



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ



Σύγκριση μη-επεμβατικής ελαστομετρίας και
τονομέτρου Goldmann.

ΣΥΓΓΕΛΑΚΗ ΕΥΑ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΠΑΛΛΗΚΑΡΗΣ ΙΩΑΝΝΗΣ

ΑΚΑΔΗΜΑΪΚΟ ΕΤΟΣ 2010-2011



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ



**Σύγκριση μη-επεμβατικής ελαστομετρίας και
τονομέτρου Goldmann.**

Η παρούσα εργασία υπεβλήθη ως μέρος των υποχρεώσεων για την απονομή του μεταπτυχιακού διπλώματος ειδίκευσης του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος 'Οπτική & Όραση' και παρουσιάστηκε στην Τριμελή Επιτροπή αποτελούμενη από τους:

1. Παλλήκαρη Ιωάννη
2. Τσιλιμπάρη Μιλτιάδη
3. Γκίνη Χαρίλαο

Περίληψη.

Οφθαλμική ακαμψία ορίζεται ως η αντίσταση του οφθαλμού σε δύναμη, η οποία προσπαθεί να αλλάξει τον όγκο του. Ο υπολογισμός της οφθαλμικής ακαμψίας έχει μεγάλη σημασία. Έχει κατασκευαστεί συσκευή, η οποία υπολογίζει την οφθαλμική ακαμψία με παρεκτόπιση όγκου του υδατοειδούς υγρού από τον πρόσθιο θάλαμο. Η πίεση στον οφθαλμό υπολογίζεται με την ίδια συσκευή, με γνώση της δύναμης που ασκείται στον κερατοειδή και την επιφάνεια επιπέδωσής του. Βελτιώσεις για την έγκυρη λήψη μετρήσεων της οφθαλμικής πίεσης και της ακαμψίας έγιναν στη συσκευή. Τέλος, συγκρίθηκε η πίεση που υπολογίζει το ελαστόμετρο με τη μέτρηση που δίνει το τονόμετρο Goldmann, στην ίδια ομάδα ασθενών.

Abstract.

Ocular rigidity is defined as the resistance of the eye at a force which tries to change its volume. The ocular rigidity is a parameter with clinical value. A device has been constructed that calculates the ocular rigidity by the displacement of the volume of the aqueous fluid from the anterior chamber. The pressure of the eye is calculated using the same device, with knowledge of the force which is exerted at the cornea and its flattening surface. Improvements for valid measurements of ocular pressure and rigidity took place. Finally, measurements of intraocular pressure with the elastometer were compared with the measurement of the Goldmann tonometer at the same group of patients.

Περιεχόμενα.

Εισαγωγή.....	6
Γενικά Στοιχεία.....	6
Υδατοειδές Υγρό.....	7
Ενδοφθάλμια Πίεση.....	9
Οφθαλμική Υποτονία.....	10
Γλαύκωμα.....	10
Οξύ Γλαύκωμα Κλειστής Γωνίας.....	12
Χρόνιο Γλαύκωμα Κλειστής Γωνίας.....	13
Γλαύκωμα Ανοικτής Γωνίας.....	13
Δευτεροπαθές Γλαύκωμα.....	14
Γλαύκωμα Φυσιολογικής Πίεσης.....	15
Παιδικό Γλαύκωμα.....	15
Οφθαλμική Ακαμψία.....	16
Τονομετρία.....	17
Τονομετρία Εμβύθισης.....	19
<i>Schiötz</i>	19
Τονομετρία Επιπέδωσης.....	20
Goldmann.....	20
Τονόμετρο Perkins.....	22
Τονόμετρο MacKay-Marg.....	23
Τονόμετρο Αέρος.....	24
Τονόμετρο Tonopen.....	24
Τονόμετρο Pascal (Δυναμική Περιμετρική Τονομέτρηση).....	25
Τονόμετρο Proview Phosphene.....	27
Τονογραφία.....	28
Επεμβατική Συσκευή Μέτρησης Της Οφθαλμικής Ακαμψίας.....	28
Πειραματικό μέρος.....	30

Περιγραφή Κύριων Χαρακτηριστικών Του Ελαστομέτρου.	30
Τροποποιήσεις Στο Ελαστόμετρο.	33
Βαθμονόμηση Δύναμης.....	36
Αντιστοίχιση Επιφάνεια Επιπέδωσης Με Φωτεινότητα.....	39
Υπολογισμός Πίεσης.	46
Υπολογισμός Του Όγκου Παρεκτόπισης.....	47
Χρήση Προγράμματος LabView Για Τη Λήψη Των Μετρήσεων.	55
Αφαίρεση Θορύβου Από Τα Σήματα Που Λαμβάνει Το Ελαστόμετρο.....	57
Σύγκριση Ελαστομέτρου με το Τονόμετρο Goldmann	60
Διαδικασία Μετρήσεων.....	61
Έλεγχος του Αιματικού Κύκλου.	63
Παρουσίαση Μετρήσεων.....	63
Μέθοδος Σύγκρισης Συμφωνίας.	67
Συμπεράσματα	74
Μελλοντικές Έρευνες.....	75
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	79

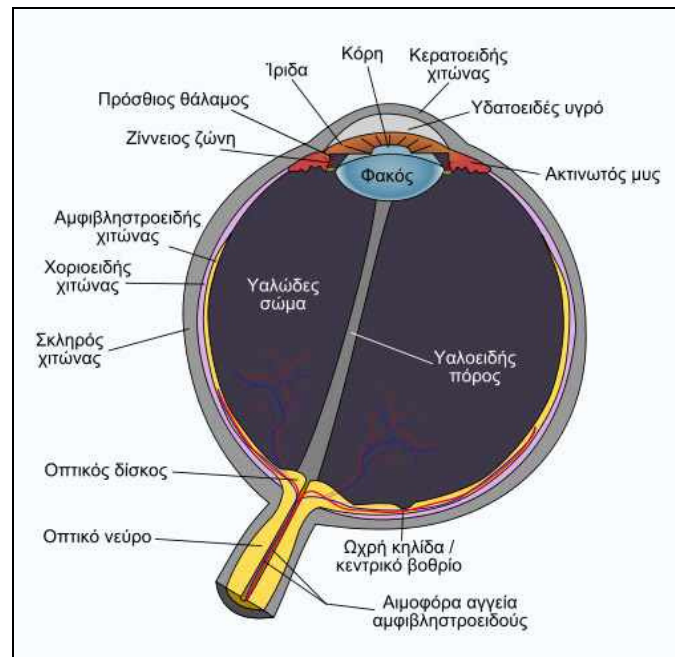
Εισαγωγή.

Το ελαστοόμετρο δίνει τη δυνατότητα μέτρησης της ενδοφθάλμιας πίεσης και της οφθαλμικής ακαμψίας σε μη επεμβατικές συνθήκες. Η οφθαλμική ακαμψία είναι ένα μέτρο της ελαστικότητας των τοιχωμάτων του οφθαλμού. Ο υπολογισμός της οφθαλμικής ακαμψίας έχει μεγάλη σημασία επειδή σχετίζεται με την παρουσίαση και την εξέλιξη πολλαπλών παθήσεων. Ακόμα η γνώση της μπορεί να συμβάλει στον υπολογισμό της ενδοφθάλμιας πίεσης με μεγάλη ακρίβεια. Η ελαστικότητα των τοιχωμάτων του οφθαλμού επηρεάζει την αιματική ροή σε αυτόν. Έχει αναπτυχθεί υπολογισμός με μεγάλη ακρίβεια της οφθαλμικής ακαμψίας με επεμβατική μέθοδο. Εισάγεται ορός στον πρόσθιο θάλαμο του οφθαλμού και καταγράφεται η αύξηση του όγκου και της πίεσης. Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η βελτίωση του μη επεμβατικού ελαστομέτρου. Γίνεται βαθμονόμηση του αισθητήρα δύναμης και φωτεινότητας και υπολογίζεται η ενδοφθάλμια πίεση και η οφθαλμική ακαμψία. Συγκρίνεται το ελαστοόμετρο με το τονόμετρο Goldmann σε 83 ασθενείς για συμφωνία στον υπολογισμό της πίεσης.

Γενικά Στοιχεία.

Ο οφθαλμός είναι το όργανο οράσεως. Αποτελείται εξωτερικά από το σκληρό χιτώνα και τον κερατοειδή. Ο σκληρός χιτώνας διατηρεί το σχήμα και το μέγεθος του οφθαλμού. Στο εσωτερικό υπάρχει ο χοριοειδής και ακολουθεί ο αμφιβληστροειδής χιτώνας, ο οποίος λαμβάνει τα οπτικά ερεθίσματα και τα στέλνει στον εγκέφαλο μέσω του οπτικού νεύρου. Ο αμφιβληστροειδής αιματώνεται από το χοριοειδή. Οι εσωτερικοί χιτώνες του οφθαλμού καλύπτουν μόνο το οπίσθιο τμήμα του οφθαλμού. (Nesterov et al, 1978). Στο πρόσθιο μέρος του βολβού βρίσκεται ο κερατοειδής, ο οποίος είναι η κύρια διαθλαστική επιφάνεια του οφθαλμού. Το εσωτερικό του οφθαλμού περιλαμβάνει την ίριδα, το ακτινωτό σώμα, το φακό και το υαλοειδές. Η ίριδα βρίσκεται πίσω από τον κερατοειδή και διαχωρίζει τον πρόσθιο από τον οπίσθιο θάλαμο του οφθαλμού. Είναι ένα διάφραγμα το οποίο επιτρέπει την είσοδο φωτός στον οφθαλμό. Το ακτινωτό σώμα βρίσκεται πίσω από την ίριδα, ίνες οι οποίες αναρτώνται σε αυτό επιτρέπουν την προσαρμογή του κρυσταλλοειδούς φακού. Ο φακός είναι το διαφανές σώμα το οποίο εστιάζει με ακρίβεια το είδωλο στον

αμφιβληστροειδή χιτώνα. Η κοιλότητα η οποία σχηματίζεται μεταξύ του φακού και του αμφιβληστροειδή είναι γεμάτη από το υαλοειδές, μία ζελατινώδης δομή.



