



ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΑΠΟΨΕΙΣ ΕΛΕΓΧΟΥ
ΤΗΣ ΕΝΔΟΦΘΑΛΜΙΑΣ ΠΙΕΣΕΩΣ

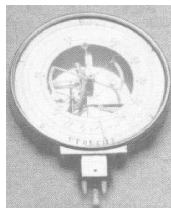
Εισηγητής
A. Κανδαράκης

ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΑΠΟΨΕΙΣ ΕΛΕΓΧΟΥ ΤΗΣ ΕΝΔΟΦΘΑΛΜΙΑΣ ΠΙΕΣΕΩΣ

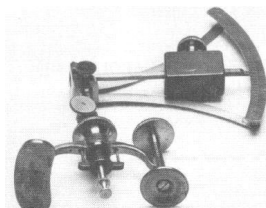
Κανδαράκης Α., Πίτσας Χ., Σούμπλης Β.

Α' Οφθαλμολογική Κλινική Οφθαλμιατρείου Αθηνών.

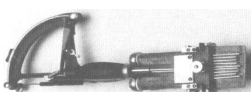
Η μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσεως (ΕΟΠ) αποτελεί μια από τις πιο συχνές πρακτικές που εφαρμόζονται κατά τη διάρκεια μιας πλήρους οφθαλμολογικής εξέτασης. Μπορεί οι σύγχρονες εξελίξεις στον τομέα του γλαυκώματος να έχουν μειώσει την αξία της ΕΟΠ όσον αφορά στη διάγνωση του γλαυκώματος¹, η τονομέτρηση όμως συνεχίζει να κατέχει κεντρικό ρόλο στο σχεδιασμό και την παρακολούθηση της θεραπευτικής μας παρέμβασης. Η πιο ακριβής τεχνική μέτρησης της ΕΟΠ μπορεί να επιτευχθεί μόνο με άμεση παρακέντηση του προσθίου θαλάμου και μανομετρικό υπολογισμό της ΕΟΠ². Προφανώς μια τέτοια πρακτική μπορεί να εφαρμοστεί μόνο στο εργαστήριο ή στο χειρουργείο και όχι στα πλαίσια μιας οφθαλμολογικής εξέτασης ρουτίνας. Πηγαίνοντας πίσω στο χρόνο πρώτος ο Άραβας χειρουργός Al-Tabari συσχέτισε το γλαύκωμα με την αυξημένη τάση-πίεση του οφθαλμού. Χρειάστηκε όμως να περάσουν 9 αιώνες και να φθάσουμε στο 1862 οπότε και σχεδιάστηκε το πρώτο τονόμετρο από τον Albrecht Von Graefe (εικόνα 1).



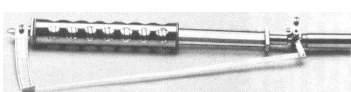
Donders' τονόμετρο (1868)



von Graefe's τονόμετρο (1862)



Snellen's τονόμετρο (1900)



Seeuwen's τονόμετρο (1901)

Εικόνα 1



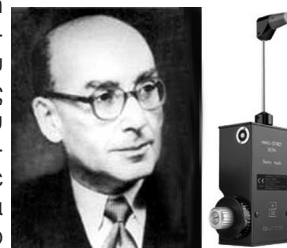
Schiotz τονόμετρο (1905)

Εικόνα 2α

Έκτοτε πληθώρα τονομέτρων έκαναν την εμφάνισή τους όπως το τονόμετρο Donders, το τονόμετρο Snellen, το τονόμετρο Maklakoff και το τονόμετρο Seeuwen, για να φθάσουμε στην ανακάλυψη του πρώτου αξιόπιστου τονομέτρου εμπύθισης (εικόνα 2α) από τον Νορβηγό

Καθηγητή Οφθαλμολογίας Hjalmar Schiotz³ (1859-1927) το οποίο και αποτέλεσε τον κανόνα μέτρησης της ΕΟΠ μέχρι τα μέσα του 19^{ου} αιώνα. Το 1954, σχεδόν 50 χρόνια μετά, ο Hans Goldmann (1899-1991) περιέγραψε ένα νέο τονόμετρο επιπέδωσης⁴, το οποίο έκτοτε αποτελεί το χρυσό κανόνα της τονομέτρησης. Δεν είναι άλλωστε τυχαίο ότι η κλινική εφαρμογή οποιουδήποτε νέου τονομέτρου απαιτεί ISO πιστοποίηση (International Standard Organization) με κωδικό ISO 8612:2001, η οποία και μεταφράζεται σε ακρίβεια μέτρησης της ΕΟΠ μικρότερη του ±5mmHg για ±1,96SD δηλαδή SD (standard deviation) μικρότερο του 2,55mmHg σε σύγκριση με την τονομέτρηση Goldmann¹.

