξύμετρο θα καταγράψει ψευδώς ανεβασμένες τιμές σε ασθενείς με δηλητηρίαση με μονοξειδίο του άνθρακα. Η μεθαιμοσφαιρίνη έχει τον ίδιο συντελεστή απορρόφησης για το ερυθρό και το υπέρυθρο. Η επακόλουθη αναλογία 1/1 αντιστοιχεί σε κορεσμό 85%, προκαλώντας ψευδώς χαμηλές τιμές αρτηριακού κορεσμού.

Οξυμετρία Μεικτού Φλεβικού Αίματος

Ειδική αναφορά γίνεται για τη συνεχή καταγραφή του κορεσμού σε οξυγόνο του μεικτού φλεβικού αίματος (SvO₂). Σύμφωνα με την έμμεση μέθοδο του νόμου του Fick, όπως φαίνεται από την εξίσωση 3, ισχύει η σχέση:

$$V_{O_2} = CO \times (Ca_{O_2} - Cv_{O_2}) \text{ ή}$$

$$V_{O_2} = CO \times Hb \times 1,34 \times (Sa_{O_2} - Sv_{O_2}) \text{ ή}$$

$$Sv_{O_2} = Sa_{O_2} - V_{O_2} / CO \times Hb \times 1,34 \quad (\text{εξίσωση 16})$$

Όπως φαίνεται από την παραπάνω εξίσωση, το SvO_2 αντικατοπτρίζει την σχέση προσφοράς και κατανάλωσης οξυγόνου από τους ιστούς και αντανakλά την ολική κατακράτηση οξυγόνου, καθώς η μέτρηση του γίνεται στο αίμα της πνευμονικής αρτηρίας μετά την ανάμειξη στις δεξιές καρδιακές κοιλότητες φλεβικού αίματος με διαφορετικό κορεσμό, που προέρχεται από τα διάφορα όργανα του οργανισμού. Οι φυσιολογικές τιμές κυμαίνονται μεταξύ 73-85%. Σε φυσιολογικές καταστάσεις, οι αυξημένες ανάγκες των ιστών να O_2 σημαίνουν αύξηση της καρδιακής παροχής και μεταφοράς του στην περιφέρεια, προκειμένου το SvO_2 να παραμείνει σταθερό. Όταν $SvO_2 > 65\%$, υπάρχουν ικανοποιητικές εφεδρείες σε οξυγόνο, ενώ όταν $SvO_2 < 50\%$, οι εφεδρείες είναι ανεπαρκείς και υπάρχει ιστική υποξία. Η αρχή μέτρησης του SvO_2 στηρίζεται στην αντανakλαστική φασματοφωτομετρία. Ο καθετήρας που χρησιμοποιείται έχει οπτικές ίνες που μεταφέρουν το φως, που εκπέμπεται από δύο δυοδικές λυχνίες, όμοιες μ' αυτές που χρησιμοποιούνται στα παλμικά οξυγονόμετρα. Το πηλίκo του φωτός που ανακλάται και αυτού που προσπίπτει και στα δύο μήκη κύματος, συγκρίνεται από έναν υπολογιστή με αντίστοιχη τιμή αναφοράς του SvO_2 με ειδικό αλγόριθμο. Η τιμή που προκύπτει αντιστοιχεί στο SvO_2 που μετράται. Ελάττωσή του παρατηρείται σε καταστάσεις χαμηλής καρδιακής παροχής, ελαττωμένης συγκέντρωσης αιμοσφαιρίνης και σε αυξημένο μεταβολισμό, ενώ αύξηση του συνοδεύει κάθε κατάσταση με αυξημένη παροχή οξυγόνου στους ιστούς ή ελαττωμένη απόσπαση οξυγόνου (O_2ER , εξίσωση 13) (π.χ. σηπτικό shock). Η αξία της μέτρησης του SvO_2 φαίνεται και από το γεγονός ότι οι τιμές του βρίσκονται στο κατακόρυφο τμήμα της σιγμοειδούς καμπύλης διαχωρισμού της οξυαιμοσφαιρίνης, με αποτέλεσμα η σχέση του με το PvO_2 να είναι ευθέως ανάλογη. Μεταβολή της PvO_2 κατά 1 mmHg προκαλεί μεταβολή του SvO_2 κατά 2%.

Παράμετροι ιστικής οξυγόνωσης

Οι μεταβολικές ανάγκες σε οξυγόνο είναι ουσιαστικά η ταχύτητα μεταβολισμού του σε νερό στα μιτοχόνδρια και ορίζονται από την ταχύτητα πρόσληψης από τη μικροκυκλοφορία (Vo_2). Όταν η τελευταία δεν

ανταποκρίνεται στις μεταβολικές ανάγκες, ένα μέρος του μεταβολισμού της γλυκόζης οδηγείται προς σχηματισμό γαλακτικού οξέος και 2 mol ATP (47 Kcal)/mol γλυκόζης, αντί 36 mol ATP (673 Kcal/mol γλυκόζης). Γενικά, όταν η παροχή O₂ μειώνεται, η παραγωγή ATP επίσης μειώνεται, κάτι που αποκαλείται δυσοξία.

Η παροχή οξυγόνου δίνεται από τη σχέση $D_{O_2} = CI \times 1,34 \times Hb \times Sa_{O_2}$, όπως ήδη αναφέρθηκε, ή $D_{O_2} = Ca_{O_2} \times CO \times 10$ (10=παράγοντας μετατροπής των μονάδων) με φυσιολογικές τιμές 520-570 ml/min/m² ή 800-1200 ml/min. Φαίνεται η σημασία της καρδιακής παροχής, της περιεκτικότητας του αίματος σε αιμοσφαιρίνη και του αρτηριακού κορεσμού σε οξυγόνο για την επαρκή μεταφορά του O₂ στους ιστούς. Η κατανάλωση V_{O₂} προσδιορίζεται από την εξίσωση 3 ή μέσω της εξίσωσης 12, $V_{O_2} = (Ca_{O_2} - Cv_{O_2}) \times Q \times 10$ με φυσιολογικές τιμές 110-160 ml/min/m² ή 250 ml/min. Χαμηλή V_{O₂} σημαίνει έλλειμμα O₂ και προβληματική ιστική οξυγόνωση.

Τόσο η παροχή όσο και η κατανάλωση οξυγόνου υπολογίζονται με τη βοήθεια του καθετήρα πνευμονικής αρτηρίας και τη μέθοδο της θερμοαραίωσης. Εντούτοις, η V_{O₂} δύναται να υπολογιστεί και με τη μέθοδο της έμμεσης θερμιδομετρίας από τον εισπνεόμενο και εκπνεόμενο όγκο αέρα, με τη χρήση ειδικών αλγορίθμων. Το κλάσμα δέσμευσης οξυγόνου O₂ER = V_{O₂} / D_{O₂} (x 100), σύμφωνα με την εξίσωση 13, έχει φυσιολογικές τιμές 20-30%. Αυτό σημαίνει ότι από το συνολικό διαθέσιμο οξυγόνο στο τριχοειδικό αίμα μόνο το 20-30% χρησιμοποιείται για τον αερόβιο μεταβολισμό. Σε περιπτώσεις μείωσης του D_{O₂} (π.χ. πτώση της καρδιακής παροχής), το O₂ER αυξάνεται μέχρι το 0,5 ή 0,6 το Sv_{O₂} μειώνεται ενώ η κατανάλωση παραμένει σταθερή (V_{O₂} - D_{O₂} μη εξάρτηση).

Σαν μηχανισμός πιθανολογείται το άνοιγμα των προτριχοειδικών σφιγκτήρων στους ιστούς με διεύρυνση του αγγειακού δικτύου. Αυτός όμως ο μηχανισμός δεν έχει απεριόριστες δυνατότητες. Όταν επέλθει πλήρης αγγειοδιαστολή και επιστράτευση του αγγειακού δικτύου, δεν είναι δυνατή μεγαλύτερη αύξηση του O₂ER, με αποτέλεσμα το V_{O₂} να μεταβάλλεται ανάλογα με την προσφορά (V_{O₂} - D_{O₂} εξάρτηση).

Η τιμή του D_{O₂} στην οποία το V_{O₂} γίνεται απόλυτα εξαρτώμενο από την παροχή, αποκαλείται κρίσιμη τιμή και σε αναισθητοποιημένους ασθενείς είναι

περίπου 300 ml/min/m² ,Η υποχρεωτική ελάττωση του V_{O₂} λόγω μείωσης της προσφοράς προκαλεί ιστική υποξία, αναερόβιο μεταβολισμό και γαλακτική οξέωση. Έχει βρεθεί ότι ελάττωση της προσφοράς ικανή να προκαλέσει μείωση του SvO₂ κάτω του 50% δημιουργεί ιστική υποξία και γαλακτική οξέωση. Εντούτοις, συχνά αυτή η μείωση αποδίδεται στο γεγονός ότι ο υπολογισμός της προσφοράς και κατανάλωσης, βάσει του νόμου του Fick, χρησιμοποιεί τρεις κοινές παραμέτρους, αιμοσφαιρίνη, καρδιακή παροχή και αρτηριακό κορεσμό. Αν η V_{O₂} υπολογιστεί ανεξάρτητα από την D_{O₂}, π. χ με έμμεση θερμιδομετρία, η παθολογική V_{O₂} - D_{O₂} εξάρτηση κατάργείται (φαινόμενο μαθηματικής σύζευξης). Γενικά, η υπολογιζόμενη βάσει των τύπων V_{O₂} πρέπει να μεταβάλλεται τουλάχιστον κατά 15% για να θεωρηθεί κλινικά σημαντική η μεταβολή, ενώ αποτελεί μεθοδολογικό λάθος η συσχέτιση τιμών V_{O₂} και D_{O₂} σε χρονικές περιόδους μεγαλύτερες από μερικές ώρες, καθώς η πρώτη υφίσταται μεγάλες διακυμάνσεις, ανάλογα με την κλινική κατάσταση του ασθενούς.

Monitoring Του Εκπνεόμενου CO₂

Η μέτρηση του εκπνεόμενου CO₂ αποτελεί ένα μη επεμβατικό τρόπο εκτίμησης της επάρκειας του αερισμού και είναι χρήσιμη σε κάθε είδους αναισθησιολογική πράξη. Δεν υπάρχουν αντενδείξεις. Καπνομετρία είναι η συνεχής μέτρηση του τελοεκπνευστικού CO₂ κατά τη διάρκεια του αναπνευστικού κύκλου, ενώ καπνογραφία είναι η συνεχής καταγραφή της κυματομορφής του CO₂ από τον καπνογράφο. Τα περισσότερα καπνόμετρα χρησιμοποιούν την φασματοσκοπία απορρόφησης στην υπέρυθρη περιοχή, γιατί το CO₂ απορροφά το φως σε μία μικρού εύρους ζώνη του υπέρυθρου φωτός (4,3μm). Σαν μέτρηση του τελοεκπνευστικού CO₂ (P_{ET}CO₂) υπολογίζεται η διαφορά απορροφητικότητας του υπέρυθρου φωτός μεταξύ του εξεταζόμενου δείγματος και ενός δείγματος αναφοράς. Οι καπνογράφοι διακρίνονται σε κυρίας ροής (main stream) και παράπλευρης ροής (side stream) αέρα.

Στους πρώτους, που χρησιμοποιούνται αποκλειστικά σε διασωληνωμένους ασθενείς, ο αισθητήρας βρίσκεται μεταξύ του ενδοτραχειακού σωλήνα και του κυκλώματος του αναπνευστήρα, ενώ στους δεύτερους, που

χρησιμοποιούνται και σε μη διασωληνωμένους ασθενείς, μία αντλία αρνητικής πίεσης αναρροφά συνεχώς δείγμα εκπνεόμενου αέρα με ροή 50-500 ml/min. Το δείγμα μεταφέρεται με τριχοειδή σωλήνα σε μία υδατοπαγίδα για την κατακράτηση των υδρατμών και ακολούθως, στον αναλυτή. Οι καπνογράφοι κυρίας ροής (main stream) πλεονεκτούν σε σχέση με τους παράπλευρης ροής (side stream) λόγω ταχύτερης ανταπόκρισης, μεγαλύτερης ακρίβειας και καλύτερης απεικόνισης της κυματομορφής του CO₂.

Το φυσιολογικό καπνογράφημα παρουσιάζει τρεις φάσεις: φάση I, όπου καταγράφεται η μερική πίεση του CO₂ στον ανατομικό νεκρό χώρο που είναι πρακτικά μηδέν. Φάση II, όπου φαίνεται η ταχέως αυξανόμενη μερική πίεση του CO₂, καθώς ο εκπνεόμενος κυψελιδικός αέρας αναμειγνύεται με τον αέρα του νεκρού χώρου. Φάση III, όπου καταγράφεται το σχετικά σταθερό επίπεδο του CO₂ (plateau CO₂) κατά την εκπνοή του κυψελιδικού αέρα. Σε φυσιολογικά άτομα η διαφορά PaCO₂ και P_{ET}CO₂ κυμαίνεται μεταξύ 1-5mmHg, ενώ σε παθολογικές καταστάσεις με ανομοιογενή κάτανομή του αερισμού, η παραπάνω διαφορά αυξάνεται σημαντικά. Οι πιο συνηθισμένες κλινικές εφαρμογές της καπνογραφίας είναι ο έλεγχος της επιτυχούς διασωλήνωσης (απουσία κυματομορφής σε περίπτωση διασωλήνωσης του οισοφάγου), ο έλεγχος της επιτυχούς καρδιοαναπνευστικής αναζωογόνησης (όπου οι τιμές της P_{ET}CO₂ αντανakλούν μεταβολές της καρδιακής παροχής και αύξηση της αποτελεί δείκτη ικανοποιητικών συμπίεσεων) και ο έμμεσος έλεγχος του μηχανικού αερισμού, καθώς σε σταθερές συνθήκες μερισμού, η συσχέτιση PaCO₂ και P_{ET}CO₂ είναι καλή.