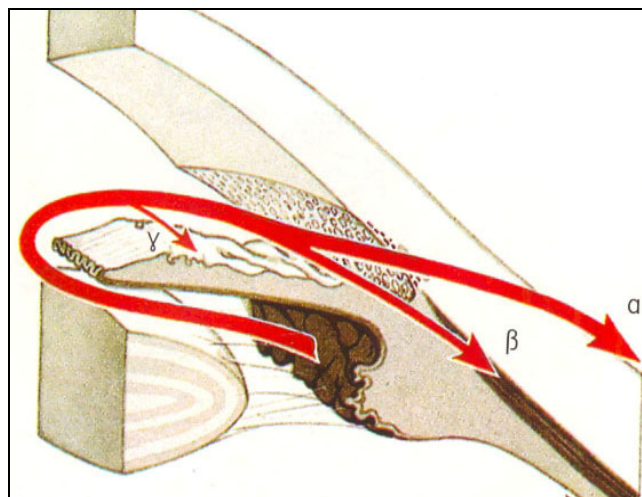
Εικόνα 1: Εγκάρσια διατομή του οφθαλμού. Παρουσιάζονται τα στοιχεία στον οφθαλμό.

Η κοιλότητα μεταξύ του φακού και της οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς είναι ο πρόσθιος θάλαμος του οφθαλμού. Η κοιλότητα μεταξύ της οπίσθιας επιφάνειας της ίριδας και του υαλοειδούς είναι ο οπίσθιος θάλαμος. (Berson). Η γωνία του πρόσθιου θαλάμου βρίσκεται μεταξύ κερατοειδούς, σκληρού και ίριδας και εκτίνεται περιμετρικά της ίριδας. (Τσάγκος, 2002).

Υδατοειδές Υγρό.

Το υδατοειδές υγρό παράγεται με υπερδιήθηση και ενεργητική έκκριση από τις ακτινοειδείς προβολές του ακτινωτού σώματος. Έχει δύο πολύ σημαντικές λειτουργίες. Διατηρεί την ενδοφθάλμια πίεση σταθερή και τρέφει τον φακό και μερικώς άλλα μέρη του οφθαλμού. Στη συνέχεια κυκλοφορεί από τον οπίσθιο θάλαμο στον πρόσθιο και αποχετεύεται από τη γωνία του πρόσθιου θαλάμου, ενώ μικρό μέρος αυτού απάγεται από τις ραγοειδοσκληρικές οδούς (Ψύλλας, 1994). Μέσω της ραγοειδοσκληρικής οδού, το υδατοειδές υγρό καταλήγει στο σωλήνα του Schlemm

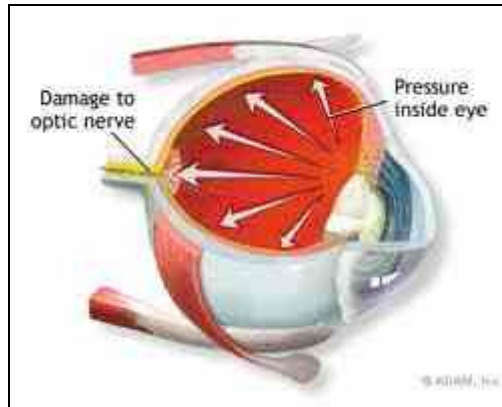
και αποχετεύεται στην κυκλοφορία του αίματος. (Kanski, 1999). Ο σωλήνας του Schlemm αποτελεί το κυκλικό φλεβικό αγγείο. Το εσωτερικό τμήμα του καλύπτεται από ενδοθηλιακά κύτταρα και το εξωτερικό από επίπεδα κύτταρα. Τα αθροιστικά σωληνάκια εκφύονται στο εξωτερικό τοίχωμα του σωλήνα του Schlemm και συνδέονται είτε με το φλεβικό δίκτυο είτε μέσω των υδάτινων φλεβών. Ο σκληροκερατοειδικός ηθμός αποτελείται από πετάλια τα οποία είναι διάτρητα, αυτά συνδέονται και διακλαδίζονται με πετάλια στο ίδιο επίπεδο αλλά και με όσα βρίσκονται στο βάθος. Συνεπώς ο σκληροκερατοειδικός ηθμός αποτελείται από δίκτυο κυκλικό τριών διαστάσεων αποτελούμενο από πόρους. (Antar and Srivastava, 2006). Η παραγωγή και η αποχέτευση του υδατοειδούς υγρού όταν βρίσκονται σε ισορροπία έχουν απόρροια τη διατήρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης σε φυσιολογικό επίπεδο. (Ψύλλας, 1994). Το υδατοειδές υγρό γεμίζει τον πρόσθιο και τον οπίσθιο θάλαμο του οφθαλμού, δεν υπάρχει δυνατότητα συμπίεσής του συνεπώς είναι αυτό που διατηρεί το σχήμα του βολβού. Το σταθερό σχήμα του βολβού έχει μεγάλη σημασία για την όραση. Η μη διατήρησή του οδηγεί σε διαρκείς αλλαγές του σχήματος του βολβού λόγω έλξεων από τους μύες που κινούν τον οφθαλμό. Το φαινόμενο αυτό θα οδηγούσε σε διαστρεβλωμένα είδωλα. Αν το υδατοειδές βρίσκεται σε μεγαλύτερη ποσότητα στον οφθαλμό, σύμφωνα με τον κενό χώρο, θα ασκεί πίεση στα στοιχεία στο εσωτερικό του οφθαλμού αλλά και στο εξωτερικό περίβλημά του. (Stuckey, 2004).



Εικόνα 2: Φυσιολογική αποχέτευση υδατοειδούς υγρού. (α) Ηθμοειδική οδός, (β) Ραγοειδοσκληρική οδός, (γ) Οδός μέσω της ίριδας.

Ενδοφθάλμια Πίεση.

Η ενδοφθάλμια πίεση εξαρτάται από το ρυθμό παραγωγής της και το ρυθμό αποχέτευσης του υδατοειδούς υγρού. Οι φυσιολογικές τιμές της ενδοφθάλμιας πίεσης κυμαίνονται μεταξύ 10mmHg και 21mmHg. (Spalton et al,). Πίεση μεγαλύτερη από το ανώτερο όριο θεωρείται ύποπτη για παρουσία γλαυκώματος αλλά όχι απαραίτητα παθολογική. Συμπτώματα γλαυκώματος μπορούν να παρουσιαστούν και σε άτομα με χαμηλή ενδοφθάλμια πίεση. (Kanski, 1999) Η πίεση στον οφθαλμό έχει διακυμάνσεις ακόμα και κατά τη διάρκεια της μέτρησης, επηρεάζεται από τις αλλαγές στον όγκο λόγω εισροής και εκροής αίματος, από το αρτηριακό σύστημα και από την παραγωγή και αποχέτευση του υδατοειδούς υγρού. (Nesterov et al, 1978). Υπάρχει διακύμανση της ενδοφθάλμιας πίεσης κατά τη διάρκεια της μέρας. Συνήθως τις πρωινές ώρες είναι αυξημένη συγκριτικά με το απόγευμα και το βράδυ. (Kanski, 1999) Ο μέσος όρος της διακύμανσης είναι 5mmHg ενώ για ασθενείς με αυξημένη πίεση η ημερήσια διακύμανση είναι ακόμα μεγαλύτερη. (Santos et al, 2010), (Kanski, 1999). Η ενδοφθάλμια πίεση αλλάζει με την αλλαγή στη θέση του σώματος ή με τη θέση του κεφαλιού. Έρευνες έχουν δείξει ότι στην οριζόντια θέση σώματος η πίεση είναι αυξημένη κατά 0,3 έως 0,6mmHg συγκριτικά με την όρθια ή την καθιστή. Η αύξηση στην πίεση είναι μεγαλύτερη σε ασθενείς με γλαύκωμα. (Douglas and Grand, 1973), (Colton and Ederer, 1980). Η ηλικιακή κατηγορία και η φυλή στην οποία ανήκει ένας ασθενής επηρεάζει την πίεση στον οφθαλμό. Η μέση ενδοφθάλμια πίεση αυξάνεται με την ηλικία σε όλο σχεδόν το πληθυσμό της γης. Στην μαύρη φυλή έχει παρατηρηθεί μεγαλύτερη αύξηση της πίεσης ανάλογα την ηλικία συγκριτικά με τη λευκή φυλή. Ενώ εξαίρεση αποτελούν οι Ιάπωνες, όπου με την πάροδο την ηλικίας η πίεση μειώνεται. Διαφορά στην ενδοφθάλμια πίεση παρατηρείται και στα δύο φύλα. Οι γυναίκες κατά μέσο όρο φαίνεται να έχουν αρκετά αυξημένη πίεση σε σύγκριση με τους άνδρες ίδιας ηλικίας. (Colton and Ederer, 1980). Η πίεση του οφθαλμού επηρεάζεται ακόμα από τη συστηματική πίεση. Έχει αποδειχτεί ότι άτομα με αυξημένη πίεση αίματος έχουν και αυξημένη ενδοφθάλμια πίεση. (Esgin et al,). Μετά από διαθλαστική επέμβαση μυωπίας και υπερμετροπίας έχει βρεθεί ότι η ενδοφθάλμια πίεση μειώνεται σημαντικά. (Karim et al, 2002). Τέλος πειραματικές μελέτες απέδειξαν ότι μια αλλαγή στην πίεση στο ένα μάτι ακολουθεί μια μικρότερη αλλά σημαντική αλλαγή της πίεσης και στο άλλο μάτι. (Nesterov et al, 1978).



Εικόνα:3. Αυξημένη ενδοφθάλμια πίεση. Ασκεί πίεση στα τοιχώματα του οφθαλμού.

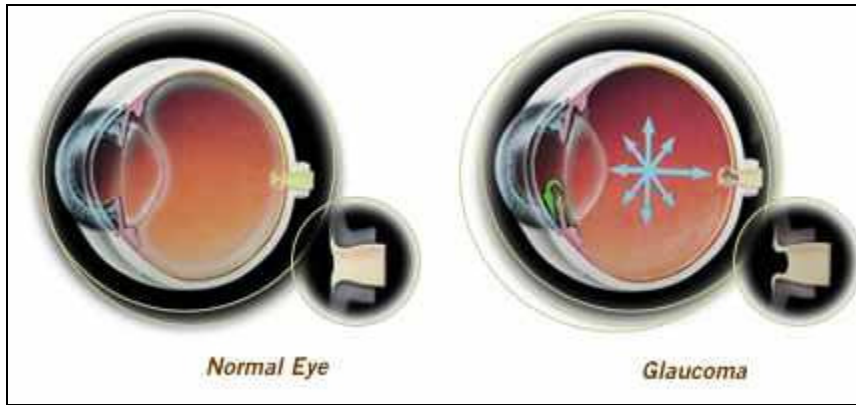
Οφθαλμική Υποτονία.

