

# Η πολλαπλή παλινδρόμηση ως μέθοδος έρευνας της μηχανικής του αναπνευστικού συστήματος κατά τη διάρκεια μηχανικού αερισμού

Χαράλαμπος Ι. Ψαράκης<sup>1</sup>,  
Μίλτος Π. Βασιλείου<sup>2</sup>

- <sup>1</sup> Πνευμονολόγος, Διδάκτωρ Ιατρικής Σχολής Ιωαννίνων, Δ/ντής Μονάδας Εντατικής Θεραπείας Γενικού Νοσοκομείου Κέρκυρας
- <sup>2</sup> Πρ. Αναπληρωτής καθηγητής Πνευμονολογίας Ιατρικής Σχολής Ιωαννίνων, συνεργάτης-ερευνητής Εργαστηρίου Πειραματικής Φυσιολογίας, Ιατρικής Αθηνών

Αλληλογραφία: **Μίλτος Π. Βασιλείου**  
Μουστοξύδη 3-Κέρκυρα. 49100  
Τηλ.: +30 2661081266  
FAX: +30 2661027458  
e-mail: m\_vas@otenet.gr

## Λέξεις-Κλειδιά:

Μηχανικός Αερισμός, Πολλαπλή παλινδρόμηση, Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια, Σύνδρομο Οξείας Αναπνευστικής Δυσχέρειας των Ενηλίκων, Αναλογο-ψηφιακή απολαβή δεδομένων, μηχανική αναπνευστικού συστήματος, συνεχής παρακολούθηση (monitoring).

**Περίληψη:** Η μελέτη και παρακολούθηση της μηχανικής του Αναπνευστικού Συστήματος (Α.Σ.) κατά τη διάρκεια μηχανικού αερισμού έχει ιδιαίτερη σημασία για την επιλογή κατάλληλων ρυθμίσεων, που θα καταστήσουν την τεχνικά υποστηριζόμενη αναπνοή πλέον αποτελεσματική. Οι ρυθμίσεις αυτές, πολλές φορές, είναι αρκετά πολύπλοκες, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις μηχανικής επιβάρυνσης του Αναπνευστικού, όπως π.χ. σε ασθενείς με ΧΑΠ ή ARDS (οξύ σύνδρομο αναπνευστικής δυσχέρειας των ενηλίκων). Στην παρακάτω ανασκόπηση περιγράφονται οι αρχές και τα αδρά χαρακτηριστικά εφαρμογής της μεθόδου της πολλαπλής παλινδρόμησης, η οποία επιτρέπει ακριβή και συνεχή παρακολούθηση της μηχανικής του Α.Σ., αλλά και των αποτελεσμάτων τυχόν θεραπευτικών χειρισμών (π.χ. μεταβολή αναπνευστικής συχνότητας, αναπνεόμενου όγκου, εξωτερικά εφαρμοζόμενης θετικής τελο-εκπνευστικής πίεσης-PEEPe). Η μέθοδος επιτρέπει τόσο την γραμμική όσο και την μη γραμμική προσέγγιση της μηχανικής του Α.Σ. Η τελευταία καθιστά λεπτομερειακότερη την περιγραφή της υποκείμενης διαταραχής και «υποδεικνύει» αναλυτικότερα τις τυχόν επιβαλλόμενες τροποποιήσεις στις στεθερές του μηχανικού αερισμού.

## Εισαγωγή

Η εφαρμογή πρότυπων (μοντέλων) της μηχανικής συμπεριφοράς του αναπνευστικού συστήματος (ΑΣ) είναι νομοτελής στη βιοφυσική θεώρησή του ως μηχανικό σύστημα, δηλ. ως σύνολο υλικών σωμάτων ή υλικών σημείων, με αλληλοεπηρεασμό της κινητικής συμπεριφοράς τους, ώστε το σύστημα να πραγματοποιεί μία ενιαία κίνηση. Η αναλογία αυτή είναι προφανής για το ΑΣ, που συστατικά του υλικά σώματα είναι οι πνεύμονες και το θωρακικό τοίχωμα συνδεδεμένα σειριακά. Η μηχανική θεώρηση του ΑΣ συνοψίζεται επιγραμματικά στην παρακάτω εξίσωση της κίνησης του ΑΣ:<sup>1</sup>, όπου οι σταθεροί συντελεστές ΕΑΣ και ΡΑΣ, που αποτελούν αντίστοιχα το μέτρο της Ελαστικότητας και της Αντίστασης Τριβής του ΑΣ, ενώ η Ραγωγός αντιστοιχεί εις την ασκούμενη από τον αναπνευστήρα ή τους αναπνευστικούς μύες ενεργό πίεση. Η εξίσωση<sup>1</sup> είναι αναλογικά όμοια με την εξίσωση που περιγράφει την πτώση τάσης κατά μήκος ηλεκτρικού κυκλώματος RC (αντίσταση & πυκνωτής) υπό την επίδραση ηλεκτρεγερτικής δύναμης, όπου Q το φορτίο και Q' η ένταση του ηλεκτρικού ρεύματος. Η παρομοίωση αυτή αποτελεί μία άλλου είδους προτυποποίηση, που είναι συχνή στις φυσικές επιστήμες, δηλαδή η περιγραφή ενός φαινομένου (κίνηση του αναπνευστικού συστήματος) με άλλο, περισσότερο απλό, οικείο και αναλύσιμο (μετακίνηση ηλεκτρικού φορτίου σε κύκλωμα με πυκνωτή & αντίσταση).