Επιπλέον, από τη μελέτη της κυματομορφής μπορούμε να αντλήσουμε σημαντικά κλινικά συμπεράσματα, όπως αποφρακτική νόσο των αεραγωγών με χαρακτηριστική εξαφάνιση της φάσης III (plateau CO₂) και μερική απόφραξη τραχειοσωλήνα με βαθμιαία αύξηση της PaCO₂ χωρίς να επηρεάζεται η P_{ET}CO₂. Γενικά αύξηση της P_{ET}CO₂ συμβαίνει σε περιπτώσεις αύξησης της καρδιακής παροχής, υποαερισμού ή και επανεισπνοής. Μείωση παρατηρείται σε καταστάσεις υπεραερισμού, καρδιακής ανακοπής, μαζικής πνευμονικής εμβολής, αποσύνδεσης απ' τον αναπνευστήρα (απόφραξη τραχειοσωλήνα, διαρροή κυκλώματος) ή και σε διασωλήνωση οισοφάγου.

MONITORING ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΤΟΥ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΣΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ

Πιέσεις (Pressures)

Το θεμελιακό στοιχείο κατά τη διάρκεια της αναπνοής είναι η μεταβολή του όγκου του θώρακα. Η μεταβολή αυτή καθορίζεται από τη διαφορά πιέσεων (ΔP) και υπολογίζεται από τη μέτρηση της ροής του αέρα. Έτσι, το monitoring της μηχανικής συμπεριφοράς του αναπνευστικού συστήματος (θώρακας και πνεύμονες) μπορεί να γίνει με τη μέτρηση της πίεσης των αεραγωγών P_{aw} , της οισοφαγικής πίεσης, που αντανακλά την υπεζωκοτική, και της ροής του αέρα. Η έκπτυξη των πνευμόνων καθορίζεται από τη διαφορά κυψελιδικής και υπεζωκοτικής-πλευριτικής πίεσης ($P_{alv}-P_{pl}$), η έκπτυξη του θωρακικού τοιχώματος, από τη διαφορά ατμοσφαιρικής και υπεζωκοτικής ($P_{atm}-P_{pl}$), ενώ η διαφορά P_{aw} και P_{atm} καθορίζει τη συνολική κίνηση του αναπνευστικού στην παθητική μηχανική αναπνοή.

Η θετική πίεση στο σημείο εισόδου προκαλεί ροή που εξαντλείται στην υπερνίκηση: α) των αντιστάσεων τριβής του κυκλώματος, του τραχειοσωλήνα και των αεραγωγών, β) των ελαστικών αντιστάσεων για την έκπτυξη των πνευμόνων και του θώρακα και γ) της τελοεκπνευστικής πίεσης, PEEP και auto-PEEP. Η είσοδος αέρα στους πνεύμονες σε συνθήκες ενεργητικής αναπνοής είναι μια πολύπλοκη λειτουργία. Το κέντρο της αναπνοής που εδράζεται στον προμήκη (κεντρικός σταθμός ελέγχου), δέχεται ερεθίσματα από χημικές (περιφερικοί και κεντρικοί χημειοϋποδοχείς) και μη χημικές πηγές. Βασισμένος σ' αυτές τις πληροφορίες, ο κεντρικός σταθμός ελέγχου διεγείρει τους νευρώνες των αναπνευστικών μυών που εδράζονται στα πρόσθια κέρατα του νωτιαίου μυελού, με συχνότητα και ένταση που μπορεί να διαφέρει σημαντικά από αναπνοή σε αναπνοή. Με τη σειρά τους οι νευρώνες διεγείρουν τους αναπνευστικούς μύες που συσπώνται και παράγουν πίεση (P_{mus}). Σύμφωνα με την εξίσωση της κίνησης:

$$P_{mus} = V' \times R_{rs} + V \times E_{rs}$$

(εξίσωση 17)

V' η στιγμιαία ροή

V ο στιγμιαίος όγκος πάνω από την παθητική λειτουργική υπολειπόμενη χωρητικότητα (FRC)

Rrs η αντίσταση

Ers η ελαστικότητα του αναπνευστικού συστήματος (αντίστροφη της ευενδοτότητας)

Από την εξίσωση 17 φαίνεται ότι η Pmus καταναλώνεται για την υπερνίκηση των δυνάμεων που οφείλονται στην Rrs (δυνάμεις τριβής) και Ers (ελαστικές, δυνάμεις). Ο συνδυασμός Pmus, Rrs και Ers καθορίζει τη σχέση όγκου-χρόνου, που με τη σειρά της καθορίζει τον αερισμό και ανάλογα με την ικανότητα ανταλλαγής αερίων του πνεύμονα, τις μερικές πιέσεις των αερίων του αρτηριακού αίματος (PaO₂, PaCO₂). Στο σύστημα αυτό, που περιγράφηκε πολύ σύντομα, υπάρχει ένα πλήθος αλληλεπιδράσεων που μπορεί να τροποποιήσει τη λειτουργία του σημαντικά. Η κατάσταση μπορεί να περιπλεχθεί ακόμη περισσότερο από νόσους που επηρεάζουν το σύστημα ελέγχου της αναπνοής σε διάφορα επίπεδα. Στους ασθενείς που αερίζονται μηχανικά με αναπνευστήρα θετικής πίεσης, η πίεση που παράγεται από τον αναπνευστήρα και μεταφέρεται στους αεραγωγούς (Paw) είναι μια επιπλέον μεταβλητή που καθορίζει τη σχέση όγκου-χρόνου. Σε μηχανικά αεριζόμενους ασθενείς, σε οποιαδήποτε στιγμή του αναπνευστικού κύκλου, η συνολική πίεση που εφαρμόζεται στο αναπνευστικό σύστημα (Ptot) αποτελείται από το άθροισμα της Pmus και Paw. Έτσι:

$$P_{tot} = P_{mus} + P_{aw} = V' \times R_{rs} + V \times E_{rs} \quad (\text{εξίσωση 18})$$

$$V' \times R_{rs} = (P_{mus} + P_{aw}) - V \times E_{rs} \quad (\text{εξίσωση 19})$$

Από τις εξισώσεις φαίνεται ότι όταν η Ptot (δηλ. Paw + Pmus) είναι μεγαλύτερη από τις ελαστικές δυνάμεις επαναφοράς του συστήματος V x Ers, η μεταβλητή V x Rrs είναι θετική και η ροή παραμένει θετική (εισπνευστική). Εκπνευστική ροή αρχίζει όταν η Ptot είναι μικρότερη από V x Ers. Όταν ο μηχανικά αεριζόμενος άρρωστος είναι κατασταλαμένος και μυοχαλαρωμένος, η Pmus = 0 και έτσι Ptot = Paw = V x Rrs + V x Ers. Από τα ανωτέρω συνάγεται ότι ο αναπνευστήρας θετικής πίεσης στην ουσία είναι ένας ανάπνευστικός μυς που λειτουργεί σε σειρά με τους υπόλοιπους μύες του αναπνευστικού συστήματος. Η μέτρηση των πιέσεων στους αεραγωγούς, είναι απαραίτητη για

τον υπολογισμό των αντιστάσεων και της ευενδοτότητας του συστήματος. Χρησιμοποιούνται διάφοροι αισθητήρες πίεσης και ροής, σε διάφορες θέσεις του κυκλώματος αναισθησίας ή του αναπνευστήρα (στις ΜΕΘ), κυρίως όμως τοποθετούνται στον αεραγωγό του αρρώστου, ενώ ο μετατροπέας που παράγει το αντίστοιχο ηλεκτρικό σήμα, στον αναπνευστήρα.

Αντιστάσεις (Resistances)

Η αντίσταση R αντανakλά τον περιορισμό της ροής του αέρα στο αναπνευστικό σύστημα. Σύμφωνα με το νόμο του Ohm, ισχύει: $R = \Delta P / V'$ με μονάδες μέτρησης cmH₂O/ml/sec¹. Οι αντιστάσεις επηρεάζονται από τη ροή, τον αναπνεύμενο όγκο κάθε αναπνοής (tidal volume) και τις διαστάσεις των σωληνώσεων του αναπνευστικού κυκλώματος. Για τη μέτρησή της αντίστασης σε μηχανικά αεριζόμενους ασθενείς, απαιτείται απόλυτα ελεγχόμενο μοντέλο αερισμού σταθερής ροής, όπως συμβαίνει στο Χειρουργείο, σε συνθήκες καταστολής και μυοχάλασης. Τότε, τα περιοριστικά στοιχεία του συστήματος μπορούν να υπολογιστούν με βάση την κυματομορφή πίεσεως-χρόνου. Σε αυτή την καμπύλη φαίνεται η απότομη αρχική αύξηση της πίεσης, που οφείλεται στο γεγονός ότι αρχικά η ελαστική πίεση επαναφοράς είναι σχετικά μικρή (επειδή ο όγκος αέρα που εισήλθε στους πνεύμονες είναι αρχικά πολύ μικρός) και επομένως το μεγαλύτερο μέρος της εισπνευστικής πίεσης του αναπνευστήρα διατίθεται για την υπερνίκηση των εισπνευστικών αντιστάσεων αλλά και της πιθανής ενδογενούς PEEP.

Ενώ ή είσοδος αέρα στον πνεύμονα συνεχίζεται ο πνευμονικός όγκος αυξάνει και έτσι το αναπνευστικό σύστημα διαρκώς απομακρύνεται από τον όγκο ισορροπίας, με αποτέλεσμα η ελαστική πίεση επαναφοράς (P_{el}) να μεγαλώνει ανάλογα με τον όγκο πάνω από την παθητική FRC (ΔV) και την ελαστικότητα (E_{rs}) του αναπνευστικού συστήματος ($P_{el} = \Delta V \times E_{rs}$). Επειδή λοιπόν η πίεση του αναπνευστήρα είναι σχεδόν σταθερή κατά τη διάρκεια της εισπνοής, η πίεση που είναι διαθέσιμη για την υπερνίκηση των αντιστάσεων (P_{rs}) διαρκώς ελαττώνεται (μια και η P_{el} διαρκώς αυξάνει) και έτσι η ροή ελαττώνεται ανάλογα ($V' = P_{rs} / R_{rs}$). Σε κάθε χρονική στιγμή της εισπνοής

(χρόνος t) ικανοποιείται η εξίσωση της κίνησης: $P_{\text{must}} + P_{\text{awt}} = P_{\text{elt}} + P_{\text{rst}}$. Όταν η πίεση αυξηθεί πέρα από κάποιο προκαθορισμένο όριο (συνήθως 3 cmH₂O) πάνω από την πίεση υποστήριξης, τερματίζεται η μηχανική εισπνοή και ο ασθενής επιτρέπεται να εκπνεύσει. Η μηχανική εισπνοή θα τερματισθεί και όταν η εισπνευστική ροή ελαττωθεί σε κάποια προκαθορισμένη τιμή (συνήθως στο 25% της μέγιστης εισπνευστικής ροής). Όποιο από τα δύο κριτήρια ικανοποιηθεί πρώτο η μηχανική εισπνοή (δηλ. η χορήγηση πίεσης) θα τερματισθεί.

Η μέγιστη πίεση που αναπτύσσεται στο τέλος της εισπνοής ονομάζεται P_{peak} . Εφαρμόζοντας τότε επί 3 sec σταμάτημα της ροής με σταθερή πίεση, παρατηρείται απότομη πτώση της πίεσης των αεραγωγών από την P_{peak} στην τιμή P_1 . Ακολούθως, επέρχεται εξισορρόπηση πιέσεων μεταξύ αεραγωγών και αναπνευστικού κυκλώματος σε τιμές πίεσης P_{plateau} . Η πίεση P_{plateau} θεωρείται συχνά ότι προσεγγίζει την τιμή της κυψελιδικής πίεσης (σχήμα 19). Οι συνολικές εισπνευστικές αντιστάσεις του συστήματος ($R_{\text{st, tot}}$) υπολογίζονται από τον τύπο: $(P_{\text{peak}} - P_{\text{plateau}}) / V'$, όπου V η σταθερή εισπνευστική ροή πριν την απόφραξη. Οι $R_{\text{st, tot}}$ αποτελούνται από τις αντιστάσεις των αεραγωγών [$R_{\text{rs, aw}} = (P_{\text{peak}} - P_1) / V'$]-αντιστάσεις τριβής και από αυτές που οφείλονται στους ιστούς ή σε ανομοιογένεια του πνεύμονα [$\Delta R_{\text{rs}} = (P_1 - P_{\text{plateau}}) / V'$]-αντιστάσεις ελαστικότητας. Οι εισπνευστικές αντιστάσεις του πνεύμονα υπολογίζονται αντίστοιχα εάν στη θέση της P_{aw} χρησιμοποιήσουμε τη διαπνευμονική πίεση ($P_L = P_{\text{aw}} - P_{\text{es}}$). Η P_{es} είναι η οισοφαγική πίεση που αντανακλά την υπεζωκοτική και υπολογίζεται έμμεσα με τη χρήση ειδικού οισοφαγικού καθετήρα στη ΜΕΘ και όχι στο Χειρουργείο, γι' αυτό και δεν είναι δυνατό να υπολογιστούν οι αντιστάσεις του πνεύμονα διεγχειρητικά. Φυσιολογικές τιμές για τις $R_{\text{st, tot}}$ θεωρούνται περίπου 7 cmH₂O/ml/sec¹, ενώ σε περιοριστικές πνευμονοπάθειες τύπου ARDS, 12-15 cmH₂O/ml/sec¹.

Ευενδοτότητα (Compliance)

Η ευενδοτότητα περιγράφει τις ελαστικές ιδιότητες του αναπνευστικού συστήματος. Ορίζεται από την σχέση: $C = \Delta V / \Delta P$. Είναι αντίστροφη της

ελαστικότητας (elastance) που αποτελεί μέτρο της πίεσης που απαιτείται να εφαρμοστεί για να επέλθει μεταβολή του όγκου ΔV πάνω από το σημείο ισορροπίας της FRC. Έτσι, η μικρή ευενδοτότητα σημαίνει μεγάλη ελαστικότητα και δύσκολη μεταβολή του όγκου σε σχέση με την ασκούμενη πίεση. Οι μονάδες μέτρησης της είναι, σύμφωνα με την αντίστοιχη εξίσωση, ml/cmH₂O. Υπάρχει η στατική και η δυναμική ευενδοτότητα. Η πρώτη υπολογίζεται σε συνθήκες μηδενικής ροής και αντανάκλα τις συνολικές ελαστικές ιδιότητες του συστήματος. Υπολογίζεται σε συνθήκες όμοιες με τη μέτρηση των αντιστάσεων, η απόφραξη όμως της ροής γίνεται στο τέλος της εκπνοής. Η ολική στατική ευενδοτότητα δίνεται από την εξίσωση: $C_{sttot} = V/P_{plateau} - PEEP_{tot}$. $PEEP_{tot}$ είναι το άθροισμα της PEEP (τελοεκπνευστική πίεση) που εμείς χρησιμοποιούμε συν την ενδογενή PEEP. Παθολογία του πνεύμονα που σχετίζεται με μείωση του όγκου του πνευμονικού παρεγχύματος (π.χ. ARDS) συνοδεύεται από μειωμένη στατική ευενδοτότητα.