Οφθαλμός με πίεση χαμηλότερη από 7-8mmHg είναι υποτονικός. Η υποτονία είναι αποτέλεσμα πάθησης του οργανισμού ή του οφθαλμού. (Nesterov et al, 1978).

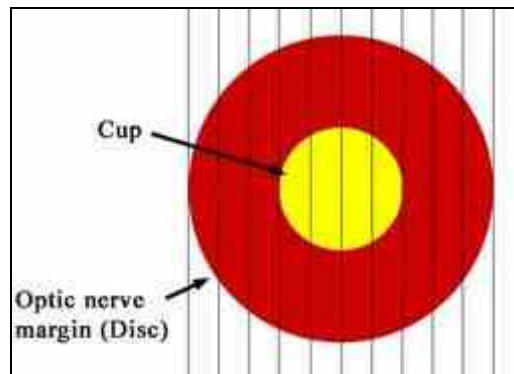
Συνήθως συμβαίνει λόγω αυξημένης αποχέτευσης του υδατοειδές υγρού ή μειωμένης παραγωγής του. Οι εξωτερικοί μύες του ασκούν πίεση και έτσι το μάτι χάνει το σφαιρικό του σχήμα. Ο οφθαλμός ατροφεί. (Dreyer, 1983).

Γλαύκωμα.

Τα γλαυκώματα είναι μια ομάδα παθήσεων η οποία επηρεάζει το οπτικό νεύρο και οδηγεί σε προβλήματα της οπτικής λειτουργίας(Nesterov et al, 1978). Το γλαύκωμα επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες. Ο πιο σημαντικός παράγοντας κινδύνου για την ανάπτυξή του είναι η αυξημένη ενδοφθάλμια πίεση. (Santos et al, 2010). Έχουν παρατηρηθεί όμως άτομα με αρκετά αυξημένη πίεση στον οφθαλμό, για μεγάλο χρονικά διάστημα, τα οποία δεν παρουσιάζουν βλάβες στο οπτικό νεύρου, κατά συνέπεια ούτε και απώλεια στην όραση. Η νόσος εμφανίζεται με βλάβη στην περιοχή του οπτικού νεύρου με αποτέλεσμα να επηρεάζει το οπτικό πεδίο. Η αύξηση της πίεσης στον οφθαλμό αυξάνει και την πιθανότητα τέτοιας αλλοίωσης. Η πάθηση εξελίσσεται με κοίλωση και ατροφία του οπτικού νεύρου.

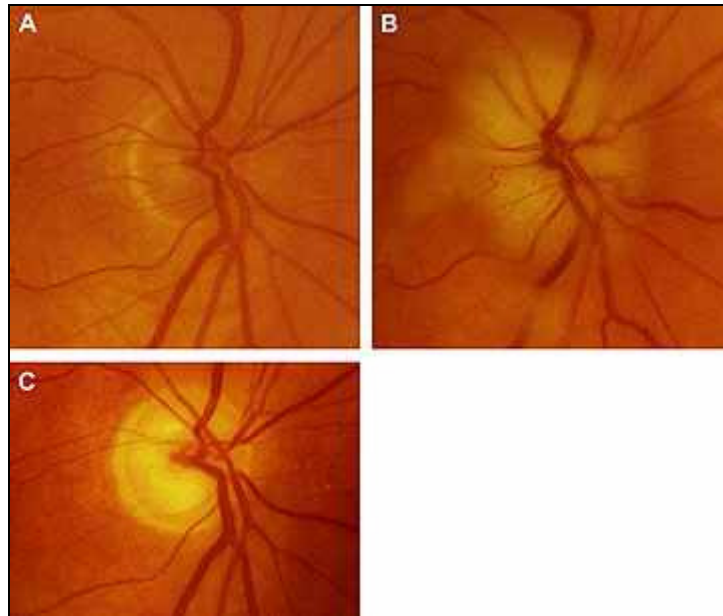


Εικόνα:4. Αριστερά παρουσιάζεται ένα υγιές μάτι. Δεξιά οφθαλμός γλαυκωματικός. Παρατηρείται η χαρακτηριστική κοίλανση του οπτικού νεύρου.



Εικόνα:5. Παρουσιάζεται η μορφή της κοίλανσης στο οπτικό νεύρο ενώ παρατηρούμε το βυθό. Το οπτικό νεύρο αναπαρίσταται με κόκκινο ενώ η κοίλανση με κίτρινο χρώμα.

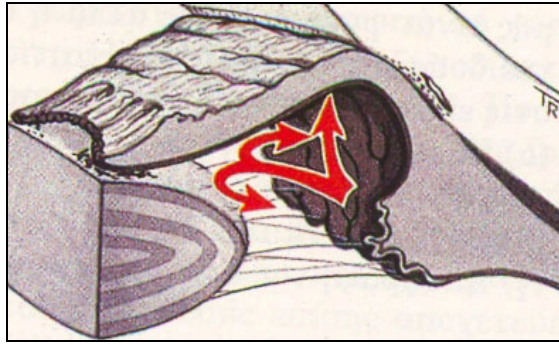
Η ατροφία του οπτικού νεύρου με κοίλανση σχετίζεται με μακροχρόνια ισχαιμία. Η αυξημένη ενδοφθάλμια πίεση προκαλεί αλλοίωση των φλεβών που αιματώνουν το οπτικό νεύρο. (Morrison et al, 2005) Η έγκαιρη διάγνωση του γλαυκώματος σε έναν ασθενή είναι πολύ βασική για την επιβράδυνση της εξέλιξης της νόσου και την καλύτερη ποιότητα όρασης. Το γλαύκωμα χωρίζεται σε διαφορετικού τύπου κατηγορίες επειδή δημιουργείται από διαφορετικούς παράγοντες. (Nesterov et al, 1978).



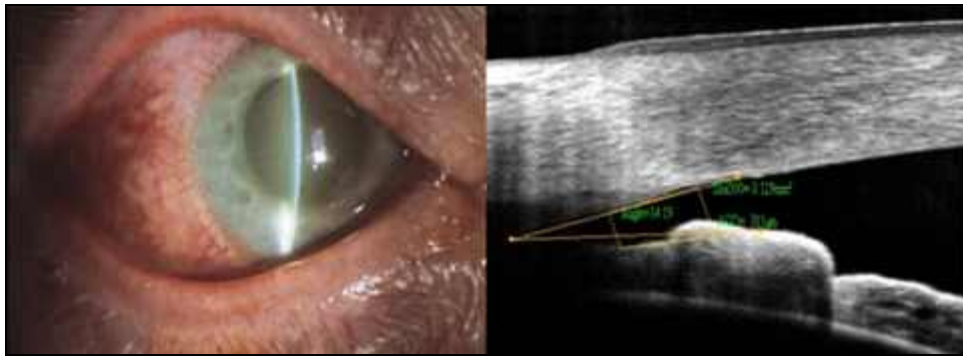
Εικόνα:6. Φωτογραφίες βυθού δεξιού οφθαλμού στον ίδιο ασθενή.(a) Εικόνα που λήφθηκε πριν αναπτύξει ο ασθενής γλαύκωμα. (b)Εικόνα στο αρχικό στάδιο της πάθησης. (c) Φωτογραφία 4 μήνες αργότερα. Η κοίλανση στο οπτικό νεύρο είναι εμφανής.

Οξύ Γλαύκωμα Κλειστής Γωνίας.

Το γλαύκωμα κλειστής γωνίας οφείλεται στη στενή κατασκευαστικά γωνία του προσθίου θαλάμου. Το υδατοειδές υγρό δεν αποχετεύεται λόγω του αποκλεισμού της γωνίας από την ίριδα. Συνήθως σχετίζεται και με αβαθή πρόσθιο θάλαμο. Ο αποκλεισμός της γωνίας προκαλείται συχνά από τη δυσκολία του υδατοειδούς υγρού να μεταφερθεί από τον οπίσθιο στον πρόσθιο θάλαμο, με αποτέλεσμα την αύξηση της πίεσης στον οπίσθιο θάλαμο ο οποίος ασκεί δύναμη στην ίριδα. Η ρίζα της ίριδας μετατοπίζεται προς τα μπρος και αποφράσει τη γωνία του προσθίου θαλάμου. (Leydhecker, 1990). Το οξύ γλαύκωμα εντοπίζεται λόγω των έντονων συμπτωμάτων. Προκαλεί δυνατούς πόνους και ραγδαία απώλεια στην όραση. Η θεραπεία του συνιστά χειρουργική επέμβαση άμεσα (Vaughan and Asbury, 1977).



Εικόνα:7. Κορικός αποκλεισμός.



Εικόνα:8. Οφθαλμός με οξύ γλαύκωμα. Δεξιά παρατηρείται ο κορικός αποκλεισμός.

Χρόνιο Γλαύκωμα Κλειστής Γωνίας.

Το χρόνια γλαύκωμα κλειστής γωνίας προκαλείται από τις ίδιες αιτίες με το οξύ. Η διαφορά είναι ότι η γωνία αποχέτευσης αποφράζεται από την ίριδα σταδιακά. Η πίεση αυξάνεται ανάλογα με τη δυσκολία αποχέτευσης. Τα συμπτώματα στη μορφή αυτή του γλαυκώματος είναι ελάχιστα ή ανύπαρκτα. Πιθανόν ελαφρύς πόνος στο μάτι, θάμβος στην όραση ή άλγος γύρω από το φως. (Vaughan and Asbury, 1977). Στο χρόνια γλαύκωμα η βλάβη στο οπτικό νεύρο εξελίσσεται αρκετά αργά. (Morrison et al, 2005).

Γλαύκωμα Ανοικτής Γωνίας.