Το τονόμετρο Goldmann (εικόνα 2β) επιτυγχάνει ένα στατικό υπολογισμό της δύναμής του απαιτείται για την επιπέδωση μιας συγκεκριμένης περιοχής του κεντρικού κερατοειδούς και αναγάγει τον υπολογισμό αυτό σε μέτρηση της ΕΟΠ. Η τονομετρία επιπέδωσης βασίζεται στο νόμο των Imbert-Flick σύμφωνα με τον οποίο σε μια ιδανική, στεγνή, με απείρωσα λεπτά τοιχώματα, ελαστική σφαίρα η πίεση στο εσωτερικό της ισούται με το πηλίκο της δύναμης που απαιτείται για την επιπέδωση ενός τμήματος της σφαίρας προς το εμβαδόν της επιφάνειας που επιπέδωνεται^{5,6}.



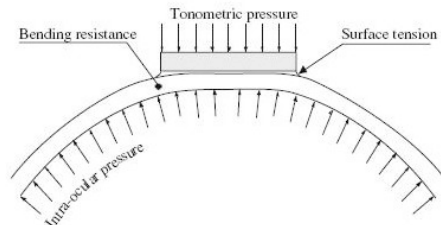
Hans Goldmann (1899 - 1991)
Εικόνα 2β

$$P = F/A \text{ όπου } P = \text{Πίεση}, F = \text{Δύναμη}, A = \text{Επιφάνεια}$$

Το παραπάνω θεωρητικό μοντέλο εφαρμοζόμενο στον ανθρώπινο οφθαλμό εκφράζεται ως εξής: $P_1 + \sigma = P_2 + R$ όπου $P_1 =$ Τονομετρική

πίεση, $\sigma =$ Επιφανειακή τάση του δακρυϊκού μηνίσκου, $P_2 =$ ΕΟΠ και $R =$ Αντίσταση

Επιπέδωσης (εικόνα 3). Χρησιμοποιώντας πειραματικές παρατηρήσεις οι Goldmann και Schmidt⁷, Ehlers et al.⁸ και Whitacre et al.⁹ κατέληξαν ότι για συγκεκριμένες κερατοειδικές διαστάσεις (Κεντρικό Πάχος Κερατοει-



Κερατοειδική παραμόρφωση υπό ΕΟΠ και τονομετρική πίεση
Εικόνα 3

Κερατοειδικές διαστάσεις (Κεντρικό Πάχος Κερατοει-

δούς=520μm, Ακτίνα Καμπυλότητας Πρόσθιας Επιφάνειας Κερατοειδούς=7.80mm, Διάμετρος Τονομέτρου=3,06mm) η δράση της επιφανειακής τάσης του δακρυϊκού μηνίσκου ακυρώνει την αντίδραση της αντίστασης επιπέδωσης με αποτέλεσμα η τονομετρική πίεση όπως αποτυπώνεται στο τονόμετρο Goldmann να εξισώνεται με την ΕΟΠ. Δηλαδή, επειδή $P_1 + \sigma = P_2 + R$ και επειδή $\sigma = R$ έπεται ότι $P_1 = P_2$.

