

Κεφάλαιο 5

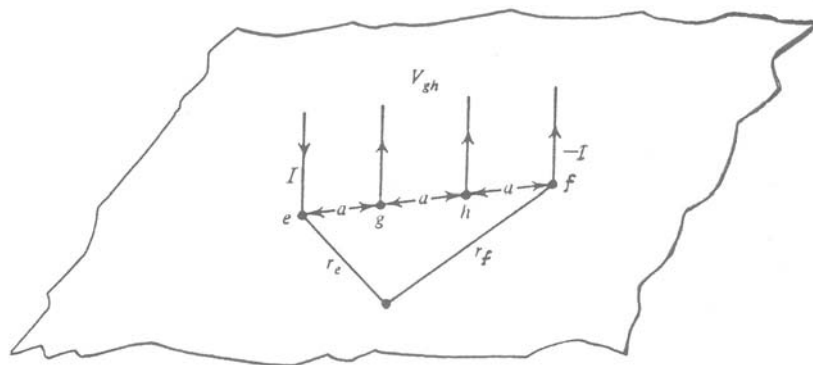
ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΣΥΝΘΕΤΗΣ ΑΝΤΙΣΤΑΣΗΣ ΤΩΝ ΙΣΤΩΝ

5.1. Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μία σύντομη περιγραφή μερικών επιπλέον θεμάτων στα οποία οι βιοηλεκτρικές αρχές έχουν εφαρμογή. Τα θέματα που περιγράφονται έχουν σχέση με τη μέτρηση της αντίστασης των ιστών σε ισοτροπικά και (ομογενή) ανισοτροπικά μέσα.

5.2. Ισοτροπικά αγώγιμα μέσα.

Για την ανάλυση της ροής του ρεύματος σ' ένα αγώγο ηλεκτρισμού στο χώρο, η σύνθετη αντίσταση του ιστού πρέπει να είναι γνωστή. Αυτή η πληροφορία είναι σημαντική στη μελέτη της ηλεκτροκαρδιογραφίας και της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας. Μία απλή τεχνική που χρησιμοποιεί τη μέθοδο των τεσσάρων ηλεκτροδίων περιγράφεται στην παράγραφο αυτή.



Σχήμα 5.1. Μηχανισμός τεσσάρων ηλεκτροδίων για τη μέτρηση της αγωγιμότητας.

Όπως διευκρινίζεται στο Σχ.5.1 το σύστημα των τεσσάρων ηλεκτροδίων αποτελείται από τέσσερα σημειακά ηλεκτρόδια που τοποθετούνται σε ίση απόσταση μεταξύ τους. Τα εξωτερικά ηλεκτρόδια μεταφέρουν το εφαρμοζόμενο ρεύμα I , ενώ τα εσωτερικά ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται για την καταγραφή του δυναμικού V_{gh} . Αν το σύστημα αυτό τοποθετηθεί σ' ένα ιστό του οποίου τα πάχος t είναι αρκετά μεγάλο σε σύγκριση με την έκταση του ηλεκτροδίου (δηλ., $3a \ll t$), ο ιστός μπορεί να θεωρηθεί ημίαιπρος. Σ' αυτή την περίπτωση, αν υποθέσουμε ότι ο ιστός είναι ομοιόμορφος ισοτροπικά, το ρεύμα μεταδίδεται από το ηλεκτρόδιο e κατά μήκος ακτινικών δρόμων και οι ισοδυναμικές επιφάνειες είναι ημισφαιρία. Κάτω από τις συνθήκες αυτές η πυκνότητα του ρεύματος σ' ένα σημείο είναι το ολικό ρεύμα διαιρούμενο από την επιφάνεια του ημισφαιρίου που διέρχεται από το σημείο αυτό. Έτσι η πυκνότητα ρεύματος που οφείλεται στο ηλεκτρόδιο e θα είναι

$$J_e = \frac{I}{2\pi r_e^2} \quad (5.1)$$

Ομοίως για το ηλεκτρόδιο f έχουμε

$$J_f = \frac{I}{2\pi r_f^2} \quad (5.2)$$

(r_e και r_f είναι οι αποστάσεις του σημείου στο χώρο από κάθε αντίστοιχη ηλεκτρική πηγή).