Το γλαύκωμα ανοικτής γωνίας εξελίσσεται σταδιακά λόγω αυξημένης πίεσης και συνήθως δεν υπάρχουν συμπτώματα μέχρι να παρουσιαστεί βλάβη στην οπτική λειτουργία. Η αυξημένη πίεση οφείλεται στη μείωση της αποχέτευσης του υδατοειδούς υγρού λόγω εκφυλισμού στο κανάλι του Schlemm. (Vaughan and

Asbury, 1977). Ακόμα και στο αρχικό στάδιο του γλαυκώματος έχουν βρεθεί ιστολογικές αλλαγές. Μελέτες που έγιναν απέδειξαν ότι το κανάλι του Schlemm είναι δέκα φορές πιο στενό από ότι στους υγιείς. (Nesterov et al, 1978). Πιο σπάνια περίπτωση της αύξησης της πίεσης προκαλείται από αυξημένη παραγωγή του υδατοειδούς. Είναι πολύ σημαντικό η διάγνωση να γίνει στα αρχικά στάδια της νόσου, πριν γίνει ζημιά στο οπτικό νεύρο. Η έγκαιρη θεραπεία προλαμβάνει ή καθυστερεί την απώλεια στην όραση. Η μέτρηση της πίεσης σε κάθε ασθενή άνω των 20 ετών είναι ο καλύτερος τρόπος για την ανίχνευση του γλαυκώματος. Σε αυξημένες τιμές πίεσης συνιστάται τεστ τονογραφίας και ημερήσια καμπύλη πίεσης. (Vaughan and Asbury, 1977). Με τη βοήθεια της περιμετρίας μπορεί να ανιχνευθεί πιθανή απώλεια στο οπτικό πεδίο. Το γλαύκωμα ανοικτής γωνίας δεν έχει καθόλου συμπτώματα στο αρχικό του στάδιο. Ένδειξη της νόσου είναι πιθανές αλλαγές στο οπτικό νεύρο. Συνήθως η φαρμακευτική αγωγή είναι αρκετή και δεν απαιτείται χειρουργική αντιμετώπιση στη συγκεκριμένη μορφή της πάθησης. (Leydhecker, 1990). Σε περίπτωση που η πίεση παραμείνει αυξημένη το οπτικό νεύρο εκφυλίζεται και παρατηρείται η χαρακτηριστική κοίλανση. Η κοίλανση στο οπτικό νεύρο, με την εξέλιξη της νόσου γίνεται πιο βαθιά και πιο πλατιά ενώ ο οπτικός δίσκος ατροφεί. Τα γαγγλιακή κύτταρα και οι νευρικές ίνες του αμφιβληστροειδούς καταστρέφονται. Η ίριδα και το ακτινωτό σώμα ατροφεί. Ακόμα παρατηρείται λέπτυνση στο επιθήλιο του κερατοειδούς. Τέλος ο φακός γίνεται πιο σκληρός. Κάποιες φορές η απώλεια στην όραση συνεχίζει να αυξάνεται παρόλο που έχει σταθεροποιηθεί η πίεση σε φυσιολογικό επίπεδο με χρήση αγωγής. (Vaughan and Asbury, 1977).

Το κεντρικό πάχος του κερατοειδή, έρευνες έδειξαν ότι είναι ένας δείκτης πρόβλεψης για την ανάπτυξη γλαυκώματος ανοικτής γωνίας. Άτομα με λεπτό κεντρικό πάχος κερατοειδή αντιμετωπίζουν μεγαλύτερη πιθανότητα να αναπτύξουν γλαύκωμα του συγκεκριμένου τύπου. (Herndon et al, 2004), (Karim et al, 2002). Ακόμα μελέτες έδειξαν ότι ασθενής με λεπτό κερατοειδή τείνουν να έχουν πιο σοβαρές γλαυκωματικές βλάβες. (Jonas et al, 2005)

Δευτεροπαθές Γλαύκωμα.

Στο δευτεροπαθές γλαύκωμα η αύξηση της ενδοφθάλμιας πίεσης είναι αποτέλεσμα κάποιας άλλης νόσου. Πιθανότατα όμως ο οργανισμός έχει μια προδιάθεση για την

ανάπτυξή του. (Nesterov et al, 1978). Πολλές ενδοφθάλμιες βλάβες μπορούν να οδηγήσουν σε αύξηση της πίεσης. Η ύπαρξη τραυματισμού είναι δυνατόν να οδηγήσει σε ουλές στις οδούς αποχέτευσης με αποτέλεσμα δυσκολία στην εκροή του υδατοειδούς. Μία κάκωση στην περιοχή του σκληρού είναι δυνατόν να καταλήξει σε αιμορραγία της ίριδας ή στο ακτινωτό σώμα, με αποτέλεσμα την ξαφνική αύξηση της πίεσης. Το αίμα αποφράζει την οδό αποχέτευσης. Η φαρμακευτική αγωγή δεν είναι αρκετή για την μείωση της πίεσης στην περίπτωση αυτή. Μια φλεγμονή στην ίριδα ή ακόμα ίριδα με νεοαγγείωση οδηγεί σε μερική ή ολική απόφραξη της γωνίας του προσθίου θαλάμου. Κάποιο οίδημα στον κρυσταλλοειδή φακό σπρώχνει την ίριδα προς τη γωνία του προσθίου θαλάμου και δεν επιτρέπει την εκροή του υδατοειδούς υγρού. (Vaughan and Asbury, 1977). Η πίεση στον οφθαλμό μπορεί, ακόμα, να αυξηθεί από όγκους οι οποίοι μειώνουν τον διαθέσιμο χώρο που κινείται το υδατοειδές υγρό ή αποφράζουν τις οδούς αποχέτευσης. Το δευτεροπαθές γλαύκωμα για να θεραπευθεί συνιστάται να αντιμετωπιστεί η κύρια αιτία η οποία το έχει προκαλέσει. (Leydhecker, 1990).

Γλαύκωμα Φυσιολογικής Πίεσης.

Στο γλαύκωμα φυσιολογικής πίεσης ο ασθενής έχει πίεση εντός των φυσιολογικών ορίων ενώ στο βυθό του υπάρχει κοίλανση του οπτικού νεύρου και απώλεια στο οπτικό πεδίο. (Vaughan and Asbury, 1977). Η πιθανές αιτίες για την ατροφία της οπτικής θηλής είναι η αυξημένη ευαισθησία του οπτικού νεύρου στην ενδοφθάλμια πίεση για το συγκεκριμένο ασθενή συγκριτικά με το γενικό πληθυσμό. Ακόμα είναι δυνατόν να σχετίζεται με τη χαμηλή αρτηριακή πίεση ή με άλλη νόσο στα αγγεία. (Τσάγκος, 2002). Μελέτη έδειξε ότι οι ασθενείς που πάσχουν από γλαύκωμα φυσιολογικής πίεσης τείνουν να έχουν λεπτότερο κερατοειδή από το μέσο όρο του πληθυσμού. (Shah et al, 1999).

Παιδικό Γλαύκωμα.

Το παιδικό γλαύκωμα αναπτύσσεται με φλεγμονή στον οφθαλμό πριν από τη γέννησή του. Η μη σωστή διάπλαση της γωνίας του προσθίου θαλάμου οδηγεί σε πρόβλημα στην αποχέτευση του υδατοειδούς. Τα μάτια δακρύζουν και παρουσιάζεται

φωτοφοβία. Η πίεση αυξάνεται, θολώνει ο κερατοειδής και το μάτι μεγεθύνεται. Η πάθηση αυτή οδηγεί σύντομα σε τύφλωση (υδροφθαλμία). Η πίεση θα πρέπει να μετρηθεί υπό νάρκωση και αφού γίνει διάγνωση της υδροφθαλμίας να προγραμματιστεί επέμβαση άμεσα για τη διάνοιξη της γωνίας του πρόσθιου θαλάμου. (Leydhecker, 1990).

Οφθαλμική Ακαμψία.

Οφθαλμική ακαμψία ονομάζεται η αντίσταση που έχει το μάτι σε μία δύναμη η οποία του ασκείται. (Silner and Geyer, 2000). Ο συντελεστής της οφθαλμικής ακαμψίας είναι ένα μέτρο ελαστικότητας των τοιχωμάτων του οφθαλμού. Επηρεάζεται από την ενδοφθάλμια πίεση και από τη μεταβολή του όγκου στο εσωτερικό του οφθαλμού. Κατά τη διάρκεια μέτρησης της ενδοφθάλμιας πίεσης πάντοτε συμβαίνει αλλαγή στο σχήμα του οφθαλμού και μετατόπιση στον όγκο του υδατοειδούς υγρού. Συνεπώς η ενδοφθάλμια πίεση παρουσιάζεται μεγαλύτερη από ότι είναι στην πραγματικότητα. Η οφθαλμική ακαμψία καθορίζει τη σχέση μεταξύ της αύξησης της πίεσης και της μετατόπισης του όγκου του υγρού και μπορεί να προσδιορίσει τη σωστή πίεση στον οφθαλμό. (Nesterov et al, 1978). Η οφθαλμική ακαμψία επηρεάζεται ακόμα από το πάχος του κερατοειδή. Μελέτες έδειξαν ότι μεγαλώνει η ακαμψία καθώς αυξάνεται το πάχος κερατοειδή. (Domke et al, 2006).

Η οφθαλμική ακαμψία αυξάνεται καθώς μεγαλώνει η τιμή πίεσης. Έρευνες έδειξαν ότι η οφθαλμική ακαμψία επηρεάζεται από την ηλικία του εξεταζόμενου και το αξονικό μήκος. Η οφθαλμική ακαμψία σχετίζεται με διαφορές οφθαλμικές παθήσεις και με τις διαθλαστικές επεμβάσεις. Καθώς η ηλικία αυξάνεται το μάτι χάνει την ελαστικότητά του. Σκληρός χιτώνας με μικρή ελαστικότητα οδηγεί σε αυξημένη αντίσταση κατά την εκροή του αίματος από τον οπίσθιο πόλο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη μειωμένη χοριοειδική φλεβική κυκλοφορία του αίματος επηρεάζοντας τη μεμβράνη του Bruch, τα χοριοτριχοειδή αγγεία και τη χρωστική της ωχράς κηλίδας. Η διαδικασία γήρανσης του οφθαλμού που μόλις περιγράφηκε ευθύνεται για την ανάπτυξη της ηλικιακής εκφύλισης της ωχράς κηλίδας. (Pallikaris et al, 2005). Συμπερασματικά η οφθαλμική ακαμψία έχει βρεθεί ότι είναι ένας παράγοντας κινδύνου για την ανάπτυξη της ηλικιακής εκφύλισης της ωχράς. Ακόμα είναι δυνατόν να σχετίζεται με ποικίλες άλλες παθήσεις. Το χρόνια γλαύκωμα είναι ένα παράδειγμα πάθησης η οποία σχετίζεται με τη διαδικασία γήρανσης του οφθαλμού. (Pallikaris et

al, 2006). Έρευνα έδειξε ότι σε οφθαλμό με μικρό αξονικό μήκος είναι αυξημένη η οφθαλμική ακαμψία συγκριτικά με ασθενείς με μεγάλο αξονικό μήκος. Το γεγονός όμως αυτό δεν δίνει στατιστικά σημαντική διαφορά. Τέλος αλλαγές στη μορφολογία και στο σχήμα του σκληρού χιτώνα οδηγούν σε μεγάλη διαφορά για την οφθαλμική ελαστικότητα. Η οφθαλμική ακαμψία έχει μεγάλη κλινική σημασία εξαιτίας των πολλών παθήσεων με τις οποίες σχετίζεται. Για το λόγο αυτό γίνονται διαρκώς νέες προσπάθειες για την κατασκευή μηχανημάτων για το σωστό υπολογισμό της. (Pallikaris et al, 2005)