$$P_1 + \sigma = P_2 + R \quad \sigma = R \quad \} \quad P_1 = P_2$$

Τα πράγματα ίσως να περιπλέκονται λίγο παραπάνω αν λάβουμε υπόψη ότι η ποιότητα των παχύμετρων έχει αλλάξει σημαντικά κατά τη διάρκεια των τελευταίων δεκαετιών. Σήμερα τα παχύμετρα υπέρηχου (Π.Υ.) έχουν αντικαταστήσει τα παλιότερα οπτικά παχύμετρα (Ο.Π.), τα οποία έχει αποδειχθεί ότι υποεκτιμούσαν το κεντρικό πάχος του κερατοειδούς (ΚΠΚ)¹⁰⁻¹². Σε μετά-ανάλυση 13 των Doughty και Zaman βρέθηκε ότι το μέσο ΚΠΚ χρησιμοποιώντας ΟΠ ήταν 525μm ενώ χρησιμοποιώντας ΠΥ αυξήθηκε σε 545μm. Συνεπώς ο υπολογισμός των Goldmann και Schmidt's για ΚΠΚ 520μm, που βασίστηκε σε οπτικά μέσα (ΟΠ), ίσως στην πραγματικότητα να είναι λίγο μεγαλύτερος (520μm-540μm)¹⁴. Επιπλέον, η εφαρμογή του νόμου των Imbert-Flick στο σχεδιασμό της τονομέτρησης επιπέδωσης μειονεκτεί και για τους ακόλουθους λόγους. Αρχικά, ο νόμος είναι ακριβής για απείρωσ λεπτές μεμβράνες που χαρακτηρίζονται από ομοιογενή ελαστικότητα. Ο κερατοειδής, καθώς επίσης και ο σύνολος εξωτερικός χιτώνας του οφθαλμού, εκτός του ότι εμφανίζει σημαντικές διακυμάνσεις όσον αφορά το πάχος του δεν χαρακτηρίζεται και από απόλυτη ελαστικότητα. Σήμερα πλέον είναι παγκοσμίως αποδεκτό ότι το ΚΠΚ επηρεάζει σημαντικά τη μετρούμενη ΕΟΠ με το τονόμετρο Goldmann¹⁵⁻¹⁸. Αύξηση του ΚΠΚ οδηγεί σε υπερεκτίμηση της ΕΟΠ ενώ μείωση του ΚΠΚ σε υποεκτίμηση χωρίς όμως να έχει διαμορφωθεί μια παγκοσμίως αποδεκτή φόρμουλα μετατροπής της ΕΟΠ αναλογικά με τη διακύμανση της ΚΠΚ^{13,19}.

Πα'όλα αυτά το τονόμετρο επιπέδωσης Goldmann παραμένει ο χρυσός κανόνας της τονομέτρησης, αφού σε σύγκριση με τα υπόλοιπα κυκλοφορούντα τονόμετρα συνεχίζει να δίνει ασφαλείς, εύκολες και σχετικά ακριβείς μετρήσεις στις πιο πολλές κλινικές εφαρμογές. Εμφανίζει μεγάλη χρησιμότητα, εφαρμόζεται εύκολα στη σχισμοειδή λυχνία και έχει χαμηλή τιμή προσιτή σε κάθε οφθαλμίατρο.

Πιθανές πηγές λάθους αποτελούν το σφίξιμο των βλεφάρων, ο μηχανισμός Valsava, η πίεση στο βολβό, τα σφικτά κολάρα και τα όχι καλά ρυθμισμένα τονόμετρα. Μειονεκτεί επίσης σε οιδηματώδεις ή παραμορφωμένους κερατοειδείς καθώς και σε υψηλούς αστιγματισμούς. Τα τελευταία χρόνια αρκετοί ερευνητές προσπαθούν να ανακαλύψουν νέες τεχνολογίες με στόχο την όσο το δυνατόν πιο ανεπηρέαστη μέτρηση της ΕΟΠ. Στο επόμενο τμήμα αυτού του άρθρου θα κάνουμε μια συνοπτική ανάλυση των αρχών λειτουργίας των τονομέτρων αυτών.

Δυναμική Περιμετρική Τονομέτρηση

Η Δυναμική Περιμετρική Τονομέτρηση (Dynamic Contour tonometry-DCT) (εικόνα 4) είναι μια μη επεμβατική και άμεση μέθοδος μέτρησης της ΕΟΠ η