### Προτυποποίηση μέσω παλινδρόμησης

Η διατύπωση της σχέσης ανάμεσα σε μία ή περισσότερες μεταβλητές ποσότητες (X1, X2,...,XN, ανεξάρτητες μεταβλητές), που πιστεύουμε ότι συμβάλλουν στην διαμόρφωση της ποσότητας Y (εξαρτημένη μεταβλητή) αποτελεί ουσιαστικά το νόμο, που περιγράφει την εξέλιξη της Y, όταν μεταβάλλονται οι X1, X2, ... XN (Y= f (X1, X2, ... XN)). Η προσέγγιση αυτής της σχέσης είναι δυνατή με τη βοήθεια της μαθηματικής-στατιστικής μεθοδολογίας της παλινδρόμησης (απλής-πολλαπλής), που διατυπώνεται στην γενική της μορφή με την εξίσωση(2). Η ισχύς της (2), ως νόμου της σχέσης μεταξύ Y και X1, X2, ... XN καθορίζεται από το συντελεστή ομοσχέτισης (r) και από το συντελεστή σφάλματος της <sup>2</sup>. Ο τελευταίος περιγράφεται συνήθως από τη μέση ριζοτετραγωνική διαφορά (root mean square difference-RMSD), που εκφράζει την απόσταση μεταξύ μετρηθεισών και προβλεπόμενων από την <sup>2</sup> τιμών της εξαρτημένης μεταβλητής Y:

$$RMSD = \sqrt{\frac{\sum (Y_{\text{προβλπ}}(i) - Y_{\text{μετρηθείσα}}(i))^2}{n}}$$

Όσο μικρότερη είναι η τιμή της υπολογιζόμενης RMSD, τόσο υψηλότερη είναι η ισχύς της<sup>2</sup> και αντίστροφα. Ο χαρακτηρισμός της ισχύος της<sup>2</sup> ως υψηλής ή χαμηλής (αποδεκτής ή μή) είναι αρκετά υποκειμενική και

εξαρτάται από το ίδιο το μελετώμενο φαινόμενο και τις απαιτήσεις ακρίβειας του αναλυτή.

## Εφαρμογή της πολλαπλής παλινδρόμησης για την μελέτη της μηχανικής του ΑΣ.

Η εξίσωση <sup>1</sup> βρίσκεται σε πλήρη αντιστοιχία προς εξίσωση διπλής παλινδρόμησης του τύπου: Y=a1X1+a2X2 (2α), που προϋποθέτει ότι Y = P, X1 =V και X2 = V'. Υπό αυτές τις συνθήκες καθίσταται φανερό ότι: a1 = ΕΑΣ και a2 = ΡΑΣ. Έτσι, η σχέση (2α) αποκτά βιοφυσικό περιεχόμενο και η επίλυσή της μας παρέχει το μέτρο των μηχανικών συντελεστών Ελαστικότητας και Αντίστασης Τριβής.

Υλικοτεχνική υποδομή και τεχνικές προϋποθέσεις

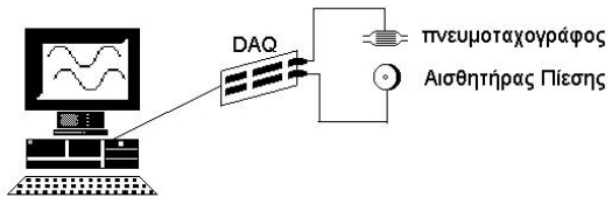
Καθίσταται φανερό ότι η εφαρμογή της πολλαπλής παλινδρόμησης απαιτεί αναλυτική καταγραφή των διαγραμμάτων της αγωγού πίεσης (Pdriv), όγκου (V) και της ροής (V') κατά την διάρκεια ενός ή περισσότερων αναπνευστικών κύκλων. Η καταγραφή της V γίνεται απλά μέσω πνευμοταχογραφίας ενώ ο όγκος V παρέχεται με τη βοήθεια ηλεκτρονικής ή λογισμικής ολοκλήρωσης της V. Η άμεση καταγραφή της αγωγού πίεσης είναι πρακτικά αδύνατη υπο συνθήκες αυτόματης αναπνοής, αφού αυτή είναι το αποτέλεσμα διαφορετικής μυϊκής σύσπασης (ισοτονικής, ισομετρικής & πλειομετρικής). Η καταγραφή της υπεζωκοτικής πίεσης (Ppl) επιτρέπει τη μερική εφαρμογή της (2α) για την μηχανική διερεύνηση μόνο των πνευμόνων. Η εφαρμογή της μεθόδου καθίσταται απλούστερη υπό συνθήκες μηχανικού αερισμού και μυοχάλασης. Η καταγραφόμενη πίεση στο στοματικό άκρο του τραχειοσωλήνα (Pao) εκφράζει τότε την αγωγό πίεση ολόκληρου του αναπνευστικού συστήματος.