Η διαφορά του δυναμικού μεταξύ g και h είναι η επιπρόσθεση των δυναμικών που οφείλονται σε κάθε πηγή ρεύματος που ενεργεί ξεχωριστά. Αυτό βρίσκεται με ολοκλήρωση του ηλεκτρικού πεδίου (πυκνότητα ρεύματος διαιρούμενη με την αγωγιμότητα) μεταξύ g και h ως εξής

$$(V_{gh})_e = \int_a^{2a} \frac{I}{2\pi\sigma r_e^2} dr_e = \frac{I}{4\pi\sigma a},$$

όπου σ είναι η αγωγιμότητα του μέσου. Επειδή η συνεισφορά από το ηλεκτρόδιο f είναι η ίδια, το ολικό δυναμικό V_{gh} είναι

$$V_{gh} = (V_{gh})_e + (V_{gh})_f = \frac{I}{2\pi\sigma a} \quad (5.3)$$

Λύνοντας την (5.3) ως προς σ , βρίσκουμε

$$\sigma = \frac{I}{2\pi a V_{gh}} \quad (5.4)$$

Η (5.4) δίνει την επιθυμητή σχέση για την αγωγιμότητα του ιστού σαν μία συνάρτηση του εφαρμοζομένου ρεύματος I και της μετρηθείσης διαφοράς δυναμικού V_{gh} .

Αν ο ιστός είναι πολύ λεπτός σε σχέση με την έκταση του ηλεκτροδίου (δηλ., $3a \gg t$), τότε η διάδοση του ρεύματος μπορεί να θεωρηθεί ότι είναι η ίδια που συμβαίνει σ' ένα λεπτό έλασμα (λάμινα). Σ' αυτή την περίπτωση το πρόβλημα είναι δύο διαστάσεων και η πυκνότητα του ρεύματος σε απόσταση r_e από το ηλεκτρόδιο e πρέπει να υπολογισθεί από την σχέση

$$\frac{I}{2\pi r_e t},$$

όπου $2\pi r_e t$ είναι η επιφάνεια του δίσκου με ακτίνα $r = r_e$. Η διαφορά δυναμικού μεταξύ g και h υπολογίζεται όπως πριν, με ολοκλήρωση του ηλεκτρικού πεδίου από το g στο h και είναι

$$(V_{gh})_e = \int_a^{2a} \frac{I}{2\pi\sigma t r_e} dr_e = \frac{I}{2\pi\sigma t} \ln 2 \quad (5.5)$$

Η ίδια διαφορά δυναμικού δημιουργείται από το ηλεκτρόδιο f έτσι ώστε

$$V_{gh} = (V_{gh})_e + (V_{gh})_f = \frac{I \ln 2}{\pi\sigma t} \quad (5.6)$$

Η ποσότητα σt θεωρείται συχνά σαν μία ξεχωριστή παράμετρος και αντιπροσωπεύει την αγωγιμότητα ανά μονάδα επιφανείας σε μία επιφάνεια εγκάρσια προς τη λάμινα. Επιπλέον η ποσότητα αυτή είναι κατάλληλη για τον προσδιορισμό της αντίστασης

διαρροής μιας μεμβράνης (οι μεμβράνες θεωρούνται σαν οντότητες δύο διαστάσεων).
Ορίζοντας $\sigma_m = \sigma t$ έχουμε

$$\sigma_m = \frac{I \ln 2}{\pi V_{gh}}, \quad (5.7)$$

δηλαδή την τιμή της αγωγιμότητας ανά μονάδα επιφανείας που αντιστοιχεί στις μετρηθείσες τιμές I και V . Ας σημειωθεί ότι το αποτέλεσμα δεν εξαρτάται από τα διαστήματα μεταξύ των ηλεκτροδίων, επειδή είναι ίσα και πολύ μεγαλύτερα από το πάχος του ιστού.