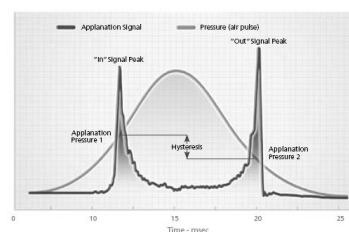
Εικόνα 4

οποία επιτρέπει συνεχή καταγραφή της ΕΟΠ μέσω ενός πιεζο-ευαίσθητου (piezo-sensitive) αισθητήρα πίεσεως (διάμετρος 0,25mm²) ο οποίος βρίσκεται μέσα στην κοίλη επιφάνεια της κεφαλής του τονομέτρου. Το τονόμετρο έχει την ικανότητα να εφάπτεται του κερατοειδούς ελαχιστοποιώντας το βαθμό της κερατοειδικής παραμόρφωσης. Η εμπορική εφαρμογή του DCT, το τονόμετρο Pascal, είναι ένα ψηφιακό τονόμετρο επαφής, το οποίο εκτός από τον υπολογισμό της ΕΟΠ μας δίνει πληροφορίες για το οφθαλμικό εύρος παλμού (Ocular Pulse Amplitude - OPA). Το OPA ορίζεται ως η διαφορά μεταξύ της συστολικής ΕΟΠ και της διαστολικής ΕΟΠ και το μέγεθος του έχει βρεθεί χαρακτηριστικό για διάφορους τύπους γλαυκώματος²⁰, άμεσα συσχετιζόμενο με την ΕΟΠ και το αξονικό μήκος του οφθαλμού²¹. Το OPA αποτελεί έναν έμμεσο δείκτη της χοριοειδικής διήθησης, καθώς και της οφθαλμικής αιματικής ροής. Μείωση της αιματικής ροής σχετίζεται με συνθήκες υποξίας και πιθανή συνακόλουθη κυτταρική απόπτωση και θάνατο γαγγλιακών κυττάρων, βασικού παθοφυσιολογικού μηχανισμού του γλαυκώματος²². Επιπλέον, έχει παρατηρηθεί σημαντική μείωση του OPA σε ασθενείς με γλαύκωμα φυσιολογικής πίεσεως²³.

Το τονόμετρο Pascal τοποθετείται στη σχισμοειδή λυχνία στη θέση του τονομέτρου Goldmann. Όταν γίνει επαφή του τονομέτρου με τον κερατοειδή ο τελευταίος διατηρεί το αρχικό του σχήμα και το συνολικό άθροισμα των δυνάμεων που ασκούνται σε αυτόν είναι μηδέν. Στα 3-5 δευτερόλεπτα που διαρκεί η εξέταση, το Pascal λαμβάνει 300-500 μετρήσεις. Η ΕΟΠ υπολογίζεται από τη μέση διαστολική ΕΟΠ των μετρήσεων αυτών. Ταυτόχρονα το Pascal εκτελεί και μια ποιοτική αξιολόγηση Q των μετρήσεων (1→5) με το 1 να αποτελεί τη καλύτερη δυνατή μέτρηση. Στα πλεονεκτήματα του DCT περιλαμβάνεται η υψηλή του ακρίβεια^{23,24}, η ανεξαρτησία από το ΚΠΚ²⁵⁻³¹, ο υπολογισμός του Οφθαλμικού Εύρους Παλμού καθώς και η μεγαλύτερη ακρίβεια σε ασθενείς με κετατόκωνο²⁶. Επιπλέον, το τονόμετρο Pascal φαίνεται να υπερτερεί του GAT στη δυνατότητα τονομέτρησης σε ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε κερατοπλαστική (Κανδαράκης et al.³²). Αντίθετα το τονόμετρο Pascal παραμένει ένα ιδιαίτερα ακριβό τονόμετρο τόσο όσον αφορά την απόκτησή του αλλά και όσον αφορά τη χρήση του. Προϋποθέτει την καλή συνεργασία του ασθενούς και καθιστά αδύνατη τη χρήση του σε οφθαλμούς με υποτονία (<8mmHg) καθώς και σε άτομα με μικρό εύρος παλμού (OPA<0,7-0,8).

Αναλυτής Οφθαλμικής Απόκρισης

Ο Αναλυτής Οφθαλμικής Απόκρισης (Ocular Response Analyser – ORA) εφαρμόζει έναν δυναμικά αμφίδρομο μηχανισμό επιπέδωσης του κερατοειδούς με στόχο τον υπολογισμό των βιομηχανικών ιδιοτήτων του κερατοειδούς και της ΕΟΠ του οφθαλμού. Κατά τη διάρκεια της μέτρησης, ένας παλμός αέρα, πανομοιότυπος με αυτόν που χρησιμοποιείται στα τονόμετρα αέρος, ασκεί δύναμη στον κερατοειδή, προκαλώντας την προς τα έσω κίνηση του κεντρικού τμήματος, την επιπέδωση και τελικά την έσω κίλιση αυτού. Χιλιοστά του δευτερόλεπτος μετά την επιπέδωση του κερατοειδούς ο παλμός αέρα διακόπτεται με συνέπεια η πίεση που ασκείται στο κερατοειδή να μειώνεται με έναν αντίστροφο χρονικά συμμετρικό τρόπο.



Εικόνα 5

Καθώς η πίεση της δέσμης αέρα ελαττώνεται, ο κερατοειδής επιστρέφει στην προγενέστερη του κατάσταση αφού περάσει για δεύτερη φορά από θέση επιπέδωσης.