Η ακρίβεια των καταγραφόμενων σημάτων είναι βασική προϋπόθεση για την ακρίβεια των αποτελεσμάτων. Γι' αυτό προαπαιτούνται:

- A) πνευμοταχογράφος υψηλής γραμμικότητας και ευαισθησίας (τύπου Fleisch ή Lilly). Τα όρια της γραμμικότητας του πνευμοταχογράφου πρέπει να έχουν προσδιορισθεί στο εργαστήριο <sup>1</sup>.
- B) Αισθητήρας πίεσης υψηλής ακρίβειας για το αναμενόμενο εύρος των καταγραφόμενων πιέσεων (για την αγωγό πίεση του ΑΣ είναι κατάλληλοι αισθητήρες με γραμμική συμπεριφορά σε εύρος ± 100 hPa).
- Γ) Διασταύρωση της ανταπόκρισης των αισθητήρων πίεσης, που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή V' και Ρao. Ο έλεγχος θεωρείται ικανοποιητικός, αν οι ανταποκρίσεις των δύο αισθητήρων δεν διαφέρουν περισσότερο από 2% ως προς το εύρος και την διαφορά φάσης μεχρι 15 Hz <sup>2</sup>.

Η καταγραφή των σημάτων Ρao και V' διευκολύνεται σε κόστος και απαιτήσεις χώρου και χρόνου από τις εφαρμογές της ηλεκτρονικής και της πληροφορικής. Η προσθήκη ενός κατάλληλου αναλογικοψηφιακού μετα-

τροπέα (DAC) σε συνήθη προσωπικό υπολογιστή και η προσάρτηση των δύο αναγκαίων αισθητήρων συγκροτεί ένα σύστημα λεπτομερούς καταγραφής, υψηλής ακρίβειας (υπερβατικό όργανο-virtual instrument), όπως διαγραμματικά παρουσιάζεται στην εικόνα 1.

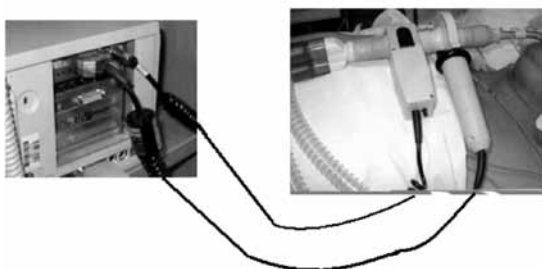


**Εικόνα 1.**

*Σχηματική απεικόνιση υπερβατικού οργάνου καταγραφής των σημάτων  $V'$  και  $P_{ao}$ .*

Η χρησιμοποίηση ενός παρόμοιου συστήματος επιτρέπει τη μετατροπή των αναλογικών σημάτων  $P_{ao}$  (t) και  $V'(t)$  σε αριθμητικό αρχείο διακριτών τιμών με υψηλή συχνότητα απολαβής (π.χ. 100 Hz), που εγγυάται την πιστή τους αναπαραγωγή, ενώ αποτελεί προϋπόθεση για την ακρίβεια κάθε είδους αναλυτικής επεξεργασίας, όπως η εφαρμογή πολλαπλής παλινδρόμησης.

Αρκετά προβλήματα δημιουργούνται κατά τον άμεσο ή τον έμμεσο υπολογισμό του όγκου. Δυστυχώς, ακόμη και στις ακριβέστερες μετρήσεις, υπάρχει θόρυβος. Το πραγματικό λουπόν μηδέν της ροής δεν αναγνωρίζεται ακριβώς ως μηδέν αλλά ως κάποια μικρή και ασταθής τιμή. Η παρεκκλίνουσα αυτή αρχική μέτρηση εισάγει σημαντική απόκλιση του ολοκληρούμενου σήματος, δηλ. του  $V$  και διορθωτικές παρεμβάσεις είναι αναγκαίες<sup>3</sup>, όπως αποτυπώνεται στην εικόνα 3.