Φυσιολογικές τιμές θεωρούνται για ενήλικες, 60-100 ml/cmH₂O ή 1 ml/cmH₂O/Kg. Η ολική στατική $C_{sttot} = C_{cw}$ (compliance θωρακικού τοιχώματος) + C_{rulm} (compliance πνεύμονα). Η πρώτη απαιτεί για τον υπολογισμό της χρήση οισοφαγικού καθετήρα, καθώς υπολογίζεται από την σχέση: $C_{cw} = V/P_{eso}$, όπου P_{eso} = τελοεκπνευστική οισοφαγική πίεση, θεωρείται ίση με το 4% της ζωτικής χωρητικότητας/cmH₂O ή περίπου 200 ml/cmH₂O. Το ίδιο ισχύει και για την πνευμονική ευενδοτότητα που δεν δύναται να υπολογιστεί αγνοώντας την P_{eso} , καθώς σύμφωνα με την εξίσωση: $C_{rulm} = V/P_{plateau} - P_{eso}$, η πνευμονική ευενδοτότητα απαιτεί για τον προσδιορισμό της τη μέτρηση της P_{eso} . Ο παρονομαστής στην προηγούμενη εξίσωση αποτελεί τη διαπνευμονική πίεση. Ενώ η C_{cw} απαιτεί για τον υπολογισμό της συνθήκης πλήρους μυοχάλασης και παθητικής αναπνοής, δεν απαιτείται το ίδιο και για την C_{rulm} . Οι καμπύλες πίεσης-όγκου ενός μοντέλου σταθερής ροής-όγκου στον αναπνευστήρα με τελοεκπνευστικό σταμάτημα της ροής, βοηθούν στην ποιοτική εκτίμηση της στατικής ευενδοτότητας. Η κλίση της ευθείας από την έναρξη της τεχνητής αναπνοής μέχρι την $P_{plateau}$ αποτελεί εκτίμηση της C_{sttot} .

Οι τιμές της C_{sttot} επηρεάζονται από τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά του ασθενούς, τους αναπνεόμενους όγκους και τις ροές, γι' αυτό και η τάση

των τιμών παρά οι ακριβείς τιμές, αυτές καθ' εαυτές, εκφράζουν καλύτερα τις ελαστικές ιδιότητες του αναπνευστικού συστήματος. Σε συνθήκες ροής, η σχέση πίεσης-όγκου υπόκειται στις περιοριστικές δυνάμεις τριβής μέσα στο σύστημα. Με άλλα λόγια, κατά τη διάρκεια της εισπνοής και της εκπνοής η ροή του αέρα αποτελεί περιοριστικό στοιχείο, γι' αυτό και η κλίση της καμπύλης, δεν αντανακλά μόνη της τις ελαστικές ιδιότητες του συστήματος. Σημαντικό ρόλο παίζει το μέγεθος του τραχειοσωλήνα και σε συνθήκες ροής 50-80 lt/ min ή δυναμική ευενδοτότητα που υπολογίζεται είναι συνήθως 10-20% μικρότερη από τη στατική. Τα συνολικά δυναμικά χαρακτηριστικά περιγράφουν την ολική παρεγχυματική ευενδοτότητα και την πίεση που απαιτείται να υπερνικήσει τις αντιστάσεις, των αεραγωγών για να προωθήσει συγκεκριμένο όγκο αέρα. Η σχέση που τα περιγράφει είναι: $C_{dyntot} = V/P_{peak} - PEEP$. Τα δυναμικά χαρακτηριστικά εμφανίζονται στο monitor του αναπνευστήρα διαρκώς, αναπνοή προς αναπνοή κατά τη διάρκεια του μηχανικού αερισμού.

Monitoring ροών-όγκων

Η μέτρηση των αναπνεόμενων όγκων γίνεται με την χρήση του σπιρόμετρου. Πρόκειται για μία συσκευή που μετρά τον όγκο του αερίου που διακινείται μέσα από ένα κανάλι ροής σε μία χρονική περίοδο και δίνει ογκομετρικές μετρήσεις. Τα σπιρόμετρα, στην κλασσική τους μορφή (Wright), αποτελούνται από αμιγώς μηχανικά μέρη. Το ρεύμα αέρα προσπίπτει σε ελάσματα που διατάσσονται ακτινωτά πάνω σε έναν άξονα, η περιστροφή του οποίου μετακινεί μέσω γραναζιών ένα δείκτη πάνω σε μία βαθμονομημένη κλίμακα. Πλεονεκτήματα των παραπάνω σπιρομέτρων θεωρούνται το μικρό μέγεθος και βάρος τους, αλλά και ο ελάχιστος νεκρός χώρος που προσθέτουν στο αναπνευστικό κύκλωμα στο οποίο συνδέονται. Τα σύγχρονα σπιρόμετρα που χρησιμοποιούνται στα μηχανήματα αναισθησίας αλλά και στους αναπνευστήρες των Μονάδων Εντατικής Θεραπείας, στηρίζονται στη μέτρηση της ροής, με επιπλέον δυνατότητα μετατροπής της σε ηλεκτρικό σήμα και αντίστοιχη επεξεργασία. Τέτοιες συσκευές είναι οι αισθητήρες ροής D-Lite και στηρίζονται στην χρήση του πνευμοταχογράφου Fleisch. Μία σταθερή αντίσταση

παρεμβάλλεται στο κύριο ρεύμα αέρα. Η πτώση της πίεσης κατά μήκος της αντίστασης είναι ανάλογη της ροής και ανιχνεύεται από έναν αισθητήρα (σωλήνας Pitot). Οι αναπνεόμενοι όγκοι προκύπτουν από τη μαθηματική 'ολοκλήρωση' των καμπυλών της ροής. Οι όποιες αλλαγές των εκπνεόμενων όγκων συνήθως οφείλονται σε σκόπιμες αλλαγές που γίνονται στον αναπνευστήρα ή σε διαρροές στο κύκλωμα αναισθησίας και σε πιθανές αποσυνδέσεις. Επιπλέον, στα εκπνεόμενα αέρια περιλαμβάνονται και αέρια που χάθηκαν αρχικά από το κύκλωμα λόγω συμπίεσης σε υδρατμούς, αλλαγών θερμοκρασίας κλπ. Αυτές οι διαφορές μεταξύ αερίων που επιστρέφουν στο κύκλωμα αναισθησίας (κυκλικό σύστημα) και του μείγματος που πραγματικά πηγαίνει στον άρρωστο, αποκτούν ιδιαίτερη βαρύτητα σε περιπτώσεις υπερβολικά ευένδοτων αναπνευστικών κυκλωμάτων, ταχείας αναπνευστικής συχνότητας και υψηλών πιέσεων αεραγωγών.

MONITORING ΚΕΝΤΡΙΚΟΥ ΝΕΥΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Κλινικές μελέτες έχουν δείξει ότι η υποξία, η αυξημένη ενδοκράνια πίεση και η αρτηριακή πίεση σχετίζονται άμεσα με τη νευρολογική έκβαση των ασθενών. Γι' αυτό τον λόγο απαιτείται, ειδικά σε νευροχειρουργικούς ασθενείς και σε ασθενείς με κρανιοεγκεφαλικές κακώσεις, συνεχής έλεγχος της λειτουργίας του κεντρικού νευρικού συστήματος. Αυτός περιλαμβάνει το βασικό monitoring και το εξειδικευμένο. Το πρώτο θα πρέπει να εφαρμόζεται σε κάθε άρρωστο, ενώ το δεύτερο χρησιμοποιείται ανάλογα με τη συγκεκριμένη κλινική κατάσταση του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ).

Βασικό monitoring

Το βασικό monitoring αφορά τον έλεγχο της πίεσης του αίματος, της καρδιακής συχνότητας και του ρυθμού, της επάρκειας του αερισμού, της θερμοκρασίας και της διούρησης. Η τοποθέτηση καθετήρα για τον έλεγχο της κεντρικής φλεβικής πίεσης ή και καθετήρα της πνευμονικής αρτηρίας θα πρέπει

να εφαρμόζεται στους ασθενείς με σοβαρή καρδιαγγειακή πάθηση. Ειδικά σε νευροχειρουργικές επεμβάσεις, απαιτείται χρήση του προκάρδιου ή οισοφάγειου στηθοσκοπίου, καθώς η κεφαλή και οι αεραγωγοί δεν είναι άμεσα προσπελάσιμοι στον αναισθησιολόγο. Το ίδιο ισχύει αναφορικά με τη θερμοκρασία, καθώς αύξησή της κατά ένα βαθμό πάνω από τους 37 °C προκαλεί εκθετική αύξηση του εγκεφαλικού μεταβολικού ρυθμού (CMRO₂) και γραμμική άνοδο της εγκεφαλικής αιματικής ροής (CBF). Ο συνεχής έλεγχος του κορεσμού της αιμοσφαιρίνης και του τελοεκπνευστικού CO₂ κατά τη διάρκεια της επέμβασης (ειδικά στη χειρουργική του οπίσθιου κρανιακού βόθρου) θεωρείται θεμελιώδης για τη διάγνωση μίας πιθανής εμβολής αέρα.

Ειδικό Monitoring

Αυτό υποδιαιρείται στον έλεγχο της ηλεκτρικής δραστηριότητας του κεντρικού νευρικού συστήματος, των εγκεφαλικών αιμοδυναμικών παραμέτρων, τον έλεγχο της προσφοράς και κατανάλωσης οξυγόνου από τους νευρώνες και τις μηχανικές ιδιότητες της κρανιακής κοιλότητας μέσω της καταγραφής της ενδοκράνιας πίεσης.

Ηλεκτροεγκεφολογραφία (EEG)

Οποδήποτε επηρεάζει τον μεταβολισμό του εγκεφάλου (υποξία, ισχαιμία, υπερκαπνία, αναισθησία) αντανακλάται με μεταβολές στο EEG. Επιπλέον, παρέχεται στον αναισθησιολόγο η δυνατότητα ελέγχου του βάθους της αναισθησίας για την καλύτερη δυνατή αναισθησιολογική αντιμετώπιση. Οι κυματομορφές του EEG είναι το άθροισμα διεγερτικών και ανασταλτικών δυναμικών που παράγονται απ' τους νευρώνες του φλοιού και επηρεάζονται από τις ρυθμικές εκπολώσεις του θαλάμου. Το ηλεκτρικό σήμα που δημιουργείται είναι χαμηλής ενέργειας, γύρω στα 2-200 mV σε σχέση με τα 500-1000 mV του ΗΚΓφήματος. Συμβατικά, η ηλεκτρική, κυματομορφή του EEG διακρίνεται σε τέσσερις ημιτονοειδείς συχνότητες: 1) βραδέα κύματα δ (0-3Hz) που χαρακτηρίζονται από υψηλά δυναμικά και χαμηλή συχνότητα,

παρατηρούνται στον βαθύ ύπνο και τη βαθιά αναισθησία. 2) κύματα θ (4-7Hz) που εμφανίζονται κυρίως στα πρόωρα νεογνά, στα υγιή παιδιά κατά τον ύπνο και κατά τον υπεραερισμό, 3) κύματα α (8-13Hz) που εμφανίζονται τυπικά σε άτομα που βρίσκονται σε ηρεμία ή σε διέγερση αλλά με κλειστά μάτια, 4) κύματα β (14-30Hz), χαμηλού δυναμικού, ταχείας συχνότητας και τυπικά εμφανίζονται σε άτομα ξύπνια και με πλήρη συνείδηση.

Για να ληφθεί το κλασικό ηλεκτροεγκεφαλογράφημα απαιτείται προετοιμασία της κεφαλής, τοποθέτηση πολλών ηλεκτροδίων, ενίσχυση και φιλτράρισμα του σήματος, και παρατήρηση πολλαπλών απαγωγών. Βασικές μετρήσεις λαμβάνονται με τον ασθενή ξύπνιο και στη συνέχεια παρακολουθούνται οι μεταβολές κατά τη διάρκεια της αναισθησίας και της επέμβασης. Η ερμηνεία των δεδομένων προϋποθέτει επαρκή εκπαίδευση στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία και στις επιδράσεις της αναισθησίας ή των χειρουργικών χειρισμών (π.χ. αποκλεισμός της καρωτίδας στη διάρκεια ενδαρτηρεκτομής). Οι μεταβολές που συνοδεύουν την εγκεφαλική ισχαιμία (μείωση υψίσυχνης ηλεκτρικής δραστηριότητας) μπορούν να εμφανιστούν σε περιπτώσεις υποθερμίας ηλεκτρολυτικών διαταραχών και έντονης υποκαπνίας. Η γενική αναισθησία τροποποιεί τις μεταβολές αυτές ενώ, επιπλέον, η ακρίβεια των μετρήσεων έχει αμφισβητηθεί σε περιπτώσεις προϋπάρχοντος αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου. Για τους λόγους αυτούς, η αποδοχή της διεγχειρητικής χρήσης του EEG έχει περιορισθεί σε .επεμβάσεις που η εγκεφαλική ισχαιμία ολική ή εστιακή) παρατηρείται συχνότερα, όπως η χειρουργική διόρθωση βλαβών καρωτίδων.

Η επινόηση και κατασκευή ολοκληρωμένων κυκλωμάτων, που δίνουν δυνατότητα ταχύτατης ανάλυσης κατά Fourier του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος, οδήγησε σε μια σειρά νέων, μαθηματικά προσδιοριζόμενων παραμέτρων που έχουν θέση ποσοτικών δεικτών της ηλεκτροεγκεφαλογραφικής δραστηριότητας (π.χ. ολική φασματική ισχύς, μέση συχνότητα, φάσμα και αναλογίες συχνοτήτων κλπ). Οι μετρήσεις αυτές λαμβάνονται μετά την ψηφιοποίηση του σήματος (Analog / Digital Conversion) και ανάλυση με διάφορους μαθηματικούς αλγόριθμους (Fast Fourier Transformation). Η μορφή της παρουσίασης της ηλεκτροεγκεφαλογραφικής δραστηριότητας έγινε πιο απλή και οι εκπαιδευτικές προϋποθέσεις για την ερμηνεία περιορίστηκαν. Επιπλέον, η λήψη

των δεδομένων απλοποιήθηκε σημαντικά (απλούστερη προετοιμασία κεφαλής, δεν απαιτείται 16κάνναλο σύστημα καταγραφής, μικρότερος όγκος συσκευών και περιφερειακών). Η επίδραση, στους παραπάνω δείκτες, των αναισθητικών και της εγκεφαλικής ισχαιμίας μελετήθηκε σε κάποιο βαθμό, ωστόσο, λόγω της ταχείας εξάπλωσης στην κλινική πράξη του διφασματικού δείκτη (Bispectral index-BIS, σχήμα 22) δεν έχουν τύχει ευρείας εφαρμογής.