5.3. Ανισοτροπικά αγώγιμα μέσα

Πολλοί βιολογικοί ιστοί είναι ηλεκτρικά ανισοτροπικοί, δηλ. η αγωγιμότητα σε διαφορετικές κατευθύνσεις δεν είναι η ίδια. Αυτή η συνθήκη μπορεί να παρασταθεί με τρεις κύριες αγωγιμότητες σε τρεις αμοιβαία κατακόρυφες κατευθύνσεις, όπως καθορίζεται από την κατασκευή του υλικού. Αν ορίσουμε τις κατευθύνσεις αυτές σαν x , y και z , τότε

$$J_x = \sigma_x \frac{\partial \Phi}{\partial x}, \quad J_y = \sigma_y \frac{\partial \Phi}{\partial y} \quad \text{και} \quad J_z = \sigma_z \frac{\partial \Phi}{\partial z} \quad (5.8)$$

και οι συντελεστές αγωγιμότητας είναι, εν γένει, διαφορετικοί. Για ομογενή ανισοτροπικά μέσα (σ_x , σ_y και σ_z είναι σταθερές) το πρόβλημα μπορεί να μετασχηματισθεί σ' ένα ισοδύναμο με τα ισοτροπικά μέσα. Ο κατάλληλος μετασχηματισμός δίνεται από τις σχέσεις

$$x' = \frac{(\sigma_y \sigma_z)^{1/2}}{\sigma} x, \quad y' = \frac{(\sigma_x \sigma_z)^{1/2}}{\sigma} y \quad \text{και} \quad z' = \frac{(\sigma_x \sigma_y)^{1/2}}{\sigma} z \quad (5.9)$$

όπου σ είναι μία αυθαίρετη σταθερά. Επιπλέον εκλέγουμε

$$\Phi'(x', y', z') = \Phi(x, y, z) \quad (5.10)$$

$$J'_x = \frac{\sigma^2}{\sigma_x(\sigma_y\sigma_z)^{1/2}} J_x, J'_y = \frac{\sigma^2}{\sigma_y(\sigma_x\sigma_z)^{1/2}} J_y \text{ και } J'_z = \frac{\sigma^2}{\sigma_z(\sigma_x\sigma_y)^{1/2}} J_z \quad (5.11)$$

Στο αρχικό μέσο έχουμε

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{J} = 0 = \sigma_x \frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2} + \sigma_y \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y^2} + \sigma_z \frac{\partial^2 \Phi}{\partial z^2} \quad (5.12)$$

Χρησιμοποιώντας τις σχέσεις (5.10) και (5.11) παίρνουμε

$$\frac{\partial \Phi'}{\partial x'} = \frac{\partial \Phi}{\partial x} \frac{dx}{dx'} = \frac{\sigma}{(\sigma_y\sigma_z)^{1/2}} \frac{\partial \Phi}{\partial x}, \quad (5.13)$$

από την οποία προκύπτει

$$\frac{\partial^2 \Phi'}{\partial x'^2} = \frac{\sigma^2}{\sigma_y\sigma_z} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2}, \quad (5.14)$$

Ομοίως βρίσκουμε

$$\frac{\partial^2 \Phi'}{\partial y'^2} = \frac{\sigma^2}{\sigma_x\sigma_z} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y^2} \text{ και } \frac{\partial^2 \Phi'}{\partial z'^2} = \frac{\sigma^2}{\sigma_x\sigma_y} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial z^2} \quad (5.15)$$

Η (5.12) μπορεί να γραφεί τώρα στην εξής μορφή

$$\left(\frac{\partial^2 \Phi'}{\partial x'^2} + \frac{\partial^2 \Phi'}{\partial y'^2} + \frac{\partial^2 \Phi'}{\partial z'^2} \right) \frac{\sigma_x\sigma_y\sigma_z}{\sigma^2} = 0, \quad (5.16)$$

δηλ. η εξίσωση *Laplace* ισχύει και στο μετασχηματισμένο μέσο. Επίσης μπορεί να δειχθεί ότι η δύναμη μιας σημειακής πηγής ρεύματος είναι αναλλοίωτη κάτω από τον μετασχηματισμό αυτό, αν και η θέση της υφίσταται μία αλλαγή σύμφωνα με την (5.9).