Για τον υπολογισμό της οφθαλμικής ακαμψίας χρησιμοποιείται η εξίσωση του Friedenwald. Η εξίσωση αυτή βρέθηκε από τη σχέση της πίεσης με τον όγκο. Συμβολίζουμε τον όγκο με V και την πίεση με P και η αύξησή τους με dV και dP αντίστοιχα έχουμε $\frac{dP}{P} = K \frac{dV}{V}$. Επειδή η μεταβολή στον όγκο είναι μικρή μπορούμε να θεωρήσουμε τον όγκο σταθερό και αντικαθιστούμε τη σταθερά $E = \frac{K}{V}$. Με κάποιους μετασχηματισμούς καταλήγουμε στην εξίσωση.

$$\log P_t = \log P_0 + EV_c .$$

Όπου V_c είναι η μετατόπιση του υγρού από το τονόμετρο κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Η σταθερά E εξαρτάται από το πόσο ελαστικό είναι το εξωτερικό περίβλημα του οφθαλμού και τον ολικό όγκο του οφθαλμού. Δεν εξαρτάται η σταθερά E από την ενδοφθάλμια πίεση. Για τον υπολογισμό της σταθεράς έχει προταθεί η χρήση δύο τονομέτρων στον ίδιο οφθαλμό. (Nesterov et al, 1978). Η εξίσωση αυτή δημιουργήθηκε από μάτια τα οποία έχουν αφαιρεθεί από τον κόγχο. Σε μεταγενέστερες έρευνες βρέθηκαν εξισώσεις οι οποίες είναι πιο ακριβής αλλά είναι αρκετά πιο πολύπλοκες για την καθημερινή κλινική εξέταση. (Pallikaris et al, 2005).

Τονομετρία.

Η σωστή μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης είναι βασική για τη διάγνωση και την αντιμετώπιση του γλαυκώματος. Για τη μέτρηση της πίεσης στον οφθαλμό χρησιμοποιούμε τα τονόμετρα. Το μάτι μπορεί να παραλληλιστεί με μια σφαίρα που περιέχει υγρό υπό πίεση. Σύμφωνα με το νόμο Imbert-Fick αν θεωρήσουμε το

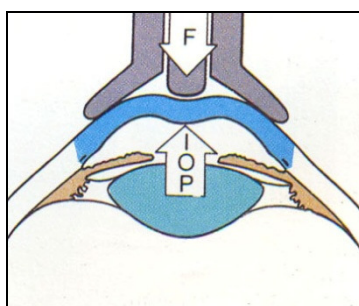
περίβλημα αρκετά λεπτό και ασκήσουμε δύναμη στη σφαίρα τότε η σφαίρα δρα προς την αντίθετη κατεύθυνση, με δύναμη αντίστοιχη της εσωτερικής της πίεσης. Οι περισσότεροι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της πίεσης είναι σύμφωνα με το νόμου του Imbert-Fick. Για να μετρηθεί η πίεση στον οφθαλμό με ακρίβεια, σύμφωνα με τον παραπάνω νόμο θα θεωρήσουμε τον κερατοειδή εντελώς ελαστικό με αποτέλεσμα να μην αντιδρά στη δύναμη που ασκείται. (Sidebottom, 2006). Η αλλαγή στον όγκο του οφθαλμού λόγω της επιπέδωσης είτε της εμβύθισης να είναι αμελητέα. Η επίδραση του δακρυϊκού στρώματος να είναι μηδαμινή και τέλος ο σκληρός, ο κερατοειδής χιτώνας και το σκληροκερατοειδικό όριο να είναι ομογενές. Παρόλο που υποθέσεις που κάναμε δεν είναι πραγματικές ο νόμος μπορεί να χρησιμοποιηθεί επειδή οι επιδράσεις που έχουν οι παραπάνω παράγοντες αναιρούν η μια την άλλη. (Karim et al, 2002). Η πίεση δίνεται από την δύναμη επιπέδωσης διαιρεμένη με την επιφάνεια επιπέδωσης. (Sidebottom, 2006). Το τονόμετρο Goldman έχει κατασκευαστεί με τέτοιο τρόπο ώστε οι προϋποθέσεις που αναφέρθηκαν μπορούν να αγνοηθούν για κανονικού πάχους κερατοειδή. Η επιφανειακή τάση από το δακρυϊκό στρώμα αντισταθμίζεται από την οφθαλμική ακαμψία. (Karim et al, 2002) (Sidebottom, 2006).

Ο σωστός υπολογισμός της ενδοφθάλμιας πίεσης έχει μεγάλη σημασία για την ανίχνευση και την παρακολούθηση του γλαυκώματος. Ο ακριβής υπολογισμός της πίεσης επηρεάζεται από την καμπυλότητα, τον αστιγματισμό και το πάχος του κερατοειδή. (Von Eicken et al, 2006) Το τονόμετρο μετράει μειωμένη πίεση για κερατοειδή με μεγάλη καμπυλότητα από ότι σε επίπεδο. Η διαφορά αυτή δεν έχει κλινική σημασία συγκρίνοντάς τη με άλλες πηγές σφάλματος στη μέτρηση. Οφθαλμός με μεγάλο αστιγματισμό προκαλεί με το τονόμετρο επιπέδωση ελλειπτική και όχι κυκλική και υπολογίζει την πίεσή του μειωμένη. Η ενδοφθάλμια πίεση είναι αυξημένη για παχύ κερατοειδή και μειωμένη για λεπτό. Η μέτρηση της πίεσης διαφέρει σε μη φυσιολογικό κερατοειδή. Μια ουλή στον κερατοειδή είναι δυνατόν να επηρεάσει τη μέτρηση. Σε κερατοειδή με οίδημα η επιπέδωση συμβαίνει ευκολότερα συνεπώς η ενδοφθάλμια πίεση υπολογίζεται μειωμένη. Τα σφάλματα στη μέτρηση για κερατοειδή με οίδημα είναι μεγαλύτερα από 10mmHg συνεπώς δε μπορεί να ληφθεί μέτρηση. Οφθαλμός με κερατόκωνο παρουσιάζει μειωμένη πίεση στην κορυφή του κώνου συγκριτικά με την υπόλοιπη περιοχή. Την ίδια μείωση ακολουθεί και η οφθαλμική ακαμψία. Σε οφθαλμό με επίπεδο πρόσθιο θάλαμο, όπου ο φακός

και ο κερατοειδής είναι δυνατόν να έρθουν σε επαφή, η μέτρηση δεν είναι έγκυρη. (Karim et al, 2002).

Τονομετρία Εμβύθισης

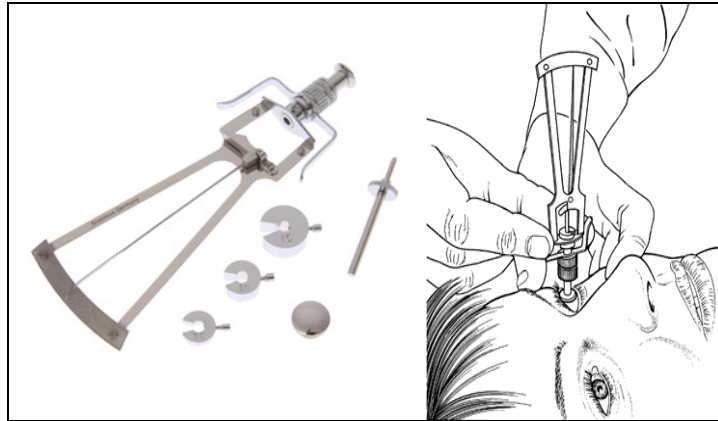
Τα τονόμετρα εμβύθισης αποτελούνται από έμβολο το οποίο προκαλεί αλλαγή στο σχήμα του κερατοειδή. Στο έμβολο που χρησιμοποιείται έχει εφαρμοστεί συγκεκριμένο βάρος. Ειδικά νομογράμματα μετατρέπουν την ένδειξη του τονόμετρου σε χιλιοστά στήλης υδραργύρου. (Bucci,1997)



Εικόνα:9. Αρχή τονομετρίας εμβύθισης. (Kanski,1999)

Schiötz

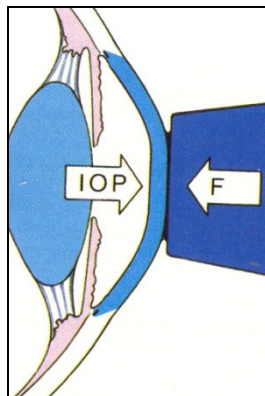
Το τονόμετρο *Schiötz* χρησιμοποιεί έμβολο για την εμβύθιση στον κερατοειδή. (Kanski,1999). Ο ασθενής βρίσκεται σε ύπτια θέση και χρησιμοποιείται αναισθητικό. Το βάθος της εμβύθισης και ο όγκος παρεκτόπισης εξαρτάται από την πίεση του οφθαλμού και την ανεκτικότητα των οφθαλμικών τοιχωμάτων. (Bucci,1997) Το τονόμετρο αυτό είναι βαθμονομημένο για ακαμψία οφθαλμική σύμφωνα με το μέσο όρο του πληθυσμού, για διαφορετικές ακαμψίες μετράμε λανθασμένες τιμές πίεσης. (Leydhecker, 1990).



Εικόνα:10. Αριστερά τονόμετρο Schiøtz και δεξιά ασθενής σε ύπτια θέση για τη λήψη της μέτρησης.

Τονομετρία Επιπέδωσης.

Η τονομετρία επιπέδωσης μετράει τη δύναμη που απαιτείται για να επιπεδωθεί μέρος του κερατοειδή, είτε μετράει την επιφάνεια επιπέδωσης όταν ασκείται σταθερή δύναμη στον κερατοειδή. (Vaughan and Asbury, 1977). Η τονομετρία επιπέδωσης βασίζεται στην αρχή του νόμου Imbert-Fick. (Sidebottom, 2006).