Ο διφασματικός δείκτης αποτελεί μια παράμετρο, από επεξεργασία της ηλεκτρικής εγκεφαλικής δραστηριότητας, που ποσοτικοποιεί την ύπνωση. Το επεξεργασμένο σήμα συνδυάζεται με τα στοιχεία μιας μεγάλης βάσης δεδομένων (τα στοιχεία ενυπάρχουν στη "μηχανή" του BIS) και το αποτέλεσμα είναι ένας αριθμός από το 0 μέχρι το 100. Σε τιμές μεταξύ 67-79, το 50% των ασθενών δεν απαντούν σε ακουστικά ερεθίσματα, αν και είναι δυνατόν να διατηρούν συνείδηση. Με τιμές BIS μικρότερες του 50 είναι εξαιρετικά απίθανο να διατηρούν οι άρρωστοι επίπεδο συνείδησης. Το αντίθετο συμβαίνει σε τιμές μεγαλύτερες από 90. Έτσι, η παρακολούθηση του αναισθητικού βάθους γίνεται εξαιρετικά απλή, δεν απαιτεί εξειδικευμένη γνώση και η εφαρμογή αυτού του είδους παρακολούθησης είναι αναίμακτη και φθηνή. Για τους παραπάνω λόγους, το BIS monitoring εξαπλώθηκε γρήγορα τα τελευταία χρόνια και σήμερα είναι ευρέως διαδεδομένο.

Προκλητά Δυναμικά

Ενδείξεις για διεγχειρητική χρήση των προκλητών δυναμικών αποτελούν επεμβάσεις που ενέχουν τον κίνδυνο νευρολογικής βλάβης, όπως: καρδιοπνευμονικό bypass, καρωτιδική ενδαρτηρεκτομή, χειρουργική ανευρύσματος θωρακικής ή κοιλιακής αορτής, σκολίωση σπονδυλικής στήλης και κρανιοτομές. Τα προκλητά δυναμικά παρέχουν την δυνατότητα της μη επεμβατικής μέτρησης της ηλεκτροφυσιολογικής απάντησης σε αισθητικά ερεθίσματα. Χρησιμοποιούνται κυρίως τα οπτικά, τα ακουστικά και τα σωματοαισθητικά δυναμικά, αλλά τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα είναι τα τελευταία. Ένα ήπιο ηλεκτρικό ερέθισμα χορηγείται σε ένα αισθητικό ή μικτό περιφερικό νεύρο από ένα ζεύγος ηλεκτροδίων. Αν η αντίστοιχη νευρική οδός είναι

άθικτη, ένα προκλητό δυναμικό θα μεταδοθεί στον ετερόπλευρο αισθητικό φλοιό. Τα δυναμικά καταγράφονται σαν συνάρτηση δυναμικού σε σχέση με τον χρόνο και οι αντίστοιχες κυματομορφές αναλύονται ως προς τον χρόνο που μεσολαβεί μεταξύ του ερεθίσματος και της απάντησης (post stimulus latency) και ως προς το μέγιστο ύψος του κύματος (peak amplitude). Γενικά, η ισοζυγισμένη (balanced) αναισθησία με υποξείδιο του αζώτου, μυοχάλαση και ναρκωτικά αναλγητικά δεν επηρεάζει τις τιμές, ενώ τα πτητικά αναισθητικά την επηρεάζουν. Παρά την καταγραφή της ακεραιότητας των αισθητικών οδών, οι κινητικές οδοί δεν δύνανται να μελετηθούν με την παραπάνω μέθοδο.

Διακρανιακή Υπερηχογραφία (Transcranial Doppler)

Το διακράνιο Doppler (TCD) είναι μία ημιποσοτική μέθοδος ελέγχου της εγκεφαλικής αιματικής ροής. Αρκετές κλινικές μελέτες έδειξαν στενή συσχέτιση μεταξύ των αλλαγών της συχνότητας και της ροής στις έσω καρωτίδες κατά τη διάρκεια της αρτηριακής υπότασης. Αν και μπορούν να μετρηθούν οι ταχύτητες ροής τόσο της πρόσθιας όσο και της οπίσθιας εγκεφαλικής αρτηρίας, το κλινικό ενδιαφέρον εστιάζεται στον προσδιορισμό της ταχύτητας ροής της μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας (MCA) και της έσω καρωτίδας (ICA). Οι φυσιολογικές τιμές ταχυτήτων ροής για την MCA είναι $62 \pm 12 \text{ cm/sec}$ και για το εξωκράνιο τμήμα της ICA είναι $37 \pm 6.5 \text{ cm/sec}$. Τόσο σε φυσιολογικές όσο και σε παθολογικές καταστάσεις, η ταχύτητα ροής που καταγράφεται μπορεί να είναι αυξημένη, είτε λόγω αύξησης της αιματικής ροής στην περιοχή που αρδεύει το υπό μελέτη αγγείο, είτε λόγω ελάττωσης της διαμέτρου του αυλού του αγγείου.

Αυξημένη ταχύτητα ροής παρατηρείται επί υπερκαπνίας ή αγγειόσπασμου (ταχύτητα ροής $>100 \text{ cm/sec}$). Ελάττωση παρατηρείται σε περιπτώσεις μειωμένης εγκεφαλικής ροής λόγω χαμηλής καρδιακής παροχής ή χορήγησης κατασταλτικών φαρμάκων π.χ. βαρβιτουρικά. Η κυματομορφή της διαστολικής ταχύτητας της ροής φαίνεται να είναι ευαίσθητη στις μεταβολές της εγκεφαλικής πίεσης διήθησης ($\text{CPP} = \text{MAP} - \text{ICP}$, όπου: CPP (cerebral perfusion pressure)=εγκεφαλική πίεση διήθησης, MAP = μέση αρτηριακή πίεση,

ICP=ενδοκράνια πίεση). Με CPP<28 mmHg παρατηρείται ηλεκτρική σιγή του εγκεφάλου παράλληλα με την απώλεια της διαστολικής ταχύτητας της κυματομορφής.

Αν η μηδενική διαστολική ταχύτητα ροής παραμείνει ή αυξηθεί επιπλέον η ενδοκράνια πίεση, προκαλείται παύση της εγκεφαλικής κυκλοφορίας. Σημαντικοί δείκτες που μπορούν να εξαχθούν από τις μετρούμενες ταχύτητες των ροών της MCA είναι :1) σχέση ταχύτητας ροής MCA/ICA (δείκτης Aaslid), με φυσιολογικές τιμές $1,7 \pm 0,4$. ενώ σε ασθενείς με υπαραχνοειδή αιμορραγία λόγος 3/1 θεωρείται ενδεικτικός αγγειόσπασμου, 2) δείκτης σφυγμικότητας (Pulsatility index, PI) που ορίζεται ως [συστολική ταχύτητα ροής-διαστολική/μέση ταχύτητα ροής] και φυσιολογικές τιμές για

$PaCO_2=40$ mmHg θεωρούνται γύρω στο $0,81 \pm 0,05$. Ο δείκτης αυτός στα μεγάλα εγκεφαλικά αγγεία εξαρτάται από τις εγκεφαλικές αντιστάσεις, οι οποίες καθορίζονται τόσο από την ICP, όσο και από την διάμετρο των αρτηριολίων. Αυξημένος δείκτης PI είναι ενδεικτικός αυξημένων αγγειακών εγκεφαλικών αντιστάσεων.

Monitoring Του Κορεσμού Σε Οξυγόνο Του Αίματος Του Σφαγιτιδικού Βολβού ($SjvO_2$)

Ο συνεχής έλεγχος του κορεσμού του αίματος στον σφαγιτιδικό βολβό αντανακλά τη σχέση μεταξύ της προσφοράς οξυγόνου στον εγκέφαλο και των απαιτήσεων του.

Το οξυγόνο που προσφέρεται στον εγκέφαλο (DaO_2) σε κάθε λεπτό ισούται με το περιεχόμενο οξυγόνο στο αρτηριακό αίμα (CaO_2) επί την εγκεφαλική αιματική ροή (cerebral blood flow, CBF). Ο εγκέφαλος, αφαιρεί με τον μεταβολισμό του ($CMR O_2$) ένα ποσό οξυγόνου και το υπόλοιπο περιέχεται στο φλεβικό του αίμα (DvO_2).

$$DaO_2 = CaO_2 \times CBF = 1,39 \times Hb \times SaO_2 \times CBF$$

$$DvO_2 = CvO_2 \times CBF = 1,39 \times Hb \times SjvO_2 \times CBF$$

$$DaO_2 - DvO_2 = CMRO_2$$

και λύνοντας προς $S_{jv}O_2$ (jugular saturation) προκύπτει:

$$S_{jv}O_2 = SaO_2 - CMRO_2 / (1.39 \times Hb \times CBF)$$

Η τελευταία εξίσωση δείχνει τους παράγοντες που καθορίζουν τον κορεσμό του σφαγιτιδικού βολβού. Φαίνεται ότι, με σταθερή αιμοσφαιρίνη και αρτηριακό κορεσμό, ο λόγος της εγκεφαλικής κατανάλωσης οξυγόνου ($CMRO_2$) προς τη ροή (CBF) αντικατοπτρίζεται διαρκώς στην μετρούμενη τιμή του $S_{jv}O_2$.

Σήμερα διατίθενται συσκευές που προσφέρουν συνεχόμενα, μετά από επεμβατική τοποθέτηση, την τιμή αυτή. Φυσιολογικά, η τιμή του $S_{jv}O_2$ κυμαίνεται μεταξύ 55 και 75 %. Η σημασία της φαίνεται από το ότι αντανακλούν ο' αυτή καταστάσεις αλληλεξαρτήσεων διαταραχών προσφοράς στον εγκέφαλο, (υποξυγοναιμία, αναιμία, ελάττωση εγκεφαλικής ροής) σ' άμεση άλληλοσυσχέτιση με τις μεταβολικές του ανάγκες. Μία πτώση του $S_{jv}O_2$ μπορεί να οφείλεται είτε σε πτώση του SaO_2 , είτε σε ελάττωση της συγκέντρωσης της Hb, είτε σε ελάττωση της CBF, είτε τέλος σε αύξηση του $CMRO_2$.

Εάν ορίσουμε σαν $AJDO_2$ την αρτηριοφλεβική διαφορά περιεκτικότητας σε O_2 (arteriojugular oxygen content difference) τότε προκύπτει η παρακάτω σχέση που αποτελεί άλλωστε εφαρμογή της εξίσωσης του Fick:

$$DaO_2 - DvO_2 = CMRO_2$$

$$DaO_2 - DvO_2 = CBF (CaO_2 - CvO_2) = CBF \times AJDO_2$$

$$CMRO_2 = CBF \times AJDO_2$$

$$AJDO_2 = CMRO_2 / CBF$$

Αν το SaO_2 , η συγκέντρωση της Hb και η θέση της καμπύλης δέσμευσης οξυγόνου από την Hb (στη θέση της καμπύλης επιδρούν οι μεταβολές θερμοκρασίας, $PaCO_2$ ή pH) παραμένουν σταθερά, τότε το $S_{jv}O_2$ είναι ανάλογο του λόγου $CMRO_2 / CBF$. Σε φυσιολογικές συνθήκες η σχέση τους είναι αυτορυθμιζόμενη (σύζευξη ροής-μεταβολισμού) και η $AJDO_2$ παραμένει μεταξύ των στενών ορίων 6.3 ± 1.2 ml/100ml αίματος. Αν όμως η $AJDO_2$ πέσει κάτω από 4 ml/100ml αίματος ($S_{jv}O_2 > 75\%$), η CBF υπερβαίνει τις μεταβολικές απαιτήσεις (υπεραιμία), ενώ σε αντίθετη περίπτωση ($AJDO_2 > 9$ ml/100ml αίματος και $S_{jv}O_2 < 54\%$), η CBF είναι ανεπαρκής για τις μεταβολικές απαιτήσεις. Όταν η απόσπαση οξυγόνου από τον εγκέφαλο είναι μέγιστη, μία επιπλέον ελάττωση στην παροχή του O_2 θα οδηγήσει σε επιπλέον ελάττωση του

CMR₀₂ και τότε η σχέση μεταξύ AJD₀₂ και CBF γίνεται απρόβλεπτη. Ο συνεχής έλεγχος του SjnOp μας προσφέρει έτσι αφ' ενός την δυνατότητα διάκρισης της σφαιρικής εγκεφαλικής ισχαιμίας, αφ' ετέρου την ικανότητα ελέγχου της θεραπείας. Η μέτρηση του SjnO₂ γίνεται με καθετηριασμό της έσω σφαγιτίδας και αναστροφή (προς τα πάνω) εισαγωγή ενός ειδικού διπλού αυλού καθετήρα με οπτικές ίνες. Ο καθετήρας, αφού βαθμονομηθεί η ένταση του φωτός, συνδέεται με σύστημα ηλεκτρονικής επεξεργασίας για την παρουσίαση και αποθήκευση των δεδομένων (monitor). Χρησιμοποιείται καθετήρας 4F, όπου ο ένας αυλός περιέχει δύο οπτικές ίνες που μεταφέρουν δύο ή τρία μήκη κύματος φωτός προς και από το αίμα, ενώ ο άλλος αυλός χρησιμοποιείται για περιοδική δειγματοληψία αίματος και επαναβαθμονόμηση του συστήματος.