Η αγωγιμότητα μέσα στη μετασχηματισμένη περιοχή βρίσκεται από τις (5.11) και (5.13). Έτσι για την x συνιστώσα έχουμε με

$$\sigma'_x = \frac{J'_x}{\partial \Phi' / \partial x'} = \frac{\sigma^2}{\sigma_x (\sigma_y \sigma_z)^{1/2}} \cdot \frac{(\sigma_y \sigma_z)^{1/2}}{\sigma} \frac{J_x}{\partial \Phi / \partial x} = \sigma \quad (5.17)$$

Ομοίως μπορεί να δειχθεί ότι

$$\sigma'_y = \sigma'_z = \sigma \quad (5.18)$$

δηλ. η μετασχηματισμένη περιοχή είναι ισοτροπική και η αγωγιμότητα της είναι η αυθαίρετη σταθερά στο μετασχηματισμό που δίνεται από την (5.9).

Η ανωτέρω συζήτηση μας επιτρέπει να τροποποιήσουμε την τεχνική των τεσσάρων ηλεκτροδίων, όταν εφαρμοσθεί σε (ομογενή) ανισοτροπικά μέσα. Αν θεωρήσουμε ότι ένα κύριο επίπεδο (για παράδειγμα το xy επίπεδο) είναι παράλληλο προς την επιφάνεια του ιστού, τότε όταν τα ηλεκτρόδια βρίσκονται κατά μήκος του άξονα x η απόστασή τους στη μετασχηματισμένη περιοχή θα είναι

$$\alpha' = \frac{a(\sigma_y \sigma_z)^{1/2}}{\sigma}$$

Αντικαθιστώντας α' αντί για a στην (5.4) και ανακαλώντας ότι I και V_{gh} έχουν την ίδια σημασία μετά το μετασχηματισμό, παίρνουμε

$$\left(V_{gh}\right)_x = \frac{I}{2\pi a(\sigma_y \sigma_z)^{1/2}} \quad (5.19)$$

Ομοίως μπορεί να δειχθεί ότι

$$\left(\sigma_y \sigma_z\right)^{1/2} = \frac{I}{2\pi a\left(V_{gh}\right)_y} \quad (5.20)$$

Έτσι οι συνιστώσες αγωγιμότητας των x και y υπολογίζονται σε σχέση με την αγωγιμότητα στην κατεύθυνση z .

Στις πρακτικές εφαρμογές ο μυς, εν γένει, θεωρείται ότι είναι ανισοτροπικός με την αγωγιμότητα κατά μήκος του νημάτινου άξονα υψηλότερη κατά μία διαγώνια κατεύθυνση. Αν η υψηλή αγωγιμότητα σ ορίζεται ως προς την y κατεύθυνση, τότε η χαμηλή αγωγιμότητα παριστάνει τις αγωγιμότητες στις κατευθύνσεις x και z . Σ' αυτή την περίπτωση οι (5.19) και (5.20) παίρνουν τη μορφή

$$\sigma_\ell = \frac{I}{2\pi a(V_{gh})_h}, \quad (\sigma_\ell \sigma_h)^{1/2} = \frac{I}{2\pi a(V_{gh})_\ell} \quad (5.21)$$

και επομένως

$$\sigma_h = \left[\frac{(V_{gh})_h}{(V_{gh})_\ell} \right]^2 \sigma_\ell, \quad (5.22)$$

όπου $(V_{gh})_h$ και $(V_{gh})_\ell$ είναι τα δυναμικά που μετρήθηκαν με τα ηλεκτρόδια τα οποία βρίσκονται κατά μήκος των κατευθύνσεων της υψηλής και χαμηλής αγωγιμότητας, αντίστοιχα.