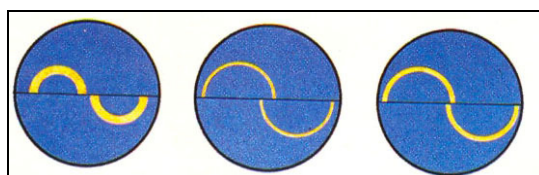


Εικόνα:11. Αρχή τονομετρίας επιπέδωσης. (Kanski, 1999)

Goldmann

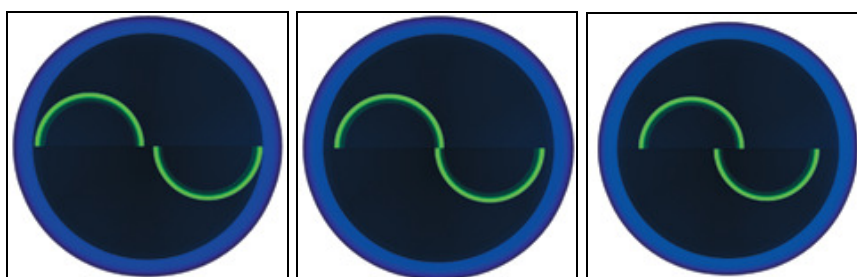
Το τονόμετρο Goldman είναι το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο τονόμετρο. Χρησιμοποιεί επιφάνεια επιπέδωσης διαμέτρου 3.06mm και μετατοπίζει ελάχιστο

όγκο υδατοειδούς υγρού συνεπώς η αύξηση στην πίεση λόγω της μη κανονικής ακαμψίας είναι αμελητέα. (Bucci,1997). Με τη χρήση σχισμοειδούς λυχνίας η κεφαλή του τονομέτρου επιπεδώνει το κεντρικό τμήμα του κερατοειδή. Η παρατήρηση γίνεται με χρήση φλουροσεΐνης. Το τονόμετρο διαθέτει διπλό πρίσμα το οποίο χωρίζει την εικόνα σε δύο μέρη. Παρουσιάζονται μετατοπισμένα δύο ημικύκλια φλουροσεΐνης. Τα ημικύκλια ρυθμίζονται από στρόφιγγα να εφάπτονται στην επιθυμητή επιπέδωση. Η ένδειξη που γράφει ο κύλινδρος πολλαπλασιασμένη επί δέκα μας δίνει την πίεση στον οφθαλμό. (Sidebottom, 2006). Μια μικρή δόση φλουροσεΐνης θα οδηγήσει σε πολύ λεπτούς δακτυλίους κατά συνέπεια υποεκτιμά την πίεση, ενώ αντίθετα μια μεγάλη θα δώσει παχιά ημικύκλια και υπερεκτίμηση της πίεσης. Στην εικόνα που ακολουθεί παρουσιάζονται τα ημικύκλια.



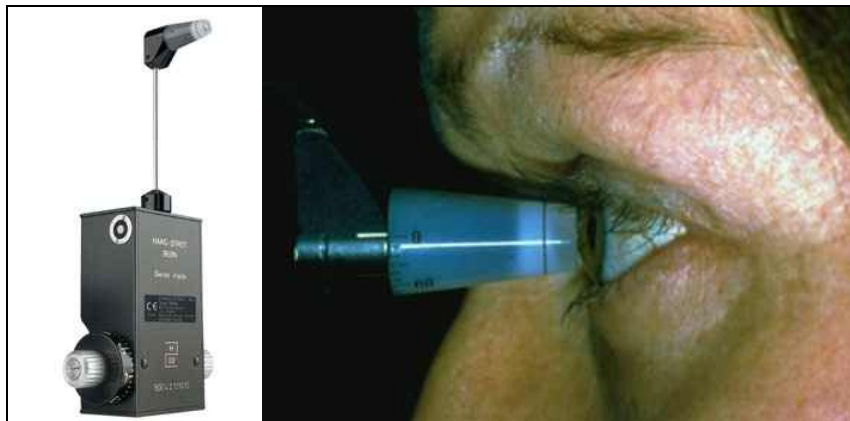
Εικόνα:12. Αριστερά παρουσιάζονται ημικύκλια πολύ παχιά, με μεγάλη ποσότητα φλουροσεΐνης. Στη μέση ημικύκλια πολύ λεπτά με ανεπαρκή ποσότητα φλουροσεΐνης. Δεξιά ημικύκλια κατάλληλου πάχους που τα άκρα τους εφάπτονται. (Kanski,1999)

Για να επιτευχθεί σωστή μέτρηση τα ημικύκλια θα πρέπει να είναι καταλλήλου πάχους και η εσωτερική πλευρά των άκρων του να εφάπτεται. Στην εικόνα παρουσιάζονται τα ημικύκλια όταν η μέτρηση είναι σωστή (μεσαία εικόνα).



Εικόνα:13. Στην αριστερή εικόνα τα ημικύκλια της φλουροσεΐνης είναι πολύ απομακρυσμένα και η πίεση πολύ χαμηλή. Στη μεσαία εικόνα παρουσιάζεται η σωστή μέτρηση. Στην δεξιά εικόνα τα ημικύκλια επικαλύπτονται και η πίεση θα υπολογιστεί αυξημένη. (Sidebottom, 2006).

Σφάλματα που σχετίζονται με το τονόμετρο Goldmann έχουμε όταν ασκείται εξωτερική πίεση στο βολβό είτε όταν ο ασθενής κάνει σύσφιξη βλεφάρων κατά τη μέτρηση με αποτέλεσμα υψηλότερη ένδειξη από τη πραγματική. Κερατοειδής μη ομοιόμορφος και κερατοειδής με οίδημα οδηγεί σε λανθασμένες μετρήσεις. (Whitache and Stein, 1993). Η μέτρηση της πίεσης με το τονόμετρο Goldman δίνει λανθασμένες τιμές για πάχος κερατοειδούς με αρκετή απόκλιση από το μέσο όρο. Η πίεση είναι αυξημένη για παχύ κερατοειδή και μειωμένη για λεπτό. Συνιστάτε παχυμετρία μαζί με την τονομετρία έτσι ώστε σε αρκετά λεπτούς ή παχύς κερατοειδής να υπολογίζεται η απόκλιση από τη σωστή τιμή της πίεσης. Η διόρθωση είναι 1mmHg για απόκλιση 25μm διαφορά από το μέσο όρο πάχους του κερατοειδή. (Von Eicken et al, 2006) Ο υψηλός αστιγματισμός στον οφθαλμό οδηγεί σε λάθη στην εκτίμηση της πίεσης. Η καμπυλότητα του κερατοειδή επηρεάζει την ακρίβεια της μέτρησης. Επαναλαμβανόμενες μετρήσεις της πίεσης στον ίδιο οφθαλμό δίνουν τη δυνατότητα για μεγαλύτερη ακρίβεια υπολογίζοντας τον μέσο όρο των τιμών. (Whitache and Stein, 1993).



Εικόνα: 14. Αριστερά τονόμετρο Goldmann. Δεξιά η κεφαλή του τονομέτρου σε επαφή με τον κερατοειδή.

Τονόμετρο Perkins.

Το τονόμετρο Perkins βασίζεται στην αρχή της τονομετρίας επιπέδωσης. Χρησιμοποιεί ένα πρίσμα Goldmann και φωτεινή πηγή. Είναι φορητό και δεν χρειάζεται λυχνία για τη μέτρηση. (Kanski, 1999). Η μέτρηση της πίεσης γίνεται με τον ίδιο τρόπο όπως του τονομέτρου Goldmann. Παρατηρούνται τα ημικύκλια φλουροσεΐνης και ρυθμίζεται η πίεση που ασκείται στον κερατοειδή χειροκίνητα. Η

μέτρηση της πίεσης απαιτεί μεγάλη εμπειρία από το χειριστή για να ληφθεί πίεση η οποία αντιστοιχεί στην πραγματική τιμή. (Sidebottom, 2006).



Εικόνα:15. Τονόμετρο Perkins.

Τονόμετρο MacKay-Marg.

Το τονόμετρο MacKay-Marg διαθέτει κεφαλή επιπέδωσης διαμέτρου 1.5mm, η πίεση καταγράφεται ηλεκτρονικά και μπορεί να χρησιμοποιηθεί χωρίς αναισθησία. Αισθητήρας ανιχνεύει την δύναμη αντίστασης του οφθαλμού, λόγω ενδοφθάλμιας πίεσης και αντίστασης του κερατοειδή στην επιπέδωση και την καταγράφει σε χαρτί σε μορφή γραφήματος. Η μορφή που παίρνει η καμπύλη του γραφήματος εξαρτάται από το στάδιο της επιπέδωσης. Τη στιγμή που ο κερατοειδής επιπεδωθεί ελάχιστα περισσότερο από την επιφάνεια του αισθητήρα η δύναμη που ασκείται είναι αποκλειστικά η ενδοφθάλμια. Για το λόγο αυτό παρατηρείται μια πτώση στην καταγραφή, αφού δεν υπάρχει πια η δύναμη λόγω αντίστασης του κερατοειδή. Αν συνεχίσει η επιπέδωση του κερατοειδή θα υπάρξει αύξηση της πίεσης λόγω μετατόπισης του υδατοειδούς υγρού. (Marg, 1963). Το τονόμετρο Mackay-Marg είναι κατάλληλο για κερατοειδής με οίδημα και κερατοειδή που έχει γίνει κερατοπλαστική. Οφθαλμοί με παθολογία στον κερατοειδή δεν μπορούν να μετρηθούν με το τονόμετρο Goldmann λόγω της μεγάλης επιφάνειας επιπέδωσης που απαιτεί για τη μέτρηση. Ακόμα δεν μπορούν να μετρηθεί με το *Schiötz* τονόμετρο το οποίο είναι σχεδιασμένο για οφθαλμούς συγκεκριμένης καμπυλότητας. Το τονόμετρο MacKay-Marg διαθέτει μικρή κεφαλή επιπέδωσης η οποία το καθιστά κατάλληλο για κερατοειδή ανομοιόμορφο. Τέλος το τονόμετρο του συγκεκριμένου τύπου δεν επηρεάζεται από τα σφάλματα σε κερατοειδή με υψηλό αστιγματισμό. Το τονόμετρο MacKay-Marg χρησιμοποιείται κατά κόρον σε πειραματόζωα σε έρευνες. (Wind and Irvine, 1969).



Εικόνα:16. Τονόμετρο MacKay-Marg.

Τονόμετρο Αέρος.

Το τονόμετρο αέρος βασίζεται στην αρχή επιπέδωσης του Goldmann χωρίς όμως να υπάρξει επαφή με τον κερατοειδή. Ο κερατοειδής επιπεδώνεται με έκρηξη αέρα και υπολογίζεται η ενδοφθάλμια πίεση από το χρόνο που χρειάζεται για την επιπέδωσή του. (Kanski,1999). Το τονόμετρο αέρος δεν έχει μεγάλη ακρίβεια στη μέτρηση και συχνά υπολογίζει χαμηλότερες πιέσεις από την πραγματική. Το τονόμετρο αυτό είναι κατάλληλο για μέτρηση της πίεσης σε κερατοειδή με απόπτωση επιθηλίου. Δεν απαιτεί αναισθησία. Ο ήχος που κάνει κατά την έκρηξη αέρα είναι δυνατόν να τρομάξει τον ασθενή και να αποτραβηχτεί κατά τη διάρκεια της μέτρησης. (Sidebottom, 2006).