Ένα φωτοκατευθυνόμενο ήλεκτρο-οπτικό σύστημα ανίχνευσης παρακολουθεί την κερατοειδική κοίλανση βασιζόμενο στην αντανάκλαση του φωτός από το κερατοειδή (εικόνα 5). Το σύστημα αυτό καταγράφει 400 μετρήσεις σε χρόνο 20 χιλιοστών του δευτερολέπτου. Από τις δυο επιπεδώσεις του κερατοειδούς προκύπτουν δυο ανεξάρτητες μετρήσεις της πίεσης οι οποίες λόγω των ιξωδοελαστικών ιδιοτήτων του κερατοειδούς διαφέρουν μεταξύ τους. Η διαφορά των δυο αυτών μετρήσεων αποτελεί ένα βιοφυσικό φαινόμενο που ορίζεται ως κερατοειδική υστέρηση (Corneal Hysteresis-CH) (εικόνα 5) και αποτελεί έναν δείκτη των βιο-μηχανικών ιδιοτήτων του κερατοειδούς ανεξάρτητο της ΕΟΠ³³. Η κερατοειδική υστέρηση έχει βρεθεί μειωμένη μετά από επεμβάσεις LASIK, σε ασθενείς με κετατόκωνο καθώς και σε ασθενείς με δυστροφία του Fuchs³³. Τα παραπάνω στοιχεία υποδηλώνουν ότι η κερατοειδική υστέρηση είναι μια παράμετρος που αντανάκλα την συνολική επίπτωση των χαρακτηριστικών του κερατοειδούς όπως το κερατοειδικό πάχος, δυσκαμψία και ενυδάτωση καθώς και άλλων χαρακτηριστικών υπό διερεύνηση.

Το ORA μέσου του λογισμικού του επεξεργάζεται τις μετρήσεις της κερατοειδικής υστέρησης για να υπολογίσει αντισταθμιστικά την ΕΟΠ παρέχοντας έτσι μια μέτρηση ανεξάρτητη των βιο-μηχανικών ιδιοτήτων του κερατοειδούς. Βέβαια τα παραπάνω στοιχεία χρήζουν περαιτέρω διερεύνησης και ανάλυσης μιας και άλλοι ερευνητές έχουν παρατηρήσει ότι το ORA υπερεκτιμά σημαντικά τις μετρήσεις της ΕΟΠ σε σύγκριση με το Goldmann τονόμετρο και ότι τα αποτελέσματά του επηρεάζονται από το ΚΠΚ³⁴.

Έτσι συνοψίζοντας το ORA είναι ένας νέος αναλυτής, θα λέγαμε οικονομικά ασύμφορος για την κλινική πρακτική ενός οφθαλμιάτρου ο οποίος χρήζει επιπλέον διερεύνησης. Με το ORA όμως εισάγονται νέοι όροι στον τρόπο με τον οποίο καταγράφουμε την ΕΟΠ καθώς επίσης και τις βιο-μηχανικές ιδιότητες του κερατοειδούς.

Proview Phosphene τονόμετρο

Το Proview

Phosphene

(phos+phainein)

τονόμετρο οφθαλμικής πίεσης (εικόνα 6)

βασίζεται στην αρχή ότι όταν μια δύναμη ασκείται στο σκληρό χιτώνα μπορεί να ενεργοποιήσει ένα ενδοπτικό φαινόμενο (εικόνα 6). Η ουδός ενεργοποίησης του φαινομένου αυτού θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ως ένδειξη υπολογισμού της

ΕΟΠ. Η Proview τονομέτρηση περιγράφηκε για πρώτη φορά από τον Fresco³⁵ και εκτελείται εφαρμόζοντας την απόληξη του τονομέτρου στο κλειστό άνω βλέφαρο ενώ ο ασθενής κοιτάει κάτω και έξω. Η μέθοδος αυτή έχει αρκετά θεωρητικά πλεονεκτήματα αφού είναι σχετικά απλή, μπορεί να εφαρμοστεί χωρίς ιδιαίτερη εκπαίδευση, δεν απαιτεί τοπική αναισθησία, φλουορεσεΐνη ή ακριβό εξοπλισμό. Επιπλέον, δεν απαιτεί επαφή με τον κερατοειδή, συνεπώς θα μπορούσε αξιόπιστα να χρησιμοποιηθεί σε ασθενείς με παθολογία του κερατοειδούς καθώς και να απαλείψει οποιοδήποτε παράγοντα που σχετίζεται με το πάχος του κερατοειδή. Η ακρίβεια



Εικόνα 6

της μεθόδου αυτής έχει αμφισβητηθεί από πολλούς ερευνητές³⁶⁻³⁸.