Μία εφαρμογή της θεωρίας που αναπτύξαμε ανωτέρω μπορεί να πραγματοποιηθεί στο στρώμα του μυ που βρίσκεται κάτω από το δέρμα. Η αγωγιμότητα στην κατεύθυνση που είναι παράλληλη προς την επιφάνεια είναι ισοτροπική, ενώ στην κατεύθυνση που είναι κάθετη προς τις ίνες του μυ είναι ανισοτροπική. Αν θεωρήσουμε ότι το xy επίπεδο είναι παράλληλο προς την επιφάνεια, τότε, από μετρήσεις που έχουν γίνει, βρέθηκε ότι $\rho_x = \rho_y = 280 \text{ Ohm.cm}$ και $\rho_z = 2300 \text{ Ohm.cm}$. Εκλέγοντας $\sigma = (\sigma_y \sigma_z)^{1/2}$ και χρησιμοποιώντας τη σχέση αυτή στην (5.9) βρίσκουμε

$$x' = x, \quad y' = y \quad \text{και} \quad z' = z \sqrt{\frac{\sigma_x}{\sigma_z}} = z \sqrt{\frac{\rho_z}{\rho_x}} = z \sqrt{\frac{2300}{280}} \cong 2.9z$$

Άρα υπάρχει ένα τέντωμα στην κατεύθυνση z επί ένα παράγοντα 3. Επιπλέον μπορεί να επιβεβαιωθεί ότι η αντίσταση του μετασχηματιζόμενου ισοτροπικού μέσου είναι 800 Ohm.cm . Αυτό αποδεικνύεται από τη σχέση

$$\rho = (\rho_x \rho_z)^{1/2} = \sqrt{280 \times 2300} \cong 800 \text{ Ohm.cm}$$

5.4. Πληθυσμογραφία σύνθετης αντίστασης

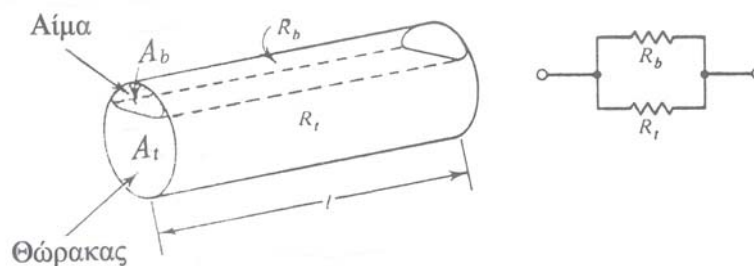
Στις ηλεκτρικές μετρήσεις έχουμε μία ηλεκτρική πίεση, η οποία οδηγεί μία ροή ηλεκτρικού φορτίου μέσω ενός κυκλώματος, όπου το μέγεθος της ροής υπολογίζεται από τη σύνθετη αντίσταση του κυκλώματος. Αυτή η ιδέα της σύνθετης αντίστασης μας επιτρέπει να υπολογίσουμε τα χαρακτηριστικά της ροής αν γνωρίζουμε την εφαρμοζόμενη πίεση. Η συλλογιστική είναι πολύ απλή και επιτρέπει πολύπλοκα προβλήματα να χωρισθούν σε επιμέρους συνιστώσες. Κάθε επιμέρους συνιστώσα παρουσιάζει μία χαρακτηριστική σύνθετη αντίσταση. Οι χωριστές σύνθετες αντιστάσεις μπορούν να συνδεθούν με απλούς κανόνες για σύνθετες αντιστάσεις σε σειρά και σε παραλληλία (όπως ακριβώς και για τις απλές αντιστάσεις). Το πολύπλοκο τότε πρόβλημα μειώνεται σε μία σειρά από απλούστερα προβλήματα και μπορεί να επιλυθεί με ευκολία.