Εικόνα:17. Τονόμετρο μη επαφής.



Εικόνα:18. Φορητό τονόμετρο αέρος.

Τονόμετρο Tonopen.

Το τονόμετρο Tonopen είναι φορητό τονόμετρο χειρός. Διαθέτει μικροεπεξεργαστή για τον υπολογισμό της ενδοφθάλμιας πίεσης. (Sidebottom, 2006). Έχει αποδειχτεί ότι σε αυξημένες πίεσης το Tonopen υπολογίζει την πίεση ελαφρώς μειωμένη ενώ σε χαμηλές πίεσης την υπολογίζει αυξημένη. Το τονόμετρο αυτό όμως δίνει τη δυνατότητα μέτρησης πιέσεων σε οφθαλμούς με οίδημα ή παραμορφώσεις στον κερατοειδή, λόγω της μικρής κεφαλής του. (Kanski, 1999).



Εικόνα:19. Τονόμετρο Tonopen.

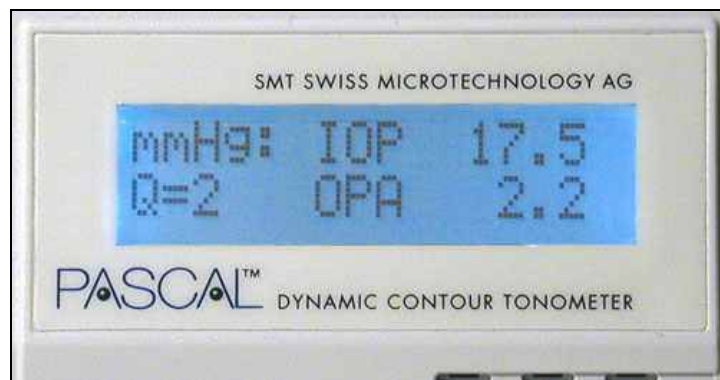
Τονόμετρο Pascal (Δυναμική Περιμετρική Τονομέτρηση).



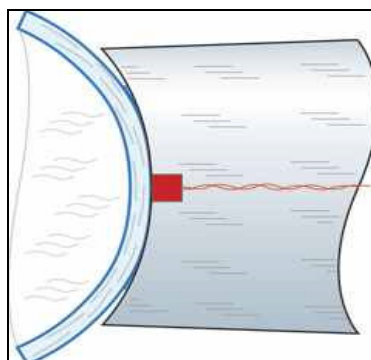
Εικόνα:20. Στην εικόνα παρουσιάζεται το τονόμετρο Pascal προσαρμοσμένο στη σχισμοειδή λυχνία.

Το τονόμετρο Pascal είναι ψηφιακό τονόμετρο επαφής και διαθέτει έναν αισθητήρια πίεσης στην κεφαλή του. Τοποθετείται στη σχισμοειδή λυχνία και για τη λήψη της μέτρησης απαιτείται επαφή της κεφαλής με τον κερατοειδή. Ασκείται σταθερή δύναμη στον κερατοειδή ενός γραμμαρίου χωρίς να τον παραμορφώνει. Το τονόμετρο Pascal ανήκει στη νέα τεχνολογία και μας δίνει πληροφορίες για την πίεση

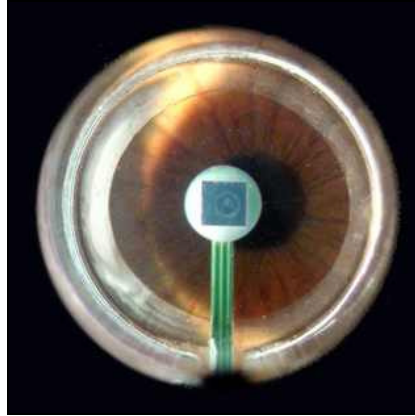
και για το οφθαλμικό εύρος παλμού. Το οφθαλμικό εύρος παλμού είναι η διαφορά μεταξύ της συστολικής ενδοφθάλμιας πίεσης και της διαστολικής. Διαφορετικό οφθαλμικό εύρος παλμού έχει βρεθεί να αντιστοιχεί στους διάφορους τύπους γλαυκώματος. Το οφθαλμικό εύρος παλμού είναι δείκτης της ροής του αίματος στον οφθαλμό. Μειωμένη οφθαλμική αιματική ροή σχετίζεται άμεσα με υποξία και θάνατο των γαγγλιακών κυττάρων τέτοια παθοφυσιολογία παρουσιάζει το γλαύκωμα. Έρευνες έχουν δείξει ότι ασθενής με γλαύκωμα φυσιολογικής πίεσης παρουσιάζουν μειωμένο οφθαλμικό εύρος παλμού για το λόγω αυτό έχει μεγάλη σημασία ο υπολογισμός του. Το οφθαλμικό εύρος παλμού σχετίζεται με την ενδοφθάλμια πίεση και το οφθαλμικό αξονικό μήκος. (Karmel, 2005).



Εικόνα:21. Παρουσιάζεται η οθόνη των αποτελεσμάτων της μέτρησης που λήφθηκε. IOP(Intraocular Pressure) η ενδοφθάλμια πίεση. OPA (Ocular Pulse Amplitude) το οφθαλμικό εύρος παλμού. Το Pascal δίνει μια αξιολόγηση της μέτρησης που λήφθηκε. Το Q δίνει αποτελέσματα από το 1 έως το 5. Το 1 αντιστοιχεί στη καλύτερη δυνατή μέτρηση.



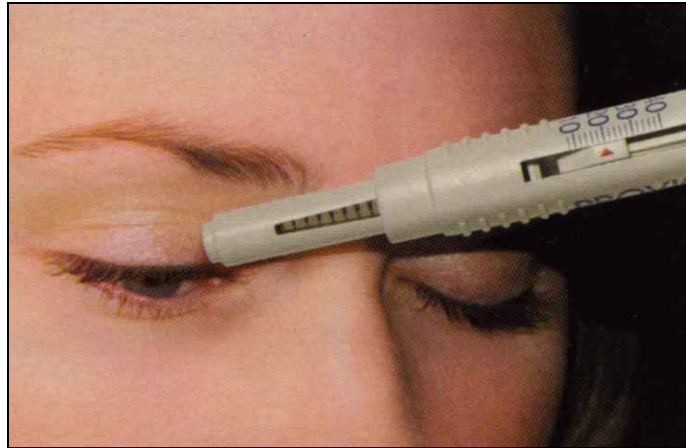
Εικόνα:22. κεφαλή του Pascal εφάπτεται στον κερατοειδή και ένας πιεζοηλεκτρικός αισθητήρας (παρουσιάζεται ως κόκκινος κύβος)αγγίζει την επιφάνεια του κερατοειδή και λαμβάνει μετρήσεις για όλες τις πιέσεις μέσα στον οφθαλμό. (Karmel, 2005).



Εικόνα:23. Παρουσιάζεται η άκρη του αισθητήρα η οποία βρίσκεται σε επαφή με τον κερατοειδή.

Τονόμετρο Proview Phosphene.

Το τονόμετρο Proview ασκεί δύναμη στο σκληρό χιτώνα και ενεργοποιεί το ενδοοπτικό φαινόμενο (φωταψίες και μυωψίες). Δημιουργείται ερεθισμός στα διπολικά κύτταρα και σε μέρος των ανιχνευτών με την πίεση που ασκείται στο σκληρό, με τον τρόπο αυτό δημιουργείται το ενδοοπτικό φαινόμενο. Η στιγμή εμφάνισης του φαινομένου αυτού σχετίζεται με την πίεση στον οφθαλμό. Η κεφαλή του τονομέτρου εφαρμόζεται στο άνω βλέφαρο ενώ ο ασθενής κοιτάει κάτω. Διαθέτει έναν ανιχνευτή επιπέδωσης ο οποίος υπολογίζει την πίεση σύμφωνα με την αρχή του συντονισμού. Η μέτρηση με το τονόμετρο αυτό δεν απαιτεί αναισθησία αφού δεν υπάρχει επαφή με τον κερατοειδή, γεγονός το οποίο το κάνει κατάλληλο για οφθαλμούς με παθολογία στον κερατοειδή. Η σύγκριση του Proview με άλλα τονόμετρα έδειξε μεγάλες αποκλίσεις, συνεπώς δεν είναι κατάλληλο για την καθημερινή κλινική πράξη αλλά χρησιμοποιείται από ασθενείς για αυτοεξέταση. (Detry-Morel, 2007).



Εικόνα:24. Τονόμετρο Proview, εφαρμόζεται στο άνω βλέφαρο ενώ ο ασθενής κοιτάει κάτω.

Τονογραφία.

Στην τονογραφία χρησιμοποιούμε τονόμετρα εμβύθισης. Η τονογραφία μελετά το ρυθμό παραγωγής και αποχέτευσης του υδατοειδούς υγρού. Η κίνηση του στιλέτου καταγράφεται ηλεκτρονικά και σχεδιάζεται καμπύλη. Το τονόμετρο παραμένει πάνω στον κερατοειδή μερικά λεπτά με αποτέλεσμα να μετατοπίζεται στο υδατοειδές υγρό και η πίεση αυξάνεται. Σε ένα μάτι χωρίς πρόβλημα στην εκροή του υδατοειδούς η πίεση επανέρχεται στα φυσιολογικά επίπεδα γρήγορα. Σε οφθαλμό γλαυκωματικό η εκροή είναι μειωμένη συνεπώς η πίεση πέφτει πιο αργά συγκριτικά με έναν υγιή οφθαλμό. Η τονογραφία μπορεί να διαγνώσει το γλαύκωμα ακόμα και σε πολύ πρώιμο στάδιο. (Leydhecker, 1990).

Επεμβατική Συσκευή Μέτρησης Της Οφθαλμικής Ακαμψίας.