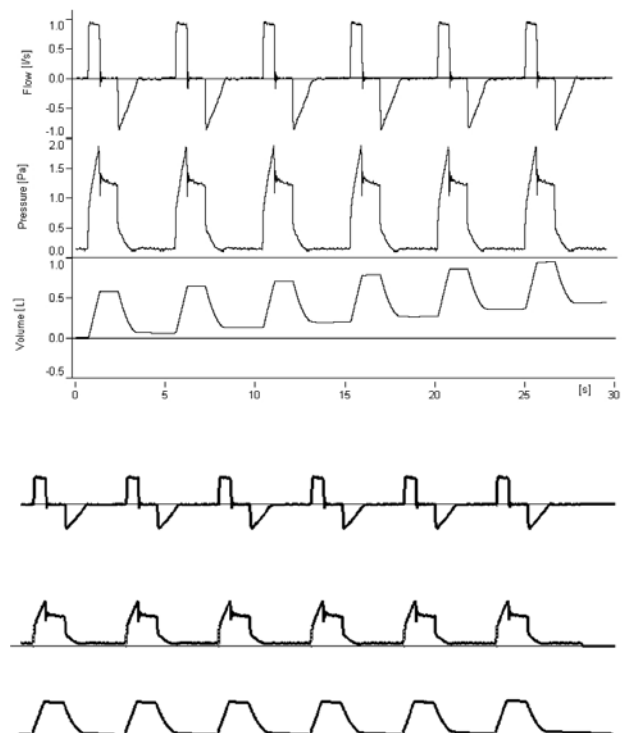
**Εικόνα 2.**

*Τραχειακά διασωληνωμένος ασθενής. Μεταξύ του τραχειοσωλήνα και του κυκλώματος  $\gamma$  του αναπνευστήρα παρεμβάλλονται ο αισθητήρας πίεσης και ο αισθητήρας ροής (πνευμοταχογράφος). Και οι δύο συνδέονται με την κάρτα ανολογοψηφιακής απολαβής δεδομένων, που καθαρά φαίνεται στην οπίσθια όψη προσωπικού υπολογιστή (αριστερά).*

Γενικά, η επιτυχής εφαρμογή ενός πρότυπου παλινδρόμησης για τη μελέτη της μηχανικής του ΑΣ απαιτεί:

- χαμηλό συντελεστή σφάλματος (RMSD  $\sim 1$  hPa)
- ρεαλιστικές και ερμηνεύσιμες τιμές μηχανικών συντελεστών. Αρνητικές π.χ. τιμές συντελεστή  $k_1$  καθιστούν το δοκιμαζόμενο πρότυπο μη εφαρμόσιμο, ανεξάρτητα από την τιμή της RMSD.

Για την υλοποίηση της όλης διαδικασίας ψηφιακής απολαβής δεδομένων και πραγματοποίησης των απαραίτητων υπολογισμών είναι προφανώς αναγκαία η χρησιμοποίηση λογισμικού καταγραφής και αναλυτικής επεξεργασίας δεδομένων. Πολυετής σχετική εργασία του δευτέρου εκ των συγγραφέων έχει απολήξει στην κατασκευή κατάλληλου λογισμικού σε περιβάλλον DOS, αλλά και σε περιβάλλον Windows για PC, που επιτρέπει τη χρησιμοποίηση πλήθους αλγορίθμων υπολογισμού, παρουσίασης, αλλά και διάσωσης των αποτελεσμάτων της μηχανικής ανάλυσης. Η αναλυτική αυτή προσέγγιση γίνεται σχεδόν ταυτόχρονα (on line) προς την πραγματοποιούμενη ψηφιακή καταγραφή δεδομένων  $P_{ao}$  και  $V'$ .



**Εικόνα 3.**

*Καταγεγραμμένα σήματα  $V'$ ,  $P_{ao}$  και  $V$  πριν και μετά κατάλληλη διόρθωση εκτροπής του όγκου ( $V$ ) μέσω λογισμικού.*

### Παλινδρομικά πρότυπα του ΑΣ κατά το μηχανικό αερισμό.

Το κλασικό γραμμικό πρότυπο του ΑΣ αποδίδεται από τη σχέση:  $P_{ao} = P_0 + E_{rs}V + R_{rs}V'$ <sup>3</sup>. Η σταθερά της παλιν-

δρόμησης  $P_0$  εκφράζει την τελοεκπνευστική πίεση (όπου  $V$  και  $V'$  μηδενίζονται). Το πρότυπο αυτό έχει αποδειχθεί επαρκές για την πλειοψηφία των ασθενών των γενικών ΜΕΘ, σύμφωνα με τον υπολογιζόμενο RMSD, που θεωρείται ικανοποιητικός, όταν η τιμή του είναι περι το 1 hPa. Πρόσφατες μετρήσεις μας (80 ασθενείς, 780 μετρήσεις, 4670 καταγεγραμμένοι αναπνευστικοί κύκλοι) συμμερίζονται αυτή την εκτίμηση παρά τις γνωστές παρεκκλίσεις από την γραμμικότητα, ακόμη και του φυσιολογικού αναπνευστικού συστήματος. Εντούτοις, άλλα συνθετότερα, μη γραμμικά πρότυπα του ΑΣ, έχουν δοκιμασθεί<sup>4,5</sup>. Ενδεικτικά παραθέτουμε, μερικά πρότυπα παλινδρόμησης, που έχουμε χρησιμοποιήσει:

$P=P_0+ErsV+k1V'+k2|V'|V'^4$ . Το πρότυπο αναγνωρίζει σταθερή ελαστικότητα, ενώ θεωρεί την αντίσταση, ως εξαρτώμενη από τη ροή, σύμφωνα με την θεώρηση του Rohrer<sup>6</sup>.