Επιβεβαίωση της σωστής τοποθέτησης μπορεί να γίνει με πλάγια ακτινογραφία αυχενικής μοίρας σπονδυλικής στήλης (το άκρο του καθετήρα πρέπει να βρίσκεται στο ύψος του A₂ αυχενικού σπονδύλου). Αντενδείξεις της χρήσης του θεωρούνται η αιμορραγική διάθεση, τοπική φλεγμονή ή τοπικό τραύμα της κεφαλής ενώ ως επιπλοκές αναφέρονται ο τραυματισμός της έσω καρωτίδας, η δημιουργία αιματώματος και η κάμψη του καθετήρα. Συμπερασματικά, πρέπει να τονιστεί ότι το SjnCL αντικατοπτρίζει την σφαιρική οξυγόνωση του εγκεφάλου και δεν μπορεί να θεωρηθεί αξιόπιστος δείκτης monitoring εστιακών διαταραχών, όπως π.χ. σε καρωτιδική ενδαρτηρεκτομή.

Monitoring Ένδοκράνιας Πίεσης (ICP)

Το οστέινο (στερρό και ανελαστικό) περίβλημα των ευπαθών ενδοκράνιων δομών αποτελεί αρχέγονο αλλά και αποτελεσματικό προστατευτικό σύστημα, που, συγχρόνως όμως, περιορίζει τα περιθώρια "εκτόνωσης", όταν το ενδοκράνιο περιεχόμενο αυξηθεί. Κατά τη μεταβολή της ισορροπίας των όγκων της ενδοκράνιας κοιλότητας (Veγκέφαλος=84%, VENY=12%, Vaίμα=4%), σύμφωνα με το δόγμα Monro-Kelly, η αύξηση του ενός όγκου ή η προσθήκη νέου (π.χ. αιμάτωμα) θα γίνει σε βάρος των άλλων. Αυτό επιτυγχάνεται μέσα από μετακίνηση ίσης ποσότητας ENY προς τον

μηνιγγικό σάκο και με ελάττωση του συνολικού φλεβικού δικτύου. Από ένα σημείο και μετά ο παραπάνω μηχανισμός παύει να λειτουργεί αποτελεσματικά και επέρχεται δραματική άνοδος της ICP. Ακραία, η παραπάνω "εκτόνωση" γίνεται σε πολύ περιορισμένο βαθμό από τα τρήματα του κρανίου, με βαριά συνήθως συνοδό παθολογία. Το ενδοκράνιο περιεχόμενο μπορεί να αυξηθεί από νερό (εγκεφαλικό, οίδημα), από αίμα, από χωροκατακτητικές εξεργασίες, ή από δυσλειτουργία του συστήματος παροχέτευσης του ENY.

Τα συστήματα μέτρησης της ICP διακρίνονται σε συστήματα υδραυλικής σύζευξης με εξωκράνιο μετατροπέα πίεσης και σε ινδοοπτικά με ενδοκράνιο μετατροπέα. Ανάλογα με το σημείο τοποθέτησης τους, οι καθετήρες διακρίνονται σε ενδοκοιλιακούς, ενδοπαραεγχευματικούς, υποσκληρίδιους και επισκληρίδιους. Τα τελευταία χρόνια κυριαρχούν οι ινδοοπτικοί καθετήρες τύπου Camino. Η φυσιολογική κυματομορφή της ICP μοιάζει με την αντίστοιχη αρτηριακή και εμφανίζει τρεις κορυφές (P1, P2, P3) και μία εγκοπή. Οι δύο πρώτες θεωρούνται αρτηριακής προέλευσης (μετάδοση του αρτηριακού κύματος μέσω του εγκεφαλικού ιστού στο ENY) ενώ η τρίτη έχει φλεβική προέλευση. Επιπλέον, η δυνατότητα μαθηματικής ανάλυσης με τη χρήση αλγορίθμων (Fast Fourier Transformation) παρέχει σημαντικά στοιχεία σχετικά με την ενδοκράνιο δυναμική, ανάλογα με το λόγο χαμηλών και υψηλών συχνοτήτων. Από το 1960 ο Lundberg έχει περιγράψει τρεις τύπους κυματομορφών: τα κύματα A ή plateau waves που χαρακτηρίζονται από αιφνίδιες αυξήσεις της ενδοκράνιας πίεσης (50-80 mmHg) διάρκειας 5-20 min και συνήθως συνοδεύονται από αιμοδυναμική αστάθεια. Τα κύματα B, μικρότερου εύρους (0-50 mmHg) που προαναγγέλλουν την εμφάνιση των κυμάτων A. Τέλος τα κύματα είναι μικροί ρυθμικοί παλμοί (0-20 mmHg) και δεν παρουσιάζουν καμία κλινική αξία. Το συνεχές monitoring της ICP δεν έχει σαν αποκλειστικό σκοπό μόνο τη μέτρηση της ενδοκράνιας πίεσης αλλά δίνει πληροφορίες και για την αποτελεσματικότητα της εκάστοτε θεραπείας διεγχειρητικά αλλά και στην ΜΕΘ, με την συνεκτίμηση και των άλλων παραμέτρων (σφαγιτιδική οξυμετρία, διακρανιακή υπερηχογραφία).

MONITORING ΠΕΡΙΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΗΣ ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑΣ

Δύο κλίμακες (Celsius και Fahrenheit) χρησιμοποιούνται για να καταγράψουν την θερμοκρασία του σώματος. Οι σχέσεις μεταξύ τους καθορίζονται από το σημείο πήξης και βρασμού του ύδατος: $0^{\circ}\text{C}=32^{\circ}\text{F}$, $10^{\circ}\text{C}=180^{\circ}\text{F}$, οπότε προκύπτει: $F0 = (9/50C)+32$, και $CO = 5/9(F0-32)$. Παρά το γεγονός ότι η θερμοκρασία του σώματος αποτελεί την πιο συχνά μετρούμενη μεταβλητή στην κλινική ιατρική, υπάρχει διχογνωμία για το πια είναι η φυσιολογική θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος. Η φυσιολογική τιμή των 37°C ($98,6^{\circ}\text{F}$) είναι ο μέσος όρος από τιμές μασχαλιαίας θερμοκρασίας μεγάλου αριθμού υγιών ατόμων που μετρήθηκαν τον 19ο αιώνα. Από το 1992 και μετά γνωρίζουμε από μετρήσεις στοματικής θερμοκρασίας υγιών ατόμων (ηλικίας 18-40 ετών) ότι η μέση θερμοκρασία είναι $37\pm 0,4^{\circ}\text{C}$.

Οι ηλικιωμένοι εμφανίζουν μέση θερμοκρασία $0,5^{\circ}\text{C}$ μικρότερη από ότι οι νεαρότεροι ενήλικες. Επιπλέον, η φυσιολογική θερμοκρασία έχει ημερήσια διακύμανση με το ναδίρ νωρίς το πρωί (4-8πμ) και το ζενίθ αργά το απόγευμα (4-8μμ). Η θερμοκρασία του πυρήνα (κορμός και κεφαλή χωρίς το δέρμα τους) είναι 1°C ($1,8^{\circ}\text{F}$) υψηλότερη από την μασχαλιαία και $0,5^{\circ}\text{C}$ ($0,9^{\circ}\text{F}$) υψηλότερη από την στοματική θερμοκρασία. Αυτές οι παρατηρήσεις δείχνουν ότι η φυσιολογική θερμοκρασία δεν έχει μία συγκεκριμένη τιμή αλλά μάλλον ένα εύρος τιμών που επηρεάζεται από την ηλικία, τη χρονική στιγμή και τη θέση της μέτρησης.

Η συχνή εμφάνιση περιεγχειρητικής υποθερμίας σε ασθενείς που υποβάλλονται σε γενική ή τοπιοπεριοχική αναισθησία (υπαραχνοειδής ή επισκληρίδιο), καθώς και ο φόβος εμφάνισης κακοήθους υπερθερμίας καθιστούν απαραίτητο το περιεγχειρητικό monitoring της θερμοκρασίας. Πολλοί ερευνητές συνιστούν την παρακολούθησή της σε όλες τις επεμβάσεις διάρκειας μεγαλύτερης των 30 λεπτών. Χρησιμοποιούνται πέντε βασικοί τύποι θερμομέτρων.

- Υδραργυρικά θερμόμετρα. Είναι εύχρηστα και αρκετά ακριβή. Υπάρχουν τα κοινά, για μετρήσεις 34°C - 43°C και τα υποθερμικά με εύρος μετρήσεων 22 - 34°C . Τοποθετούνται σε κοιλότητες όπως το στόμα, το ορθό, ο κόλπος και

η μασχάλη. Πριν από τη χρήση τους μηδενίζονται και το αποτέλεσμα γίνεται αντιληπτό σε 1 περίπου λεπτό. Δεν χρησιμοποιούνται για συνεχές monitoring της θερμοκρασίας.

- Ηλεκτρονικά θερμόμετρα. Πρόκειται για καθετήρες που αναλύουν μεταβολές του ηλεκτρικού ρεύματος σε ένα κύκλωμα, που προκαλούνται από μεταβολές της θερμοκρασίας. Διακρίνονται στους θερμίστορες (thermistor), τις θερμοαντιστάσεις (thermistance) και τα θερμοηλεκτρικά ζεύγη (thermocouple). Οι θερμίστορες είναι ημιαγωγοί των οποίων η αντίσταση μειώνεται προβλέψιμα με την αύξηση της θερμοκρασίας. Είναι πολύ ακριβείς και δίνουν απάντηση σε 5-15 sec. Οι θερμοαντιστάσεις έχουν παρόμοια πλεονεκτήματα αλλά είναι πιο εύθραυστες και ακριβείς. Το θερμοηλεκτρικό ζεύγος είναι ένα κύκλωμα δύο μετάλλων που το κάθε ένα έχει διαφορετική θερμοχωρητικότητα και σχεδιάζεται έτσι ώστε μία διαφορά δυναμικού να αναπτύσσεται όταν τα μέταλλα βρίσκονται σε διαφορετικές θερμοκρασίες. Είναι μικρότερου μεγέθους και μεγαλύτερης ακρίβειας απ' τους θερμίστορες και δίνουν απάντηση σε 6,5sec αν είναι σ' απευθείας σύνδεση με τους ιστούς (π.χ. ενδοδερμικοί ή ενδομυϊκοί καθετήρες), ή εν γένει σε πάνω από 5sec αν είναι σε διαφορετική θέση (π.χ. οισοφαγικοί). Λειτουργούν με τάση 12 Volt και ένταση 50 mA. Το σημείο ανάγνωσης του αποτελέσματος μπορεί να είναι μακριά από το σημείο τοποθέτησης και να λειτουργεί με αυτόνομες μπαταρίες.
- Θερμόμετρα υγρών κρυστάλλων. Πρόκειται για συσκευές που έχουν σαν αρχή λειτουργίας την αλλαγή του χρώματος των υγρών κρυστάλλων ανάλογα με τις μεταβολές της θερμοκρασίας. Είναι εύχρηστα για την μέτρηση της θερμοκρασίας του δέρματος αλλά ακατάλληλα για μετρήσεις θερμοκρασίας του πυρήνα.
- Θερμόμετρα υπέρυθρης ακτινοβολίας. Αυτά στηρίζονται στη μέτρηση της θερμότητας που εκπέμπεται με τη μορφή υπέρυθρης ακτινοβολίας. Είναι εύχρηστα ακριβή και φθηνά και χρησιμοποιούνται για τη συνεχή μέτρηση της θερμοκρασίας του τύμπανου (θερμοκρασία πυρήνα), ενώ παράλληλα είναι ανεκτά και από τους ασθενείς.

- Μετατροπείς θερμικής ροής (deep tissue thermometers). Αποτελούνται από ένα καθετήρα σε επαφή με το δέρμα και ένα θερμαινόμενο στοιχείο, το οποίο εμποδίζει την απώλεια θερμότητας στο επίπεδο της επιδερμίδας και διατηρεί μία σταθερή διαφορά (gradient) μεταξύ των δύο θερμικών καθετήρων. Η θερμοκρασία που υπολογίζεται μ' αυτή τη μέθοδο είναι ενδιάμεση μεταξύ δέρματος και πυρήνα.

Αναφορικά με τις θέσεις θερμομέτρησης φαίνεται ότι δεν υπάρχει απόλυτη ομοφωνία σχετικά με την υπεροχή κάποιας ιδιαίτερης θέσης έναντι κάποιας άλλης. Πάντως οι θέσεις μέτρησης της κεντρικής θερμοκρασίας φαίνεται ότι υπερέχουν τόσο στην εκτίμηση της πιθανής υποθερμίας όσο και στη γρήγορη διάγνωση της κακοήθους υπερθερμίας.

Η πλέον προσιτή θεωρείται η τυμπανική μεμβράνη, ιδίως όταν χρησιμοποιούνται θερμομέτρα υπέρυθρης ακτινοβολίας, θεωρητικά αντανakλά τη θερμοκρασία του εγκεφάλου καθώς η αιμάτωση του ακουστικού καναλιού γίνεται από την έξω καρωτίδα.

Η θερμοκρασία ορθού και ουροδόχου, κύστης έχουν καθυστερημένη απάντηση στις μεταβολές θερμοκρασίας και έχουν αξία σαν ενδείξεις ενδιάμεσης και όχι κεντρικής, θερμοκρασίας. Οι ρινοφαρυγγικοί αισθητήρες προκαλούν επίσταξη αλλά μετρούν με ακρίβεια την θερμοκρασία του πυρήνα. Το ίδιο ισχύει και για τον θερμίστορα του καθετήρα της πνευμονικής αρτηρίας. Η μέτρηση της θερμοκρασίας του δέρματος (π.χ. μασχάλη) δεν θεωρείται αξιόπιστη γιατί η διαφορά πυρήνα και δέρματος μπορεί να ποικίλει απρόβλεπτα (1-4°C). Οι αισθητήρες οισοφαγικής θερμοκρασίας, συχνά ενσωματωμένοι στα οισοφάγια στηθοσκόπια παρέχουν τον ιδανικό συνδυασμό οικονομίας, ακρίβειας και ασφάλειας. Για την αποφυγή μέτρησης της θερμοκρασίας των ενδοτραχειακών αερίων, ο αισθητήρας πρέπει να βρίσκεται πίσω από την καρδιά στο κατώτερο τριτημόριο του οισοφάγου. Ο συνδυασμός μετρήσεων θερμοκρασίας πυρήνα και ενδιάμεσης θερμοκρασίας (ορθού ή κύστης) ή και θερμοκρασίας δέρματος με μετατροπείς θερμικής ροής είναι χρήσιμος για την εκτίμηση της επαναθέρμανσης ασθενών σε επεμβάσεις που χρησιμοποιείται τεχνητή υποθερμία και για το monitoring της θερμοκρασίας στα νεογνά.

MONITORING ΝΕΦΡΙΚΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

Οι κύριες λειτουργίες του νεφρού που ενδιαφέρουν κατά την περιεγχειρητική περίοδο είναι η πειραματική διήθηση και η σωληναριακή επαναρρόφηση ύδατος και ηλεκτρολυτών. Ο ρυθμός σπειραματικής διήθησης (glomerular filtration rate, GFR) είναι ανάλογος της νεφρικής ροής αίματος (RBF) και του κλάσματος διήθησης. Στα πλαίσια της νεφρικής αυτορύθμισης είναι ανεξάρτητος από τη μέση αρτηριακή πίεση καθώς η RBF ισούται με 1200ml/min για εύρος τιμών αρτηριακής πίεσης από 80 μέχρι 180 mmHg. Η ποσότητα των ούρων αντανακλά περισσότερο τη λειτουργία της σπειραματικής διήθησης ενώ η ποιότητα, που εκφράζεται με το ειδικό βάρος και την ωσμωτικότητα, αντανακλά περισσότερο τη σωληναριακή επαναρρόφηση. Η σπειραματική διήθηση οδηγεί στην παραγωγή 180 λίτρων σπειραματικού υγρού καθημερινά. Η σωληναριακή λειτουργία ελαττώνει το παραγόμενο διήθημα σε 1 λίτρο εκκρινόμενων ούρων. Η φυσιολογική GFR είναι 125 ml/min.

Για την εκτίμηση της νεφρικής λειτουργίας, τόσο διεγχειρητικά όσο και μετεγχειρητικά στη ΜΕΘ, χρησιμοποιούνται έμμεσοι και άμεσοι δείκτες. Αυτοί αφορούν στον έλεγχο της σπειραματικής λειτουργίας (ποσότητα ούρων, ουρία και κρεατινίνη ορού και κάθαρση κρεατινίνης) και στον έλεγχο της σωληναριακής λειτουργίας (ειδικό βάρος ούρων, συγκέντρωση Na και κλασματική απέκκριση Na-FENa).

Έμμεσοι Δείκτες Νεφρικής Λειτουργίας

Η χαμηλή καρδιακή παροχή, λόγω κυρίως, χαμηλού προφορτίου (απώλεια αίματος, υγρών), αποτελεί το 60% των αιτίων της περιεγχειρητικής οξείας νεφρικής ανεπάρκειας (ONA). Γι' αυτό και η εκτίμηση του ενδοαγγειακού όγκου και της καρδιακής παροχής (κλινική εξέταση υποογκαιμίας, πύεσις πλήρωσης καρδιακών κοιλοτήτων) αποτελεί σημαντική παράμετρο στο γενικό monitoring της νεφρικής λειτουργίας. Ειδικά σε επεμβάσεις αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής και σε επεμβάσεις αορτοστεφανιαίας παράκαμψης, ο κίνδυνος για ONA ανέρχεται σε 8 και 30 % αντίστοιχα.

Άμεσοι Δείκτες Νεφρικής Λειτουργίας

Δείκτες Εκτίμησης Της Σπειραματικής Λειτουργίας

Ο ρυθμός παραγωγής ούρων αποτελεί κύρια παράμετρο για τον έλεγχο της σπειραματικής λειτουργίας. Η διούρηση ελέγχεται κατόπιν εισαγωγής ενός ουροκαθετήρα Foley και σύνδεσης του με ένα μετρητή ούρων. Στους ενήλικες, ρυθμός παραγωγής ούρων μικρότερος από 0,5ml/Kg/ώρα θεωρείται παθολογικός και αποτελεί συνήθως εκδήλωση ελαττωμένης νεφρικής αιμάτωσης, λόγω υποογκαιμίας ή αγγειοσύσπασης. Η μείωση της RBF έχει αρχικά ως αποτέλεσμα την ελάττωση της αιμάτωσης στο φλοιό και την αύξηση της στο μυελό, την αύξηση απορρόφησης. Να στο ανιόν σκέλος της αγκύλης του Henle, την αγγειοδιαστολή στο προσαγωγό και την αγγειοσύσπαση στο απαγωγό αρτηρίδιο. Στη συνέχεια επέρχεται αγγειοσύσπαση και στο προσαγωγό με αποτέλεσμα μείωση των ουσιών που φτάνουν στο ανιόν σκέλος της αγκύλης του Henle, μείωση της επαναρρόφησης και ουσιαστικά της κατανάλωσης οξυγόνου στον νεφρό και τελικά ολιγουρία λόγω των προσαρμοστικών μηχανισμών της γείωσης της κατανάλωσης οξυγόνου. Πρακτικά, η ολιγουρία είναι και σύμπτωμα και αντιρροπιστικός μηχανισμός της νεφρικής αιμάτωσης σε συνθήκες ισχαιμίας.

Οι τιμές ουρίας και κρεατινίνης ορού αποτελούν βιοχημικούς δείκτες εκτίμησης της σπειραματικής λειτουργίας. Η συγκέντρωση τους στον ορό είναι αποτέλεσμα ισορροπίας εισόδου και αποβολής. Η παραγωγή-είσοδος της ουρίας εξαρτάται από την ηπατική σύνθεση, την πρόσληψη και τον καταβολισμό των πρωτεϊνών, ενώ της κρεατινίνης από τον μεταβολισμό της μυϊκής κρεατίνης, γεγονός που συσχετίζει έτσι τις τιμές της με τη συνολική μυϊκή μάζα. Οι μεγάλες διακυμάνσεις του φόρτου ουρίας και η δυνατότητα επαναρρόφησης από τα σωληνάρια καθιστούν τη συγκέντρωση κρεατινίνης ιδανικό δείκτη.

Εντούτοις, αυξημένη πρόσληψη αζώτου, υπερκαταβολισμός, ηπατική νόσος, αιμορραγίες πεπτικού και στεροειδή φάρμακα αποτελούν μη νεφρικά αίτια ανόδου των δύο ουσιών στο αίμα. Επιπλέον απαιτείται μείωση του GFR μεγαλύτερη από 75% προκειμένου να ανέλθει η τιμή της κρεατινίνης. Στο

Χειρουργείο, μόνο εκ νέου μεταβολές της ποσότητας των δύο ουσιών χρήζουν κλινικής αξιολόγησης. Σε αυτές τις περιπτώσεις βοηθά η χρήση του δείκτη: άζωτο ουρίας αίματος (BUN=ουρία/2,14) / κρεατινίνη. Τιμές >10:1 αποκλείουν τη νεφρική δυσλειτουργία ισχαιμικής αιτιολογίας (προνεφρική).

Η κάθαρση ουρίας-κρεατινίνης είναι ο πιο αξιόπιστος γεύσης του GFR. Δεν χρησιμοποιείται όμως διεγχειρητικά καθώς απαιτείται 24ωρη συλλογή των ούρων. Χρησιμοποιείται η κάθαρση κρεατινίνης και υπολογίζεται ως εξής: $CL_{Cr}(ml/min) = [(140-ηλικία) \times \text{βάρους (Kg)}] / [72 \times \text{κρεατινίνη ορού (mg/dl)}]$, όπου $CL_{Cr}(ml/min)$ =κάθαρση κρεατινίνης.

Δείκτες Εκτίμησης Σωληναριακής Λειτουργίας

Το ειδικό βάρος ούρων αποτελεί μέτρο της ικανότητας συμπύκνωσης και υπολογίζεται με σύγκριση της μάζας 1 ml ούρων με 1 ml απεσταγμένου νερού. Οι φυσιολογικές τιμές κυμαίνονται μεταξύ 1010 και 1030. Σε περιπτώσεις ισχαιμικής βλάβης (προνεφρική αζωθαιμία) το ειδικό βάρος αυξάνεται (>1030) λόγω κατακράτησης Na και νερού. Παρόλα αυτά, πολλές ουσίες, όπως η μαννιτόλη, διουρητικά και ακτινοσκοπικά φάρμακα, καθώς επίσης και παθήσεις ενδοκρινών επηρεάζουν τις τιμές του ειδικού βάρους των ούρων. Η ωσμωτικότητα των ούρων είναι άλλος δείκτης που σχετίζεται με τη σωληναριακή λειτουργία.

Συνήθως τιμές >500 mOsm/kg H₂O χαρακτηρίζουν την προνεφρική αζωθαιμία ενώ τιμές, <350 mOsm/Kg H₂O συνοδεύουν νεφρικές βλάβες από νεφροτοξικά αίτια. Το Na των ούρων αποτελεί επίσης δείκτη σωληναριακής λειτουργίας. Τιμές < 20 mEq/L υποδηλώνουν υποογκαιμικής αιτιολογίας νεφρική δυσλειτουργία ενώ τιμές >40 mEq/L υποδηλώνουν νεφροτοξική βλάβη. Εντούτοις, τα επίπεδα Na στα ούρα συσχετίζονται κυρίως με το ποσό και το είδος των χορηγούμενων υγρών παρά με τη νεφρική λειτουργία καθ' εαυτή. Η κλασματική απέκκριση Na (FENa) αναπαριστά το κλάσμα του διηθούμενου νατρίου που εκκρίνεται απ' τους νεφρούς και προσδιορίζεται από την εξίσωση: $FENa = \frac{\text{εκκρινόμενο Na}}{\text{διηθούμενο Na}} \times 100 = \left(\frac{UNa \times PCr}{UCr \times PNa} \right) \times 100$, όπου UNa - Na ούρων, UCr = κρεατινίνη ούρων, PCr = κρεατινίνη πλάσματος, PNa = Na πλάσματος / Τιμές <1% σχετίζονται με προνεφρική αζωθαιμία ενώ τιμές > 1 % με νεφροτοξική βλάβη. Άλλες καταστάσεις που σχετίζονται με FENa < 1 %

είναι η συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια, οξεία σπειραματονεφρίδα, αιμοσφαιρινουρία, απόφραξη ουροφόρων οδών και νεφροτοξικότητα από ακτινοσκιαστικά. Αντίθετα, τιμές FENa >1% παρατηρούνται σε φυσιολογική νεφρική λειτουργία με μεγάλη πρόσληψη άλατος αλλά και σε περιπτώσεις υποογκαιμίας σε έδαφος προϋπάρχουσας χρόνιας νεφρικής ανεπάρκειας. Συμπερασματικά, κανένας απ' τους χρησιμοποιούμενους δείκτες δεν είναι ειδικός ούτε ευαίσθητος για την πρόβλεψη περί εγχειρητικής νεφρικής ανεπάρκειας. Όλοι σχετίζονται έμμεσα με το ρυθμό σπειραματικής διήθησης, με πιθανή εξαίρεση την κάθαρση κρεατινίνης, που, όπως αναφέρθηκε, δεν υπολογίζεται στο Χειρουργέιο. Στην καθημερινή αναισθησιολογική πράξη, η ωριαία διούρηση αποτελεί τον δείκτη που συχνότερα εκτιμάται για τη λειτουργία των νεφρών.

KATEΥΘΥΝΤΗΡΙΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΤΟΥ MONITORING

Όπως αναφέρθηκε και στην εισαγωγή, η λέξη 'monitoring' προέρχεται από το λατινικό ρήμα 'monere', που σημαίνει προειδοποιώ. Επομένως, ένα monitor μόνο να προειδοποιήσει μπορεί και αδυνατεί να αντικαταστήσει την κλινική παρατήρηση του αρρώστου από τον Αναισθησιολόγο. Η πληροφορία που παρέχεται απαιτεί κλινική ερμηνεία, κάτι που προϋποθέτει βαθιά γνώση της φυσιολογίας του οργανισμού αλλά και των βασικών αρχών λειτουργίας της τεχνολογίας. Ο σκοπός του περιεγχειρητικού monitoring είναι η ανίχνευση μεταβολών σε φυσιολογικές μεταβλητές, που επάγονται από την αναισθησία, την εγχείρηση ή την προϋπάρχουσα παθολογία του αρρώστου (φυσιολογικό monitoring). Επιπλέον δύνανται να ανιχνευτούν έγκαιρα επικίνδυνα προβλήματα, επιτρέποντας ανάλογες θεραπευτικές παρεμβάσεις (monitoring ασφάλειας). Αυτό αφορά, εκτός από τους αρρώστους, έλεγχο και συσκευών που αλληλεπιδρούν με φυσιολογικές λειτουργίες (π.χ. μηχανήμα αναισθησία)

Τέλος απαιτείται έλεγχος της ικανότητας γενικά, της τεχνολογίας να μετρά αυτό που ισχυρίζεται ότι μετρά με ακρίβεια, υψηλής ευαισθησίας (αληθώς θετικές, τιμές) και ειδικότητα (αληθώς αρνητικές τιμές). Η διαδικασία ελέγχου των ζωτικών λειτουργιών περιεγχειρητικά βασίζονταν επί σειρά ετών αποκλειστικά στις κλινικές παραμέτρους του ασθενή που προσεγγίζονταν από τον Αναισθησιολόγο, μέσα από τις αισθήσεις του (επισκόπηση, ψηλάφηση, ακρόαση). Η επινόηση όμως συσκευών (π.χ. προκάρδιο και οισοφάγειο στηθοσκόπιο), και της ηλεκτρονικής τεχνολογίας τις τελευταίες δεκαετίες επέτρεψε τη σταδιακή καθιέρωση οργάνων που παρέχουν νέες πληροφορίες που στηρίζονται στη μαθηματική μοντελοποίηση της ανθρώπινης φυσιολογίας.