Συνεπώς το Proview τονόμετρο αντιπροσωπεύει ένα ιδιαίτερα φιλόδοξο θεωρητικό μοντέλο το οποίο όμως δεν έχει ακόμα αποδώσει στην πράξη ανάλογα.

Τονόμετρο Επιστρέφουσας Αναπήδησης

Το τονόμετρο επιστρέφουσας αναπήδησης (Rebound tonometer-RT) (εικόνα 7) αποτελείται από μια μήλη η οποία έρχεται σε στιγμιαία επαφή με τον κερατοειδή με τρόπο μη αντιληπτό από τον ασθενή. Ο κινούμενος μαγνήτης εντός ενός σπειράματος προκαλεί μεταβολές δυναμικού στα δυο άκρα του σπειράματος ενεργοποιώντας ένα μαγνητικό πεδίο το οποίο και καταγράφεται από τον αισθητήρα του τονομέτρου. Το RT περιγράφηκε στη σύγχρονη μορφή του από τους Kontiola et al.³⁹, είναι φορητό, δεν απαιτεί εφαρμογή αναισθητικού αλλά μέχρι στιγμής φαίνεται να υπερεκτιμά τις τιμές της ΕΟΠ συγκρινόμενο με την Goldmann τονομέτρηση. Επιπλέον το RT τονόμετρο φαίνεται ότι επηρεάζεται από το ΚΠΚ⁴⁰.

Τονομετρία συντονισμένης επιπέδωσης

Το τονόμετρο συντονισμένης επιπέδωσης (Applanation Resonance Tonometry-ART) (εικόνα 7)



Rebound Τονόμετρο

ART Τονόμετρο

Εικόνα 7

αποτελείται από έναν ανιχνευτή επιπέδωσης ο οποίος βασιζόμενος στη τεχνική συντονισμού υπολογίζει την ΕΟΠ⁴¹. Η αρχή λειτουργίας του νέου αυτού τονομέτρου περιγράφεται ως ένα πιεζοηλεκτρικό στοιχείο το οποίο ταλαντούμενο στη συχνότητα συντονισμού παράγει μια μετατόπιση συχνότητας ανάλογη με την επιφάνεια επαφής. Το ART εκτιμά την ΕΟΠ μέσω συνεχών μετρήσεων της δύναμης επαφής και της επιφάνειας επαφής και αναγάγει τις μετρήσεις αυτές σε ΕΟΠ από τη διαφορά κλίσης μεταξύ δύναμης και συχνότητας. Τα δεδομένα από μετρήσεις στο εργαστήριο έχουν δείξει υψηλή συμφωνία και ακρίβεια στον υπολογισμό της ΕΟΠ⁴¹. Το ART τονόμετρο εκτός από τη σύνδεση του με τη σχισμοειδή λυχνία μπορεί να χρησιμοποιηθεί και ως φορητό τονόμετρο. Πρόσφατα οι Hallberg et al.¹ απέδειξαν ικανοποιητικά αποτελέσματα στην εφαρμογή του ART τονομέτρου σε ανθρώπους. Αναμφισβήτητα όμως πρόκειται για ένα νέο τονόμετρο που χρήζει περαιτέρω κλινικής έρευνας και μελέτης.

Εκτός από τα τονόμετρα που παρουσιάσαμε στο άρθρο αυτό υπάρχει ένα πλήθος ερευνητικών προσπαθειών που γίνονται παγκοσμίως και μας δίνουν ελπίδες ότι η μεθοδολογία της τονομέτρησης τα επόμενα χρόνια ίσως να αλλάξει ριζικά. Σε μια από αυτές τις προσπάθειες συμμετέχει και το Ελληνικό Κέντρο Έρευνας και Θεραπείας Οφθαλμικών Παθήσεων της Πανεπιστημιακής Οφθαλμολογικής Κλινικής του Δημοκρίτειου Πανεπιστημίου Θράκης με το σχεδιασμό ενός ενδοφθάλμιου τονομέτρου (ET) καταγραφής της ενδοφθάλμιας πίεσης. Το τονόμετρο αυτό διαθέτοντας ένα ειδικό αισθητήρα (sensor) θα λειτουργεί ταυτόχρονα και για τη μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης (ΕΟΠ). Ο ενδοφθαλμικός αυτός θα μπορεί να τοποθετηθεί κατά τη διάρκεια της εγχείρησης του καταρράκτη.