$P=P_0+E1V+E2V2+k1V'+k2|V'|V'^5$ . Σύμφωνα με το μη γραμμικό αυτό πρότυπο τόσο η ελαστικότητα όσο και η αντίσταση του ΑΣ εξαρτώνται από τον αναπνεόμενο όγκο και τη ροή αντίστοιχα.

$P=P_0+ErsV+(R+K3V)V'^6$ . Το πρότυπο αυτό θεωρεί την ελαστικότητα σταθερή και την αντίσταση εξαρτημένη από τον αναπνεόμενο όγκο και προσφέρεται για την αναγνώριση του περιορισμού της εκπνευστικής ροής<sup>7,8</sup>.

$P=P_0+E1V+E2V2+(R+K3V)V'^7$ . Στο πρότυπο αυτό αναγνωρίζεται η εξάρτηση της ελαστικότητας, αλλά και της αντίστασης από τον αναπνεόμενο όγκο.

$P=P_0+E1V+E2V2+RrsV'^8$ . Το πρότυπο θεωρεί μόνο την ελαστικότητα ως εξαρτώμενη από τον αναπνεόμενο όγκο και την αντίσταση σταθερή.

$P=P_0+ErsV+k1V'+k2|V'|V'+K3VV'$ <sup>9</sup>. Κατά το πρότυπο<sup>8</sup> η ελαστικότητα είναι σταθερή, ενώ η αντίσταση εξαρτάται από τη ροή και από τον αναπνεόμενο όγκο.

$P=P_0+E1V+E2V2+k1V'+k2|V'|V'+K3V)V'^{10}$ . Στο πρότυπο αυτό αναγνωρίζονται ταυτόχρονα τόσο η εξάρτηση της ελαστικότητας από τον αναπνεόμενο όγκο, όσο και οι εξαρτήσεις της αντίστασης από τη ροή και τον αναπνεόμενο όγκο.

Τα παραπάνω μοντέλα παλινδρόμησης (και οποιαδήποτε άλλα) μπορούν να εφαρμοσθούν και ξεχωριστά για την εισπνοή, είτε την εκπνοή<sup>8</sup>. Στην περίπτωση αυτή είναι προφανώς δυνατός ο συνδυασμός δύο διαφορετικών προτύπων κατά τις δύο φάσεις του αναπνευστικού κύκλου<sup>4</sup>.

## Πλεονεκτήματα και εφαρμογές της πολλαπλής παλινδρόμησης

Η μέθοδος προαπαιτεί την καταστολή και τη μυϊκή χάλαση, ώστε η καταγραφόμενη πίεση στο στοματικό άκρο

του τραχειοσωλήνα ( $P_{ao}$ ) να εκφράζει επακριβώς την αγωγό πίεση του ΑΣ. Εντούτοις, η μέθοδος είναι εφαρμόσιμη ακόμη και όταν υπάρχει μυϊκή δραστηριότητα, αρκεί να γίνει ο κατάλληλος αποκλεισμός των αντίστοιχων αναπνευστικών κύκλων από τη συνολική μέτρηση<sup>4</sup>. Αντίθετα τα πλεονεκτήματά της είναι πολλά και αξιόλογα:

Είναι εφαρμόσιμη σε κάθε τύπο αερισμού και προσφέρεται για συνεχή παρακολούθηση (monitoring) κατά την διάρκεια πειραματικού ή κλινικού μηχανικού αερισμού<sup>4,5,9</sup>.

Δεν απαιτεί κανενός είδους παρέμβαση στις προεγκατεστημένες ρυθμίσεις του αερισμού<sup>5</sup>.

Παρέχει πληροφορίες, που προκύπτουν από την συνολική θεώρηση του αναπνευστικού κύκλου και όχι από περιορισμένο τμήμα του.

Παρουσιάζει υψηλή διαγνωστική ακρίβεια, την οποία αυτοελέγχει με το συντελεστή σφάλματος (RMSD) της παλινδρόμησης<sup>4,5,7</sup>.

Αναγνωρίζει τις εξαρτήσεις των μηχανικών ιδιοτήτων από τον αναπνεόμενο όγκο και τη ροή και προσφέρεται για την παρακολούθηση των εξαρτήσεων αυτών από την συχνότητα<sup>10,11</sup>.

Επιτρέπει την αξιολόγηση θεραπευτικών παρεμβάσεων και την έγκαιρη διόρθωσή τους. Π.χ. μία έντονα θετική εξάρτηση της ελαστικότητας από τον πνευμονικό όγκο, επιτεινόμενη σαφώς με την αύξηση της PEEP, δείχνει το αναποτελεσματικό αυτής της τιμής PEEP, αλλά και τον κίνδυνο βαροτραύματος<sup>12-13</sup>.