Η ίδια συλλογιστική είναι χρήσιμη σε πολλές περιπτώσεις. Για παράδειγμα, η διαφορά πίεσης παράγει τη ροή ενός υγρού μέσω ενός καναλιού και η ποσότητα της ροής που επακολουθεί μπορεί να θεωρηθεί ότι υπολογίζεται από τη σύνθετη αντίσταση του καναλιού. Αυτή η περίπτωση είναι ιδιαίτερου ενδιαφέροντος στη ροή του αίματος και η ιδέα της σύνθετης αντίστασης των αρτηριών και των φλεβών είναι πολύ αποδοτική. Ομοίως, ηχητικά κύματα παράγονται από πιέσεις λόγω διαταράξεων και μπορούν να ρέουν μέσω διαφόρων αγωγών και καναλιών εξαιτίας των διαταράξεων. Η ποσότητα του ήχου που φθάνει σε κάθε περαιτέρω σημείο του συστήματος εξαρτάται από τη σύνθετη αντίσταση της διάταξης των αγωγών και των καναλιών.

Η πληθυσμογραφία ασχολείται με τη μελέτη των μεταβολών του όγκου των διαφόρων οργάνων του σώματος. Οι ιστοί συμπεριφέρονται ως πυκνωτές και, αν εναλλασσόμενο ρεύμα διέλθει μέσω αυτών, το ρεύμα προηγείται του δυναμικού κατά πολλές μοίρες. Αλλαγές όγκου σε βιολογικές αγωγίμες περιοχές μπορούν να επιφέρουν αλλαγές στην ηλεκτρική αντίσταση των περιοχών αυτών. Το γεγονός αυτό

έχει εφαρμοσθεί στη μεταβολή της αντίστασης του θώρακα σαν ένα μέτρο της παραγωγής (σε όγκο αίματος) της καρδιάς. Θα προσπαθήσουμε τώρα να δώσουμε μία σύντομη περιγραφή της πληθυσμογραφίας.

Τα βασικά όργανα που χρησιμοποιούνται στη μέτρηση του όγκου παλμού της καρδιάς είναι τέσσερα περιφερειακά ηλεκτρόδια, δύο στην περιοχή του λαιμού και δύο στην περιοχή του θώρακα. Τα εξωτερικά ηλεκτρόδια μεταφέρουν ένα ρεύμα διέγερσης (γύρω στα 5 mA και συχνότητας 100 kHz), ενώ τα εσωτερικά ηλεκτρόδια συνδέονται μ' ένα κύκλωμα γέφυρας για τη μέτρηση του δυναμικού. Στην περίπτωση του ηλεκτρικού μοντέλου του κορμού του σώματος θεωρούμε ότι το ηλεκτρικό ρεύμα ρέει μέσω δύο μεγάλων παράλληλων δρόμων, του θώρακος και του συστήματος των αρτηριών των πνευμόνων (βλέπε Σχ. 5.2). Επιπλέον, αν υποθέσουμε ότι η μεταβολή στον όγκο του αίματος των αρτηριών των πνευμόνων είναι εξ ολοκλήρου υπεύθυνη για την αλλαγή στην αντίσταση, τότε μπορούμε να εκτιμήσουμε την ακριβή παραγωγή (σε όγκο) της καρδιάς. Ιδιαίτερα (βλέπε Σχ.5.2), η ολική αντίσταση δίνεται από τη σχέση



Σχήμα 5.2. Απλοποιημένο μοντέλο ηλεκτρικής αντίστασης του ανθρώπινου κορμού. Ο θώρακας θεωρείται κυλινδρικός μήκους ℓ και σταθερής επιφάνειας διατομής A_t . Το αίμα έχει μία μεταβλητή επιφάνεια διατομής A_b και μήκος ℓ . Οι αντιστάσεις του θώρακα και του αίματος R_b και R_t είναι παράλληλοι.