Όλες αυτές οι τεχνολογίες έχουν ενσωματωθεί στο κλασσικό μηχάνημα αναισθησίας σχηματίζοντας μία νέα, ολοκληρωμένη οντότητα, τον αναισθησιολογικό σταθμό εργασίας (anesthesia workstation). Το 1993 η Αμερικανική Εταιρία Αναισθησιολόγων (ASA), με βάση τα κριτήρια Harvard του 1986, εξέδωσε κατευθυντήριες οδηγίες σχετικά με το βασικό περιεγχειρητικό monitoring. Πρόκειται για πρότυπα που αποσκοπούν στην ενθάρρυνση της παροχής υπηρεσιών ποιότητας, αν και η εφαρμογή τους δεν εγγυάται κάποια συγκεκριμένη έκβαση ανά ασθενή. Ανάλογες οδηγίες έχουν υιοθετηθεί και από την Ευρωπαϊκή Ένωση (EN 740). Υπόκεινται σε αναθεώρηση κατά διαστήματα, όπως επιβάλλεται από την εξέλιξη των επιστημονικών γνώσεων και της τεχνολογίας. Σύμφωνα με αυτές τις οδηγίες, πέρα από τις συσκευές, που πρέπει να είναι διαθέσιμες, κατάλληλα εκπαιδευμένο προσωπικό πρέπει να παρίσταται στην αίθουσα Χειρουργείου κατά τη διάρκεια όλων των γενικών, και, περιοχικών αναισθησιών. Επιπλέον κατά τη διάρκεια κάθε αναισθησίας, η οξυγόνωση, ο αερισμός, η κυκλοφορία και η θερμοκρασία πρέπει να ελέγχονται τακτικά, ενώ τελευταία προτείνεται και η υποχρεωτική χρήση του monitoring της νευρομυϊκής σύναψης, σε όσους ασθενείς λαμβάνουν μυοχαλαρωτικά φάρμακα.

Βασικό Monitoring

Οξυγόνωση

Σκοπός είναι η εξασφάλιση επαρκούς συγκέντρωσης οξυγόνου στα εισπνεόμενα αέρια και στο αίμα κατά τη διάρκεια της αναισθησίας. Γι' αυτό η συγκέντρωση του στο αναπνευστικό, κύκλωμα του ασθενούς πρέπει να μετράται με έναν αναλυτή που διαθέτει συναγερμό κατώτερου ορίου συγκέντρωσης O₂. Επίσης, μία ποσοτική μέθοδος εκτίμησης της οξυγόνωσης, σαν την παλμική οξυμετρία, θα πρέπει να εφαρμόζεται.

Αερισμός

Κάθε ασθενής υπό γενική αναισθησία πρέπει να έχει τακτική εκτίμηση της επάρκειας του αερισμού. Αν και τα κλινικά σημεία όπως έκπτυξη του θώρακα και ακρόαση του αναπνευστικού ψιθυρίσματος είναι επαρκή, συνίσταται η ποσοτική παρακολούθηση του

περιεχομένου CO και του όγκου του εκπνεόμενου μίγματος αερίων. Επίσης απαιτείται η χρήση της μέτρησης του τελοεκπνευστικού CO₂ (PETCCU για την επαλήθευση της σωστής θέσης του ενδοτραχειακού σωλήνα. Τέλος, όταν ο αερισμός εξασφαλίζεται με αναπνευστήρα, πρέπει να υπάρχει διαρκώς συσκευή ανίχνευσης αποσύνδεσης του αναπνευστικού συστήματος.

Κυκλοφορία

Αποσκοπεί στην εξασφάλιση της επάρκειας της ιστικής οξυγόνωσης του ασθενή κατά τη διάρκεια της αναισθησίας και ελέγχεται με συνεχή ηλεκτροκαρδιοσκοπικό έλεγχο, από την αρχή της αναισθησίας μέχρι την προετοιμασία για απομάκρυνση από την αίθουσα του Χειρουργείου. Κάθε ασθενής που αναισθητοποιείται πρέπει να έχει την αρτηριακή πίεση και την καρδιακή συχνότητα μετρούμενες τουλάχιστον κάθε πέντε λεπτά. Επιπλέον, εκτός από τα παραπάνω, πρέπει να έχει τακτική εκτίμηση της κυκλοφορίας μέσω ψηλάφησης του σφυγμού, ακρόασης καρδιάς, monitoring αρτηριακής κυματομορφής και παλμική οξυμετρία.

Θερμοκρασία

Θα πρέπει να υπάρχει η δυνατότητα για συνεχή μέτρηση της θερμοκρασίας του ασθενή. Αυτή θα πρέπει να μετράται όταν σχεδιάζονται ή προβλέπονται μεταβολές της θερμοκρασίας σώματος.

Ειδικό Monitoring

Η χρήση του καθετήρα πνευμονικής αρτηρίας συνδυάζεται με σημαντικές διαφορές στο επίπεδο γνώσεων και εμπειρίας μεταξύ των χρηστών. Έτσι, σχετικά με την αξία χρήσης του, τα αποτελέσματα είναι αντικρουόμενα. Γενικά η εφαρμογή προωθημένου αιμοδυναμικού monitoring συνιστάται σε περιπτώσεις που οι ασθενείς είναι υψηλού κινδύνου λόγω σοβαρής καρδιαγγειακής πάθησης, ή κινδυνεύουν λόγω του μεγέθους και της

βαρύτητας της επέμβασης.

Συνεχής Οξυμετρία Μεικτού Φλεβικού Αίματος

Όπως ήδη αναφέρθηκε, υπάρχουν σήμερα. Καθετήρες που προσδιορίζουν συνεχώς την τιμή του SvCL (τον κορεσμό μεικτού φλεβικού αίματος). Στο βαθμό που ο αρτηριακός κορεσμός, η κατανάλωση οξυγόνου και η συγκέντρωση της αιμοσφαιρίνης παραμένουν σταθερά, ο κορεσμός σε οξυγόνο του μεικτού φλεβικού αίματος θεωρείται έμμεσος δείκτης της καρδιακής παροχής. Έτσι, όταν η καρδιακή παροχή ελαττώνεται η αποδέσμευση οξυγόνου από τους ιστούς αυξάνεται, και το φλεβικό αίμα γίνεται λιγότερο κορεσμένο σε οξυγόνο (εφόσον οι παράμετροι που αναφέρθηκαν παραμένουν σταθεροί). Εντούτοις, η χρήση του δεν έχει αποδειχθεί ότι βελτιώνει την έκβαση των ασθενών στις περισσότερες μελέτες.

Βάθος αναισθησίας (BIS)

9

Όπως ήδη αναφέρθηκε, ο φασματικός δείκτης ποσοτικοποιεί το βάθος αναισθησίας. Η απλότητα του BIS monitoring συνηγορεί υπέρ της μετάθεσης του από το εξειδικευμένο στο βασικό, γεγονός άλλωστε που φαίνεται να γίνεται στην πράξη με ταχείς ρυθμούς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3ο

ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ ΔΙΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΜΕΤΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΗΣ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ

ΜΗΧΑΝΗΜΑ ΑΝΑΙΣΘΗΣΙΑΣ

Το μηχάνημα αναισθησίας είναι κατάλληλο για όλες τις ηλικίες. Δίνει την δυνατότητα κάλυψης τόσο των παιδιών όσο και των ενηλίκων, χωρίς να απαιτείται καμία ιδιαίτερη αλλαγή. Τα συστήματά του είναι μελετημένα έτσι ώστε να ανταποκρίνονται άριστα στις ανάγκες τόσο του πιο μικρού όσο και του πιο μεγάλου ασθενή.

Με το μηχάνημα αυτό δίνεται η δυνατότητα εφαρμογής όλων των σήμερα δυνατών τύπων αερισμού ελεγχόμενου όγκου και ελεγχόμενης πίεσης (IMV και PCV), επιπλέον τους συγχρονιζόμενους τύπους (SIMV και S – PCV) και τον αερισμό με υποστήριξη πίεσης – pressure support (PSV), καθώς βεβαίως και τον χειροκίνητο αερισμό και την αυτόματη αναπνοή (MANUAL και SPONTANEOUS).

Το μηχάνημα αναισθησίας υποστηρίζει:

Αναισθησία Με Ημίκλειστο Σύστημα

- Χαμηλής ροής (Low- Flow) αλλά και
- Ελάχιστης ροής (Minimal Flow)

Αναισθησία Με Σύστημα Μη

Επανεισπνοής:

- Bain
- Magill
- Jackson Rees και
- Kuhn



Αναισθησία Με Ημιανοικτό Σύστημα (για την εισαγωγή και εξαγωγή).

Διαθέτει θερμαινόμενο σύστημα ασθενούς, ώστε αφ' ενός μεν να αποφεύγεται η συμπύκνωση υδρατμών εντός του συστήματος, αφ' ετέρου να κλιματίζονται σωστά τα εισπνεόμενα αέρια. Επίσης υπάρχει διάταξη - διακόπτης μεταλλαγής ώστε με μία μόνο κίνηση να αλλάζει από ημίκλειστο σε ημιανοικτό και αντιστρόφως.

Στο μηχάνημα αναισθησίας μέσω ειδικού μηχανισμού είναι δυνατή η προσθαφαίρεση του κανίστρου χωρίς τον κίνδυνο διαρροών !!!

Έχει την δυνατότητα της ολοκληρωμένης επεξεργασίας, διαχείρισης και απεικόνισης στην μεγάλη του οθόνη, όλων των δεδομένων κατά την εφαρμογή της αναισθησίας ήτοι:

- Όλες τις τιμές όλων των παραμέτρων ακόμη και αυτών των Lung Mechanics
- Όλες τις κυματομορφές
- Όλα τα Loops με όλους τους συνδυασμούς τους
- Όλα τα Trends
- Όλους τους συναγερμούς σε λίστα.

Το μηχάνημα αναισθησίας φέρει έως τέσσερις εφεδρικές φιάλες (2 μικρές και 2 μεγάλες) αερίων καθώς και συσσωρευτή για τουλάχιστον μία ώρα αυτόνομης λειτουργίας.

ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΗΡΑΣ

Οι αναπνευστήρες εντατικής είναι πλήρως εξοπλισμένοι αναπνευστήρες εντατικής θεραπείας. Έχουν την δυνατότητα αερισμού ενηλίκων, παιδιών και νεογνών και προσφέρουν τις κάτωθι δυνατότητες:

- Πλήρη σειρά τρόπων αερισμού, συμπεριλαμβανομένων των DuoPAP – APRV, μη επεμβατικού αερισμού με μάσκα και του μοναδικού τρόπου close-loop ASV.
- Εκτεταμένο πακέτο παρακολούθησης ασθενούς για 26 παραμέτρους, παραμέτρους μηχανικής πνευμόνων, κυματομορφών, καμπυλών βρόγχων

Loops και Trends.

- Ειδικό λογισμικό P/V Tool για απεικόνιση της στατικής ενδοτικότητας και υπολογισμού του κατώτερου και ανώτερου inflection point.
- Εργονομία και απλότητα στην χρήση τους
- Αερισμό με αντιστάθμιση των ενδοτραχειακών αντιστάσεων
- Πλήρες πρωτόκολλο επικοινωνίας για σύνδεση με εξωτερικές συσκευές όπως συστήματα διαχείρισης δεδομένων ασθενούς, Η/Υ, κλήση αδελφής κλπ.
- Ηλεκτρική αυτονομία συν πνευματική αυτονομία μέσω εφεδρικών φιαλών για ενδονοσοκομειακή μεταφορά.



ΤΡΟΧΗΛΑΤΟΣ ΑΝΑΡΡΟΦΗΤΗΡΑΣ

Είναι κατάλληλος για λιποαναρρόφηση όπως και για μεγάλες χειρουργικές επεμβάσεις και διακρίνεται για την ιδιαίτερα μεγάλη αναρροφητική του ικανότητα, το υψηλό κενό και την αθόρυβη λειτουργία του.

Διαθέτει δύο (2) φιάλες υγρών χωρητικότητας 5 λίτρων εκάστη, η οποία μπορεί να απομακρύνεται και να επανατοποθετείται πολύ εύκολα χάρις στο ειδικό σύστημα προσαρμογής που διαθέτει.

Η αναρροφητική του ικανότητα είναι πάνω από 55 λίτρα/λεπτό, δηλαδή επαρκής για την οποιαδήποτε αναρρόφηση λίπους όπως και για την σοβαρότερη εγχείρηση. Άλλωστε είναι δοκιμασμένος με εξαιρετική επιτυχία σε όλες αυτές τις περιπτώσεις.

Υπάρχει η δυνατότητα προσαρμογής ασκών μίας χρήσης. Η χειρολαβή συγκρατήσεως της φιάλης και το εσωτερικό κάλυμμα μπορούν πολύ απλά να χωρισθούν και είναι εύκολο να καθαριστούν και να αποστειρωθούν πάνω από 1340 C. Έτσι όλα τα μέρη που έρχονται σε επαφή με τα υγρά αναρροφήσεως μπορούν να αποστειρωθούν και αποφεύγονται οι αιτίες μόλυνσεως.

Έχει βάρος 36 κιλά και διαστάσεις 94 X 50 X 39 mm. Η αντλία του λειτουργεί με μεμβράνες και είναι ενσωματωμένη στο μοτέρ και δεν χρησιμοποιεί λάδι που σημαίνει μακροχρόνια λειτουργία χωρίς προβλήματα, επειδή δεν παρουσιάζονται οι ανωμαλίες που οφείλονται σε φθορά και χαλάρωση του ιμάντα, ή ελλείψεως λαδιού όπως συμβαίνει σε αναρροφητήρες άλλων κατασκευαστών. Το μέγα πλεονέκτημα της κατασκευής αυτής είναι ότι δεν απαιτείται καμία απολύτως συντήρηση. Ο ηλεκτροκινητήρας ισχύος 100 W είναι στεγανός και εφοδιασμένος με πλήρη αντιεκρηκτικό σύστημα ασφαλείας που εμποδίζει την δημιουργία σπινθήρος για την ανάφλεξη των πτητικών αναισθητικών αερίων. Λειτουργεί με ρεύμα 220 VOLT 50 περιόδων και δημιουργεί μέγιστο κενό πάνω από 0,94 ατμόσφαιρας.

Φέρει διάταξη υπερχειλίσεως υγρών που προστατεύει το μοτέρ από τυχόν υπερχειλίσεις της φιάλης ή και συγκέντρωση υδρατμών και δεν περνούν από τον κινητήρα, εκτός τούτου στο εσωτερικό του πώματος της φιάλης έχει ειδική διάταξη που δεν επιτρέπει να περνούν υγρά σε περίπτωση υπερχειλίσεως. Εκτός από τα δύο αυτά συστήματα ασφαλείας, η συσκευή διαθέτει και ένα ακόμη, τρίτου βαθμού σύστημα ασφαλείας, που



επιτυγχάνεται χάρις στην ειδική κατασκευή του αντιβακτηριδιακού φίλτρου, όπως περιγράφηκε παραπάνω. Φέρει μανόμετρο ενδείξεως της αναρροφητικής εντάσεως (κενό) και βαλβίδα ρυθμίσεως του ανάλογα με την επιθυμία του χειριστού. Φέρει ειδική υποδοχή για την σύνδεση ποδοδιακόπτη για την ρύθμιση και λειτουργία της συσκευής από απόσταση. Ολόκληρη η κονσόλα στηρίζεται πάνω σε 4 αντιστατικούς τροχούς ελευθέρας κινήσεως ισχυρής κατασκευής που επιτρέπουν την εύκολη μετακίνηση του αναρροφητήρα και καθιστούν δύσκολη την ανατροπή του.