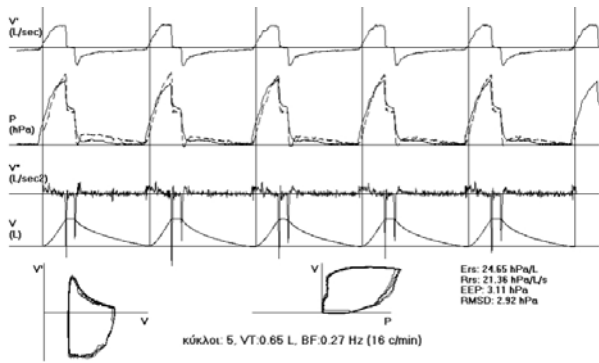
Πρέπει ακόμη να επισημανθεί, ότι στην κλινική πράξη του μηχανικού αερισμού χρησιμοποιείται ευρέως η μέθοδος της τελο-εισπνευστικής παύλας για τον υπολογισμό των μηχανικών συντελεστών του Α.Σ.<sup>13,14</sup>, (βλέπε Εικόνα 4).

Η τεχνική αυτή παρουσιάζει συγκεκριμένα και σαφή μειονεκτήματα, κυριότερα των οποίων είναι:

- Αναγκαστική εφαρμογή ενός τύπου MA (CMV με εφαρμογή σύγκλισης του αναπνευστικού κυκλώματος κατά το τέλος της εισπνοής). Η τυχόν κατάργηση της τελο-εισπνευστικής διακοπής ή η εφαρμογή άλλου τύπου αερισμού (ελεγχόμενης πίεσης κ.λ.π.) αποκλείει την εφαρμογή της παραπάνω μεθόδου.
- Εξαγωγή συμπερασμάτων για ολόκληρο τον αναπνευστικό κύκλο, που στηρίζονται σε 3 και μόνο στιγμές της μηχανικά υποστηριζόμενης αναπνοής: α) τέλος εισπνοής, β) τέλος εισπνευστικής παύλας, γ) τέλος εκπνοής με ή χωρίς εφαρμογή τελοεκπνευστικής παύλας. Μία τέτοια προσέγγιση, ιδιαίτερα σε παθολογικές για το αναπνευστικό σύστημα καταστάσεις, κινδυνεύει σε υπολογισμούς τιμών μηχανικών συντελεστών (Ers, Rrs), εξαιρετικά περιορισμένης αξιοπιστίας.

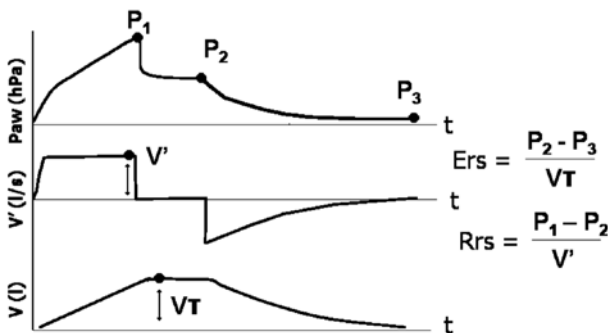
<sup>1</sup> Η χρήση του μεγέθους  $|V'|V'$  αντί του γνωστού  $V'$

<sup>2</sup> γίνεται ώστε να αναγνωρίζεται η αντίθετη ανυσματική της ροής στην εισπνοή και την εκπνοή.



**Εικόνα 4.**

Οθόνη παρακολούθησης (monitoring) των σημάτων της Ροής ( $V'$ ), της αγωγού πίεσης ( $P$ ), της επιτάχυνσης του όγκου ( $V''$ ) και του όγκου ( $V$ ). Τα δύο τελευταία σήματα προκύπτουν από αριθμητική (μέσω λογισμικού) παραγωγή και ολοκλήρωση του σήματος της καταγραφείσας ροής, αντίστοιχα. Στο δεξιό κάτω άκρο της οθόνης προβάλλονται οι τιμές Ελαστικότητας ( $Ers$ ), Αντίστασης ( $Rrs$ ), Τελο-εκπνευστικής πίεσης ( $EEP$ ) και του συντελεστού σφάλματος της παλινδρόμησης ( $RMSD$ ). Πρόκειται για ασθενή με παροξυσμό βαρείας ΧΑΠ, που επέβαλλε την τραχειακή διασωλήνωση και την μηχανική στήριξη της αναπνοής του πάσχοντος. Επισημαίνεται, η υψηλή τιμή  $Rrs$  (~ 3πλάσια του φυσιολογικού), ο υψηλός συντελεστής σφάλματος ( $RMSD=2.92$  hPa). Εντούτοις είναι χαρακτηριστική η εξαιρετικά προσεγγιστική αποτύπωση των σημάτων της μετρηθείσας (συνεχής γραμμή) και της προβλεπόμενης από το γραμμικό μοντέλο πίεσης. Καταδεικνύεται έτσι, η εξαιρετικά χρήσιμη και ικανοποιητικά ακριβής εφαρμογή του γραμμικού μοντέλου παλινδρόμησης, ακόμη και σε περιπτώσεις υψηλού συντελεστού σφάλματος



**Εικόνα 4.**

Σχηματική απεικόνιση του υπολογισμού της Ελαστικότητας ( $Ers$ ) και της Αντίστασης ( $Rrs$ ) σύμφωνα με την τεχνική της τελο-εισπνευστικής παύλας.