$$R = \frac{R_b R_t}{R_b + R_t} \quad , \quad (5.23)$$

όπου R_t είναι η (σταθερή) αντίσταση του θώρακα και R_b είναι η μεταβλητή αντίσταση του αίματος. Αν χρησιμοποιήσουμε το απλό κυλινδρικό μοντέλο του Σχ. 5.2 επιτυγχάνουμε

$$R_b = \frac{\rho_b \ell}{A_b} \quad , \quad (5.24)$$

όπου ρ_b είναι η ιδική αντίσταση του αίματος, ℓ είναι το μήκος του κορμού και A_b είναι η μεταβλητή επιφάνεια διατομής. Ο όγκος παλμού της καρδιάς δίνεται από τη σχέση

$$SV = \ell \Delta A_b, \quad (5.25)$$

όπου ΔA_b είναι η μεταβολή στην επιφάνεια διατομής. Η αντίστοιχη μεταβολή στην αντίσταση είναι

$$\Delta R = R^2 \frac{\Delta R_b}{R_b^2} \quad (5.26)$$

όπου
$$\Delta R_b = -\frac{\rho_b \cdot \ell}{(A_b)^2} \Delta A_b.$$

Άρα

$$\Delta R = -\frac{A_b \cdot R^2}{\rho_b \cdot \ell} \quad \text{και} \quad SV = -\frac{\Delta R \cdot \rho_b \cdot \ell^2}{R^2} \quad (5.27)$$

Επομένως από την (5.26) μπορούμε να μετρήσουμε τον όγκο παλμού της καρδιάς.

Μιά άλλη εφαρμογή της πληθυσμογραφίας σχετίζεται με την παρακολούθηση των μεταβολών του σχήματος και του περιεχομένου των πνευμόνων. Σε πρώτη φάση μας ενδιαφέρει να επιβεβαιώσουμε ότι οι αλλαγές αυτές συμβαίνουν. Έτσι, σε μία μονάδα εντατικής παρακολούθησης, η λειτουργία των πνευμόνων μπορεί να γίνεται με τη συνεχή μέτρηση της μεταβολής του ρεύματος που προκαλείται από τη μεταβολή της αντίστασης στο στήθος του ασθενούς και, στην περίπτωση που το ρεύμα παραμένει σταθερό, να αρχίσει να λειτουργεί ένα σύστημα συναγερμού. Αυτό επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση ηλεκτροδίων μέσα σε ειδικό γιλέκο.

Αν επιπλέον χρειάζεται να γίνουν εκτιμήσεις του όγκου ροής, μεγαλύτερη φροντίδα πρέπει να ληφθεί. Σ' αυτή την περίπτωση χρησιμοποιούμε τέσσερα ηλεκτρόδια τα οποία τοποθετούνται στα πόδια ή στα χέρια για τις μετρήσεις της ροής του αίματος, ή σε διάφορα σημεία στο στήθος για τις μετρήσεις της ροής του αέρος. Η συχνότητα του εφαρμοζόμενου εναλλασσόμενου ρεύματος κυμαίνεται μεταξύ 15-

20 kHz, επειδή η μεταβολή της σύνθετης αντίστασης, η οποία είναι μικρή, τείνει να μεγιστοποιηθεί στην περιοχή αυτή. Το ρεύμα που διέρχεται πρέπει να είναι αρκετά μικρό για να μην ενοχλεί τον ασθενή και γι' αυτό το λόγο ενισχυτές πρέπει να χρησιμοποιηθούν για να δώσουν στη μεταβολή του ρεύματος λογικό μέγεθος.

Η τεχνική αυτή μπορεί να εφαρμοσθεί στη διάγνωση διαφόρων ασθενειών. Για παράδειγμα, η συγκέντρωση υγρού στα πνευμόνια επιτρέπει ευκολότερα τη διέλευση του ρεύματος και ελαττώνει την αντίσταση. Η συσσώρευση υγρού είναι πάρα πολύ επικίνδυνη επειδή οδηγεί σε οξύ πνευμονικό οίδημα (οίδημα είναι το υδροπικό φούσκωμα των ιστών), μία κατάσταση που δεν μπορεί να διαγνωσθεί υπό κανονικές συνθήκες πριν προχωρήσει αρκετά, και είναι πλέον αργά επειδή θα έχει αρχίσει να μαζεύεται υγρό στα περάσματα αέρος του ασθενούς. Η πρώτη εμφάνιση του οιδήματος μπορεί να διαγνωσθεί με τη βοήθεια της πληθυσμογραφίας σύνθετης αντίστασης πολύ πριν γίνει επικίνδυνη.