Μια ακόμα αξιόλογη προσπάθεια πραγματοποιείται από την

Αμερικανό-Ελβετική ερευνητική ομάδα των Roberts et al.⁴² για την εφαρμογή της τεχνολογίας του τονομέτρου Pascal σε φακούς επαφής, επιτρέποντας τη μέτρηση της ΕΟΠ για μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα της μέρας αλλά και κατά τη διάρκεια του ύπνου.

Η εύρεση μιας ασφαλούς και ακριβούς μεθόδου για την μέτρηση της ΕΟΠ απασχολεί τους Οφθαλμιάτρους για πάνω από δυο αιώνες. Τα βήματα προόδου που γίνονται τα τελευταία χρόνια είναι ιδιαίτερα σημαντικά. Αναμφισβήτητα όμως η Goldmann τονομέτρηση συνεχίζει να αποτελεί το χρυσό κανόνα της τονομέτρησης διατηρώντας την πιο ευρεία αποδοχή από την οφθαλμολογική κοινότητα.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Per Hallberg, Anders Eklund et al. *Clinical Evaluation of Applanation Resonance Tonometry. A Comparison with Goldmann Applanation Tonometry.* J Glaucoma 2007;16:88-93.
2. Mar W et al. *More than 4 years' experience with electronic intraocular needle tonometry.* Ophthalmologe. 1999 Aug;96(8):498-502.
3. Schiøtz H. *Ein neues Tonometer.* Arch f Augenh 1905; LII: part iv.
4. Goldmann H. *Un nouveau tonomètre à aplation.*Bull Mem Soc Fr Ophthalmol.1954;67:474-478.
5. Imbert A. *Théorie des ophthalmotonomètres.*Arch Ophthalmol1885;5:358.
6. Fick RA. *Ein neues Ophthalmotonometer.*Verhandlungen derPhysikalisch-Medizinische Gesellschaft Zu Würzburg1888;22:151.
7. Goldmann, H. and T. H. Schmidt. *Weiterer Beitrag zurapplanationstonometrie.* Ophthalmologica 1961;141:441-456.
8. Ehlers, N., T. Bramsen, and S. Sperling. *Applanation tonometry and central corneal thickness.* Acta Ophthalmol.(Copenh) 1975;53:34-43.
9. Whitacre, M. M., R. A. Stein. et al. *The effect of corneal thickness on applanation tonometry.* Am. J. Ophthalmol. 1993;115:592-596.
10. Salz JJ, Azen SP, Berstein J, Caroline P, Villasenor RA, Schanzlin DJ. *Evaluation and comparison of sources of variability in the measurement of corneal thickness with ultrasonic and optical pachymeters.* Ophthalmic Surg. 1983;14:750-754.
11. Giasson C, Forthomme D. *Comparison of central corneal thickness measurements between optical and ultrasound pachometry.* Optom Vis Sci. 1992;69:236-241.
12. Gordon A, Boggess EA, Molinari JF. *Variability of ultrasonic pachometry.*Optom Vis Sci. 1990;67:162-165.
13. Doughty MJ, Zaman ML. *Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: a review and meta-analysis approach.* Surv Ophthalmol. 2000;44:367-408.
14. Christoph Kniestedt, Shan Lin et al. *Clinical Comparison of Contour and Applanation Tonometry and Their Relationship to Pachymetry.* Arch Ophthalmol. 2005;123:1532-1537.
15. Shah S, Chatterjee A, Mathai M, et al. *Relationship between corneal thickness and measured intraocular pressure in a general ophthalmology clinic.* Ophthalmology. 1999;106:2154-2160.
16. Ehlers N, Hansen FK. *Central corneal thickness in low-tension glaucoma.* ActaOphthalmol (Copenh). 1974;52:740-746.
17. Rosa N. et al. *Goldmann applanation tonometryafter myopic photorefractive keratectomy.* Acta Ophthalmol Scand. 1998;76:550-554.
18. Argus WA. *Ocular hypertension and central corneal thickness.* Ophthalmology 1995; 102:1810-1812.
19. Orssengo GJ, Pye DC. *Determination of the true intraocular pressure and modulus of elasticity of the human cornea in vivo.* Bull Math Biol. 1999;61:551-572.
20. Romppainen T, Kniestedt C, Bachmann LM, Sturme J. *Ocular pulse amplitude: a new biometrical parameter for the diagnose of glaucoma?* Ophthalmologe 2007 Mar;104(3):230-235.
21. Kaufmann C, Bachmann LM, Robert YC, Thiel MA. *Ocular pulse amplitude in healthy subjects as measured by dynamic contour tonometry.*Arch Ophthalmol. 2006 Aug;124(8):1104-8.
22. Punjani OS, Kniestedt C, Stamper MD, Lin SC. *Dynamic contour tonometry: principle and use.* Clin Experiment Ophthalmol. 2006 Dec;34(9):837-40.
23. Kanngiesser HE, Kniestedt C, Robert YC. *Dynamic Contour Tonometry. Presentation of a New Tonometer.* J Glaucoma 2005 Oct;14(5):344-50.
24. Schneider E, Grehn F. *Intraocular pressure measurement-comparison of dynamic contour tonometry and goldmann applanation tonometry.* J Glaucoma. 2006 Feb;15(1):2-6.
25. Siganos DS, Papastergiou GI, Moedas C. *Assessment of the Pascal dynamic contour tonometer in monitoring intraocular pressure in unoperated eyes after LASIK.* J Cataract Refract Surg 2004;30:746-751.
26. Ozbek Z. et al. *Dynamic Contour Tonometry. A new way to assess intraocular pressure in Ectatic Corneas.* Cornea 2006 Sep;25(8):890-4.
27. Kotecha A, White ET et al. *The relative effects of corneal thickness and age on Goldmann applanation tonometry and dynamic contour tonometry.* Br J Ophthalmol. 2005 Dec;89(12):1572-5.
28. Martinez de la Casa JM et al. *Effect of corneal thickness on dynamic contour, rebound, and goldmann tonometry.*Ophthalmology.2006 Dec;113(12):2156-62.
29. Kaufmann C et al. *Comparison of dynamic contour tonometry with goldmann applanation tonometry.* Invest Ophthalmol Vis Sci. 2004 Sep;45(9):3118-21.
30. Ku JY, et al. *Comparison of intraocular pressure measured by Pascal dynamic contour tonometry and Goldmann applanation tonometry.* Eye. 2006 Feb;20(2):191-8.
31. Doyle A, Lanchkar Y. *Comparison of dynamic contour tonometry with goldman applanation tonometry over a wide range of central corneal thickness.* J Glaucoma. 2005 Aug;14(4):288-92.
32. Kandarakis A, Pitsas C, Soumplis V, Chalikias J. *Effectiveness & comparison of dynamic contour tonometry (Pascal DCT) and Goldmann Applanation Tonometry (GAT) in Penetrating Keratoplasties (PKP).* Greek Glaucoma Society Meeting 2007.
33. Luce DA. *Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer.* J Cataract Refract Surg. 2005;31:156-162.
34. Martinez de la Casa JM et al. *Ocular response analyzer versus Goldmann applanation tonometry for intraocular pressure measurements.* Invest Ophthalmol Vis Sci. 2006 Oct;47(10):4410-4.
35. Fresco BB. *A new tonometer--the pressure phosphene tonometer:clinical comparison with Goldman tonometry.*Ophthalmology.1998 Nov;105(11):2123-2126.
36. Alvarez TL et al. *The Proview phosphene tonometer fails to measure ocular pressure accurately in clinical practice.* Ophthalmology. 2004 Jun;111(6):1077-85.