- Εφαρμογή μόνον για γραμμική προσέγγιση της μηχανικής του Α.Σ. Αποκλείεται έτσι η διερεύνηση και ποσοτικοποίηση των εξαρτήσεων των μηχανικών συντελεστών από τις φυσικές ποσότητες της κίνησης του

Α.Σ. (όγκος, ροή). Έχουμε ήδη καταδείξει, ότι αυτή η μη γραμμική προσέγγιση μπορεί να αποδεχτεί χρησιμότητα για την επιλογή κατάλληλων ρυθμίσεων (συχνότητα, όγκος, χρονικές σχέσεις εισπνοής-εκπνοής, κατάλληλη τιμή PEEP κ.λ.π.).

- Προβληματική εφαρμογή σε περιπτώσεις σοβαρής αναπνευστικής μηχανικής διαταραχής (ΧΑΠ, ARDS), όπου ο συμβατικά επιτρεπτός χρόνος τελο-εισπνευστικής ή/ και τελο-εκπνευστικής παύλας δεν εξασφαλίζει το αναγκαίο για ακριβείς υπολογισμούς επίπεδο (plateau) πίεσης, λόγω εκσεσημασμένης ανομοιογένειας του αερισμού.

Συμπερασματικά, η πολλαπλή παλινδρόμηση είναι μία γνωστή στατιστική μεθοδολογία, που σε συνθήκες μηχανικού αερισμού και με τη βοήθεια κατάλληλου και «εύκολου» λογισμικού επιτρέπει τη συνεχή παρακολούθηση (monitoring) της μηχανικής κατάστασης του αναπνευστικού συστήματος. Η εξοικίωση του κλινικού ιατρού, αλλά και του παραϊατρικού προσωπικού με βασικές έννοιες της μηχανικής, δεν είναι (έστω και αν φαίνεται έτσι) εξεζητημένη και θεωρητικού ενδιαφέροντος, αλλά κλινικά εφαρμόσιμη πρακτική, που μπορεί έγκαιρα να υποδείξει ορθές ρυθμιστικές παρεμβάσεις<sup>14-19</sup>.

**Summary**

**Multiple Regression Analysis for the evaluation of respiratory system mechanics during mechanical ventilation.**

**Psarakis Ch., Vassiliou M.**

Evaluation and monitoring of respiratory system mechanics during mechanical ventilation is particularly important to choose the appropriate settings, which will render the artificial ventilation more efficient. These regulations are often especially in case of respiratory mechanical disturbance, such as COPD and ARDS. In the present review, principles and rough characteristics of the multiple regression are described, which permits accurate and continuous monitoring of respiratory system mechanics as well as of the results of any therapeutic intervention (e.g. modification of ventilator frequency, tidal volume PEEP). The method permits the linear and the non-linear approach of respiratory mechanics. The latter induces to a more detailed description of the underlying disorder and suggest in a more analytical way any indicated modification in ventilator settings.

**Βιβλιογραφία**

1. Duvivier C, Peslin R, Gallina C. An incremental method to assess the linearity of gas flowmeters: application to Fleisch pneumotachographs. Eur Respir J; 1: 661-665; 1988.