DOPPLER

Είναι κατάλληλο για χρήση οπουδήποτε υπάρχει ανάγκη χρήσης Doppler για έλεγχο της συστολικής πίεσης στην ροή των αγγείων του αίματος. Χρησιμοποιεί διάφορους τύπους probe συχνότητας 8MHz τύπου μολυβιού και FLAT για ενήλικες και παιδιά τα οποία μπορούν να απολυμανθούν με αέριο ή σε απολυμαντικό υγρό. Λειτουργεί με κοινή μπαταρία του εμπορίου. Διαθέτει ενσωματωμένο ηχείο για την εξωτερική μεταφορά του ήχου. Φέρει στερεοφωνική έξοδο για ακουστικά τα οποία όταν χρησιμοποιούνται απομονώνουν του ήχους από το ηχείο. Είναι μεγάλης ευαισθησίας ώστε μπορεί να ανιχνεύει αποτελεσματικά επιφανειακά αλλά και αγγεία σε βάθος. Είναι σχετικά μικρού όγκου και βάρους και μπορεί να τοποθετείται και στην τσέπη. Συνοδεύεται από ένα probe κατ' επιλογή του χρήστη για την λειτουργία του. Καλύπτει τους διεθνείς κανονισμούς ασφαλείας. Διαθέτει σήμανση CE από εγκεκριμένο οργανισμό σήμανσης.



MONITOR ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΒΑΘΟΥΣ ΑΝΑΙΣΘΗΣΙΑΣ

Το monitor μέτρησης βάθους αναισθησίας μετράει δυναμικά την ισορροπία μεταξύ ύπνωσης, αναλγησίας και χειρουργικής διέγερσης χρησιμοποιώντας Ακουστικά Προκλητά Δυναμικά (Auditory Evoked Potentials-AEP's) προσφέροντας στους Αναισθησιολόγους το πρώτο γρήγορο, ακριβές και συμπαγές monitor μέτρησης βάθους αναισθησίας χρησιμοποιώντας μια αποδεδειγμένη τεχνολογία.

Αλλαγές στην μέτρηση επηρεάζονται άμεσα από την δυναμική ισορροπία της ύπνωσης, αναλγησίας και της χειρουργικής διέγερσης και όχι μόνο από την περιεκτικότητα του αναισθητικού παράγοντα στο αίμα.

Το monitor μέτρησης βάθους αναισθησίας διασφαλίζει την συνεπή παρακολούθηση με την πλειοψηφία των αναισθητικών και αναλγητικών παραγόντων που χρησιμοποιούνται στην κλινική χρήση, δεν χρειάζεται βαθμονόμηση για κάθε ασθενή και έχει αποδείξει την ικανότητα του να διαχειρίζεται εξ ολοκλήρου την αναισθησία από την εισαγωγή κατά την διάρκεια της επέμβασης και έως την ανάνηψη, σε ασθενείς που δεν έλαβαν αποκλειστές νευρομυϊκής σύναψης και ανέπνεαν αυθόρμητα. Δεν επηρεάζεται από την θερμοκρασία του ασθενούς και έχει κατασκευαστεί για να λειτουργεί σαν αυτόνομο σύστημα ενώ πολύ σύντομα θα μπορεί να ενσωματωθεί και σαν ενισχυτική βαθμίδα σε ολοκληρωμένη μονάδα παρακολούθησης.



ΑΝΤΛΙΑ ΕΓΧΥΣΗΣ

Ρυθμιζόμενη από 10 έως 12 ώρες. Η αντλία έγχυσης είναι ειδικά κατασκευασμένη για χορήγηση σε ασθενείς φαρμάκων όπως αντιασθματικά, αντιπηκτικά, διουρητικά, παυσίπονα, μυοχαλαρωτικά κλπ.

Είναι αξιόπιστη και ασφαλής με ειδικά ηλεκτρονικά κυκλώματα που ανιχνεύουν τυχόν προβλήματα και σταματούν τη λειτουργία της συσκευής. Επιπλέον δεν έχει πλήκτρο STOP, ώστε να αποφευχθεί αναίτια διακοπή της έγχυσης. Η λειτουργία της αντλίας θα σταματήσει αυτόματα, όταν ολοκληρωθεί η ποσότητα που θέλουμε να χορηγήσουμε.

Πλεονεκτήματα:

Η συσκευή είναι απλή στη χρήση, έτσι που εύκολα κάθε ασθενής μπορεί να τη χρησιμοποιήσει μόνος του. Με το πάτημα του κουμπιού START/TEST η συσκευή ξεκινά ενώ η λειτουργία της διακόπτεται αυτόματα.

Η compact κατασκευή και το μικρό βάρος της συσκευής επιτρέπουν να τη φέρει εύκολα ο ασθενής κάτω από την ενδυμασία του χρησιμοποιώντας την ενσωματωμένη θήκη.

Λειτουργεί με κοινές μπαταρίες 9V που διαρκούν 3 μήνες (για 100 σύριγγες περίπου). Εάν ο ασθενής επιθυμεί μπορεί να χρησιμοποιήσει επαναφορτιζόμενες μπαταρίες.



ΑΠΙΝΙΔΩΤΗΣ

Ο απινιδωτής με την πρωτοποριακή απινίδωση Multipulse Biowave και μόνιτορ σε μία συσκευή προσφέρει:

- Μέγιστη διφασική ενέργεια 180J.
- Έγχρωμη οθόνη 10,4 ιντσών.
- Πλήρες ΗΚΓ 12 απαγωγών με 10πολικό καλώδιο.
- Θερμικό καταγραφικό τριών καναλιών.
- Δυνατότητα διαθωρακικής βηματοδότησης.
- Δυνατότητα παρακολούθησης στο μόνιτορ ΗΚΓ, Οξυμετρία και αναίμακτη πίεση.



ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΣ

Αποτελούμενος Τριών καναλιών, με οθόνη και αφαρηθμιτικό πληκτρολόγιο. Πλήρες αυτόματο ηλεκτροκαρδιογράφημα με μετρήσεις και διάγνωση με το πάτημα ενός πλήκτρου. Δυνατότητα μνήμης 40 ασθενών. Μπορεί να αναβαθμιστεί με πρόγραμμα πρόγνωσης θρομβόλυσης και

σύνδεσης με Η/Υ και πρόγραμμα διαχείρισης, αρχειοθέτησης ασθενών και δυνατότητα απευθείας εκτύπωσης σε κοινό εκτυπωτή(Deskjet/Laser



MONITOR VCM

Το μόνιτορ VCM είναι το νέο αναίμακτο μόνιτορ για την παρακολούθηση ζωτικών παραμέτρων. Μετρά την Αναίμακτη Πίεση σε τακτά χρονικά διαστήματα, διαθέτει stat mode και προς επιλογή παρακολουθεί τον Καρδιακό Παλμό, την Οξυμετρία SPO2 και την Θερμοκρασία. Διαθέτει ξεχωριστές ρυθμίσεις για ενήλικες, παιδιά και νεογνά και οπτικοακουστικούς συναγερμούς.



ΜΟΝΙΤΟΡ ΓΙΑ ΧΡΗΣΗ ΣΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟ ΠΕΔΙΟ

Μονитор παρακολούθησης αναίμακτης πίεσης για χρήση σε μαγνητικό πεδίο. Μόνιτορ παρακολούθησης της αναίμακτης πίεσης (Συστολική – Διαστολική – Μέση) και του καρδιακού ρυθμού. Κατάλληλο για χρήση σε ενήλικες – παιδιά – νεογνά. Το μόνιτορ για την μέτρηση της αναίμακτης πίεσης χρησιμοποιεί την τεχνολογία του διπλού σωλήνα (double hose)



ΑΣΚΟΣ ΤΕΧΝΙΤΟΥ ΑΕΡΙΣΜΟΥ

Ο ασκός COMBIBAG είναι ειδικά σχεδιασμένος για τον τεχνητό αερισμό τόσο των ενήλικων όσο και των παιδιών



ΡΟΟΜΕΤΡΟ O₂ ΜΕ ΥΓΡΑΝΤΗΡΑ

Το σώμα του ροόμετρου είναι κατασκευασμένο από επιχρωμιωμένο ορείχαλκο, ο σωλήνας μέτρησης και το κάλυμμα του από άθραυστη συνθετική ύαλο εκ polycarbonate.

Συνοδεύεται από υγραντήρα χωρητικότητας 250 cc. Η φιάλη του είναι κατασκευασμένη από polycarbonate και το καπάκι του από polypropylene. Στη φιάλη υπάρχουν ενδείξεις για την στάθμη νερού.

Το ροόμετρο αποστειρώνεται σε οξείδιο του αιθυλενίου ή μέσω ψυχρής απολύμανσης. Το σύστημα του υγραντήρα αποστειρώνεται σε κλίβανο ατμού στους 120° C για 20 min.

Το ροόμετρο έχει δυνατότητα ρύθμισης της ροής παροχής από 0 έως 15 LPM μέσω μικρομετρικού περιστροφικού ρυθμιστή. Ο δείκτης παροχής είναι βαθμονομημένος από 0 έως 15 LPM με διευρυμένο το χαμηλό πεδίο ένδειξης από 0,5 έως 3 LPM. Η παρεχόμενη ροή και η ένδειξη της παραμένει σταθερή σε διακυμάνσεις της πίεσης της παροχής του οξυγόνου μεταξύ 2,5 έως 5 bar (back-pressure compensation).



ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΥΤΟΜΕΤΑΓΓΙΣΗΣ

Σύστημα διεγχειρητικής και μετεγχειρητικής αυτομετάγγισης: Η ενδοχειρουργική και μετεγχειρητική αυτομετάγγιση, είναι η διαδικασία όπου μέσω ειδικών αυτόματων συστημάτων, γίνεται η συλλογή του χαμένου αίματος, η πλύση του και η διαμόρφωσή του, έτσι ώστε να επαναμεταγγιστεί στον ίδιο ασθενή. Η αυτομετάγγιση πραγματοποιείται σε περισσότερες από ένα εκατομμύριο διαδικασίες ετησίως και είναι η μόνη εγγύηση ότι ο ασθενής θα λάβει το καλύτερο και ασφαλέστερο δυνατόν αίμα, δηλαδή το δικό του. Το

σύστημα αυτομετάγγισης μεγιστοποιεί τη συλλογή αίματος παρέχοντας αδιάκοπη συλλογή τόσο στη διάρκεια της επέμβασης όσο και μετεγχειρητικά με ένα μόνο σετ αυτομετάγγισης.

Είναι πλήρως αυτοματοποιημένο και λειτουργεί με το πάτημα ενός πλήκτρου. Δεν απαιτεί εξειδικευμένο χειριστή για να παρακολουθεί τη λειτουργία του. Είναι φορητό με ενσωματωμένη μπαταρία και αντλία αναρρόφησης για καλύτερη μετεγχειρητική συλλογή αίματος.

Διαθέτει υψηλή ασφάλεια και έλεγχο με συνεχή απεικόνιση των παραμέτρων συλλογής και επεξεργασίας Καινοτόμα τεχνολογία διαχωρισμού αίματος επιτρέπει αποτελεσματική συγκέντρωση και πλύσιμο των ερυθροκυττάρων με τελικό αιματοκρίτη $>70\%$ σε όλες τις περιπτώσεις.

Ευελιξία. Το δοχείο διαχωρισμού "dynamic disk" είναι κατάλληλο για ένα ευρύ φάσμα όγκων αίματος, συμπεριλαμβανομένων και των παιδιατρικών περιστατικών.



ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Γ. Παπαδόπουλος, Κ. Φίλος, Χ. Ιατρού, Γ. Βρετζάκης, «Περιεγχειρητική Ιατρική και Αναισθησιολογία», Εκδόσεις Γέφυρα, 2005
2. «Κλινική Αναισθησιολογία» 1^{ος} τόμος, Επιστημονικές εκδόσεις Παρισσιανού Α.Ε., Αθήνα 1996
3. Dumitru, D: *Electrodiagnostic Medicine*. Philadelphia, Hanley & BelfUS, 1995
4. ΕΣΔΝΕ Τομέας ΜΕΘ, Κλινικό Φροντιστήριο, Κατευθυντήριες γραμμές στις νοσοκομειακές λοιμώξεις, Κέρκυρα 26-5-99, "Πρόληψη από ενδοαγγειακές συσκευές"
5. Κ. Κουτσογιάννης «Μοντέλο Συσχέτισης Νευροανατομικού Υποστρώματος Και Προκλητών Δυναμικών», Διδακτορική διατριβή ΠΑΤΡΑ 1994
6. American medical Association, "Η Καρδιά", Εκδόσεις ΜΑΝΙΑΤΕΑ, Αθήνα 1993,
7. ΕΣΔΝΕ Τομέας Μονάδων Εντατικής Θεραπείας, 1η Επιστημονική Ημερίδα, "Προβληματισμοί και προοπτικές στο χώρο της ΜΕΘ" Πρακτικά 18 Σεπτεμβρίου 1998. Αμφιθέατρο ΝΙΜΙΤΣ Αθήνα
8. «Επερχόμενες αλλαγές στο ρόλο των νοσηλευτών χειρουργείου». Πρακτικά, 13^ο Πανελλήνιο Συνέδριο Διπλωματούχων Νοσηλευτών Χειρουργείου, Κωνσταντινούπολη-Τήνος 2002.
9. Ιωάννης Κουτελέκος, «Περιεγχειρητική Νοσηλευτική», Περιοδικό ΣΥ.Δ.ΝΟ.Χ. 3^ο Τεύχος, Αθήνα 2003.
10. Κωνσταντίνος Κουτσογιάννης, «Τεχνολογία στις επιστήμες Υγείας και Πρόνοιας», Εκδόσεις Ελλήν, 2002.
11. Αικατερίνη Παπαδάκη, «Το Χειρουργείο στην βασική Νοσηλευτική Εκπαίδευση», Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, Αθήνα 1997.

12. <http://www.anandic.com>, 2006
13. www.papapostolou.gr, 2006
14. www.healthline.gr, 2006
15. www.in.gr, 2006