37. Li J et al. *Clinical comparison of the Proview eye pressure monitor with the Goldmann applanation tonometer and the Tonopen. Arch Ophthalmol.* 2004 Aug;122(8):1117-21.
38. Herse P et al. *The Proview Eye Pressure Monitor: influence of clinical factors on accuracy and agreement with the Goldmann tonometer. Ophthalmic Physiol Opt.* 2005 Sep;25(5):416-20.
39. Kontiola AI. *A new electromechanical method for measuring intraocular pressure. Doc Ophthalmol.* 1997;93:265-276.
40. Martinez de la Casa JM et al. *Reproducibility and Clinical Evaluation of Rebound Tonometry. Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2005;46:4578-4580.
41. Eklund A, Hallberg P, Lindeæ n C, et al. *Applanation resonance sensor for measuring intraocular pressure_a continuous force and area measurement method. Investig Ophthalmol Visual Sci.* 2003; 44:3017-3024.
42. Kanngiesser HE , Twa MD, Mahmoud AM, Roberts n CJ. *Contact lens based on Pascal technology serves for diurnal IOP monitoring. 6th IGS 2007.*
43. Schween O et al. *Ocular pulse amplitude in patients with open angle glaucoma, normal tension glaucoma, and ocular hypertension. Br J Ophthalmol.* 2002 Sep;86(9):981-4.