2. Duvivier C, Rotger M, Felicio da Silva J, Peslin R, Navajas D. Static and dynamic performances of variable reluctance and piezoresistive pressure transducers for forced oscillation measurements. *Eur Respir Rev*; 3: 146-150, 1991.
3. Peslin R, Gallina C, Saunier C, Duvivier C. Fourier analysis versus multiple linear regression to analyse pressure-flow data during artificial ventilation. *Eur Respir J*; 7:2241-2245,1994.
4. Peslin R, Felicio da Silva J, Chabot F, Duvivier C. Respiratory mechanics studied by multiple linear regression in unsedated ventilated patients. *Eur Respir J*; 5:871-878,1992.
5. Rousselot JM, Peslin R, Duvivier C. Evaluation of the Multiple Linear Regression Method to Monitor Respiratory Mechanics in Ventilated Neonates and Young Children. *Pediatr Pulmonol* ; 13: 161-168,1992.
6. M.P. Vassiliou, L. Petri, A. Amygdalou, M Patrani, CH. Psarakis, Nikolaki D, G. Georgiadis and P. K. Behrakis. Linear and non linear analysis of pressure and flow during mechanical ventilation. *Intensive Care Med*; 26:1057-1064, 2000.
7. Ψαράκης Χ, Αμυγδάλου Α, Πατράνη Μ, Γεωργιάδης ΓΧ, Βασιλείου ΜΠ, Μπεχράκης ΠΚ. Εξάρτηση της Αντίστασης του Αναπνευστικού Συστήματος από τον Αναπνεόμενο Ογκο κατά την Διάρκεια Μηχανικού Αερισμού. *Ελληνική Αναισθησιολογία*; 33(4): 193-200. 1999.
8. Officer TM, Pellegrino R, Brusasco V, Rodarte JR. Measurement of pulmonary resistance and dynamic compliance with airway obstruction. *J Appl Physiol*;95:1982-1988,1998.
9. Dewachter P , Vassiliou M , Saunier CG , Hartemann D , Peslin R , Laxenaire MC. Effect of the inhibitor of NO synthase, NG - Nitro - L arginine methyl ester, on histamine induced bronchospasm in the rabbit. *Acta Physiol Scand*;161:47-53, 1997.
10. Αμυγδάλου Α, Ψαράκης Χ, Πετρή Λ, Καταγή Α, Βασιλείου ΜΠ, Μπεχράκης ΠΚ. Εξάρτηση της Αντίστασης και της Ελαστικότητας του Αναπνευστικού Συστήματος από την Συχνότητα Αναπνοής κατά την Διάρκεια Μηχανικού Αερισμού. 7ο Πανελλήνιο Συνέδριο Εντατικής Θεραπείας . Αθήνα 7-10/10/199.
11. Vassiliou MP, Amygdalou A, Petri L, Patrani M, Nikolaki D, Behrakis PK. Frequency Dependence of Respiratory System Mechanics During Mechanical Ventilation. *Intensive Care Medicine*; 25(Suppl 1): 130, 1999.
12. Α. Αμυγδάλου, Μπ. Ψαράκης, Μ. Πατράνη, Α.Καταγή, Μ.Π. Βασιλείου, ΠΚ. Μπεχράκης. Γραμμική και μη Γραμμική Προσέγγιση της Μηχανικής του Αναπνευστικού Συστήματος κατά την Διάρκεια Μηχανικού Αερισμού σε Ασθενείς με ARDS. 7ο Πανελλήνιο Συνέδριο Εντατικής Θεραπείας . Αθήνα 7-10/10/199.
13. Seear M, Wensley D, Werner H. Comparison of three Methods for Measuring Respiratory Mechanics in Ventilated Children. *Pediatr Pulmonol*, 1991.;10:291-295
14. Storme L, Riou Y, Leclerc F, Kacet N, Dubos JP, Gremillet C, Rousseau S, Lequien P. Respiratory mechanics in mechanically ventilated newborns: a comparison between passive inflation and occlusion methods. *Pediatr Pulmonol*. 1992 Apr;12(4):203-12.
15. Μ. Π. Βασιλείου, Μ. Κ. Μούκας, Α.Ι. Αμυγδάλου, Φ. Φραντσεσκάκη, Χ. Α. Κατσάνος, Κ. Ε. Μανδραγός, Π. Κ. Μπεχράκης. Μηχανική του αναπνευστικού συστήματος με τη βοήθεια ανάλυσης Fourier σε μηχανικά αεριζόμενους ασθενείς με ΧΑΠ και ARDS. *ΠΝΕΥΜΩΝ*, 20(2): 181-193, 2007.
16. M. Vassiliou, C. Saunier, C. Duvivier, P. Behrakis, R. Peslin. Volume dependence of Respiratory System Resistance During Artificial Ventilation in Rabbits. *Intensive Care Med*; 27: 896-904, 2001.
17. Rizzotti L, Vassiliou M, Amygdalou A, Psarakis Ch, Rasmussen Tr, Laopodis V, Behrakis P. Respiratory system mechanics during laparoscopic cholecystectomy. *Respiratory Medicine*; 96(4): 268-274, 2002.
18. A. Amygdalou, C. Psarakis, P. Vassiliou, Y. A. Dalavanga, C. Mandragos, S. H. Constantopoulos, P. K. Behrakis, M. P. Vassiliou. Evaluation of the end-expiratory pressure by multiple linear regression and Fourier analysis in humans. *Respiratory Medicine*; 96 (7): 499-505, 2002.
19. M.P. Vassiliou, A. Amygdalou, C.J. Psarakis, Y. Dalavanga, P.M. Vassiliou, K.E. Mandragos, S.H. Constantopoulos, P.K. Behrakis. Volume and flow dependence of respiratory mechanics in mechanically ventilated COPD patients. *Resp. Physiol. Neur.*; 135(1):87-96, 2003.
20. F. Frantzeskaki, A. Amygdalou, T.R. Rasmussen, M.P. Vassiliou, P.K. Behrakis. Effects of PEEP on inspiratory and expiratory mechanics in adult respiratory distress syndrome. *Respiratory Medicine*; 97 (2): 159-166, 2003.