Η συσκευή μέτρησης της οφθαλμικής ακαμψίας αποτελείται από μονάδα υπολογιστή, αισθητήρα πίεσης, μικροδοσιμετρικό σύστημα και κλειστό κύκλωμα από ανελαστικούς σωληνίσκους. Έχει κατασκευαστεί κατάλληλο λογισμικό το οποίο συνδέεται με το δοσομετρικό σύστημα και το ελέγχει. Ακόμα το λογισμικό καταγράφει τις αλλαγές από τον αισθητήρα πίεσης και τις καταγράφει. Πριν από τη μέτρηση σε αποστειρωμένο περιβάλλον γίνεται συναρμολόγηση των σωληνίσκων. Το δοσομετρικό σύστημα και ο αισθητήρας πίεσης συνδέονται μέσω του κυκλώματος των σωληνίσκων με πεταλούδα η οποία καθετηριάζετε στον πρόσθιο θάλαμο του

οφθαλμού. Εισάγεται στο κύκλωμα διάλυμα BSS με οροστήλη με πολύ προσοχή για την αποφυγή εισαγωγής φυσαλίδων, οι οποίες θα επηρεάσουν τη μέτρηση, στο κύκλωμα. Ο γιατρός εισάγει την πεταλούδα στον πρόσθιο θάλαμο αφού το σύστημα έχει καλυμπραρισθεί πριν την εισαγωγή του στον οφθαλμό. Καταγράφεται η αρχική πίεση του ματιού. Στη συνέχεια εισάγεται διάλυμα BSS με βήμα 4μl. Αναμένεται χρόνος ενός δευτερολέπτου ώστε να επέλθει ισορροπία και στη συνέχεια καταγράφει ο αισθητήρας την πίεση στον οφθαλμό. Μόλις φτάσει η πίεση σε 40mmHg η εισαγωγή διαλύματος διακόπτεται και ο αισθητήρας ρυθμίζεται να καταγράφει την πίεση κατά τη διάρκεια της εκροής του υδατοειδούς υγρού για επιλεγμένο χρονικό διάστημα. (Pallikaris et al, 2005). Για κάθε βήμα υπολογίζεται ο μέσος όρος της πίεσης και ο συντελεστής της οφθαλμικής ακαμψίας από τη κλίση του γραφήματος Πίεσης όγκου. Από την καταγραφή για την εκροή του υδατοειδούς υγρού προσδιορίζεται ο ρυθμός αποχέτευσης του υδατοειδούς συναρτήσει της πίεσης. Ακόμα γνωρίζουμε ότι κάθε βήμα γίνεται καταγραφή για 2sec το οποίο αντιστοιχεί σε δύο καρδιακούς παλμούς. Από την καταγραφή αυτή μπορεί να υπολογιστεί το εύρος του καρδιακού παλμού. (Pallikaris et al, 2006)

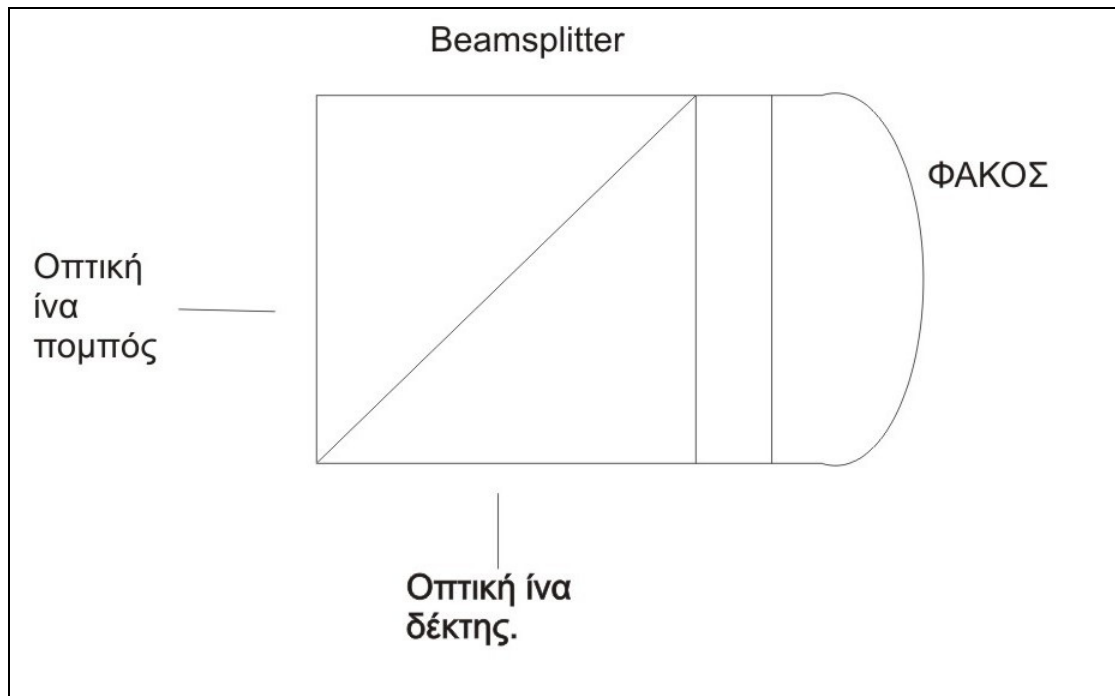


Εικόνα:25. Στη φωτογραφία παρουσιάζεται δεξιά η δοσομετρική αντλία, στη μέση ο αισθητήρας πίεσης και αριστερά η μονάδα η οποία συνδέει την αντλία και τον αισθητήρα με τον υπολογιστή.

Πειραματικό Μέρος.

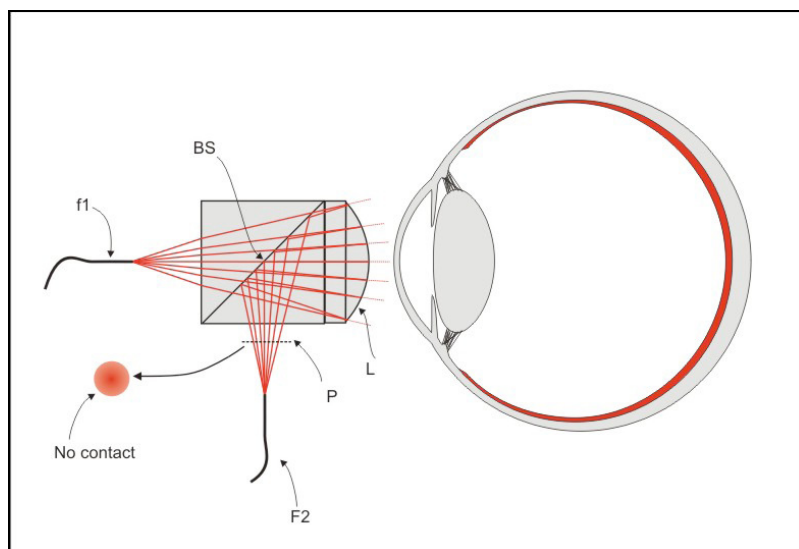
Περιγραφή Κύριων Χαρακτηριστικών Του Ελαστομέτρου.

Το ελαστόμετρο είναι μια συσκευή η οποία υπολογίζει την ενδοφθάλμια πίεση και την οφθαλμική ακαμψία. Ο σχεδιασμός του και η κατασκευή του έγινε στο Πανεπιστήμιο Κρήτης. Η λειτουργία του βασίζεται στη παραμόρφωση του κερατοειδή. Κυρτός φακός εφάπτεται με τον κερατοειδή και παραμορφώνει την πρόσθια επιφάνειά του. Χρησιμοποιείται ως φωτεινή πηγή, μια φωτοδίοδος εκπομπής LED η οποία εκπέμπει σε μήκος κύματος 800nm με παλμό 0,7μs. Από τη φωτεινή πηγή η δέσμη διαδίδεται μέσω του φακού και του κερατοειδή. Αισθητήρας ανιχνεύει την επιφάνεια παραμόρφωσης του κερατοειδή λόγω διαφορετικής ανακλαστικότητας φακού αέρα και φακού κερατοειδή. Ακόμα ένας ανιχνευτής χρησιμοποιείται ως αισθητήρας δύναμης. Για να κατευθυνθεί η φωτεινή δέσμη κατασκευάστηκε μια οπτική διάταξη. Η οπτική διάταξη αποτελείται από διαχωριστή ακτινών (Beamsplitter) και ένα κυρτό φακό. Το υλικό κατασκευής των επιμέρους οπτικών στοιχείων επιλέχτηκε να είναι το ίδιο (BK7).

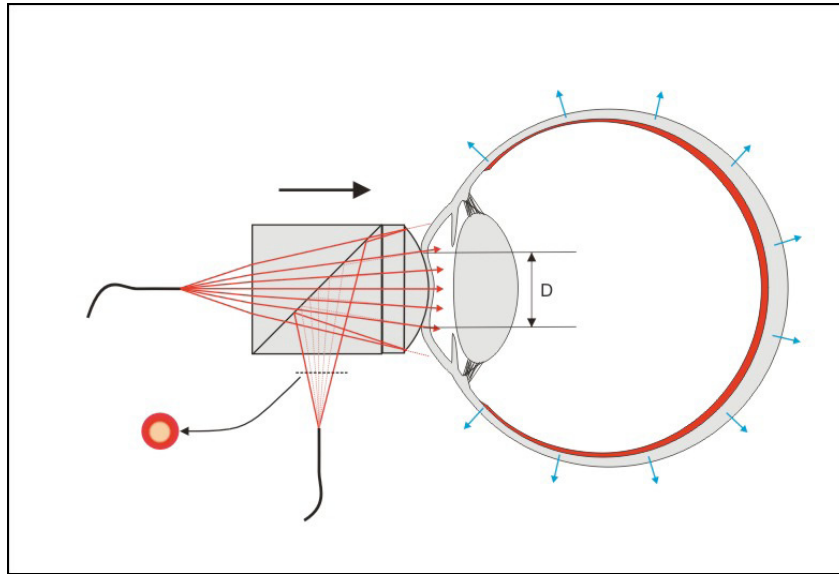


Εικόνα:26. Αρχική μορφή οπτικής διάταξης του ελαστομέτρου.

Η οπτική διάταξη κατασκευάστηκε όπως στην εικόνα. Ο Beamsplitter διαχωρίζει τη δέσμη που λαμβάνει από αντανάκλαση στο μάτι και την κατευθύνει προς τα κάτω στον ανιχνευτή, ενώ επιτρέπει να περάσει η δέσμη φωτός από την φωτεινή πηγή. Τα επιμέρους οπτικά στοιχεία είναι συγκολλημένα με ειδική οπτική κόλλα η οποία δεν επηρεάζει τη διάδοση της δέσμης (optical cement). Ο ανιχνευτής ο οποίος χρησιμοποιήθηκε διαθέτει τέσσερις φωτοδιόδους.

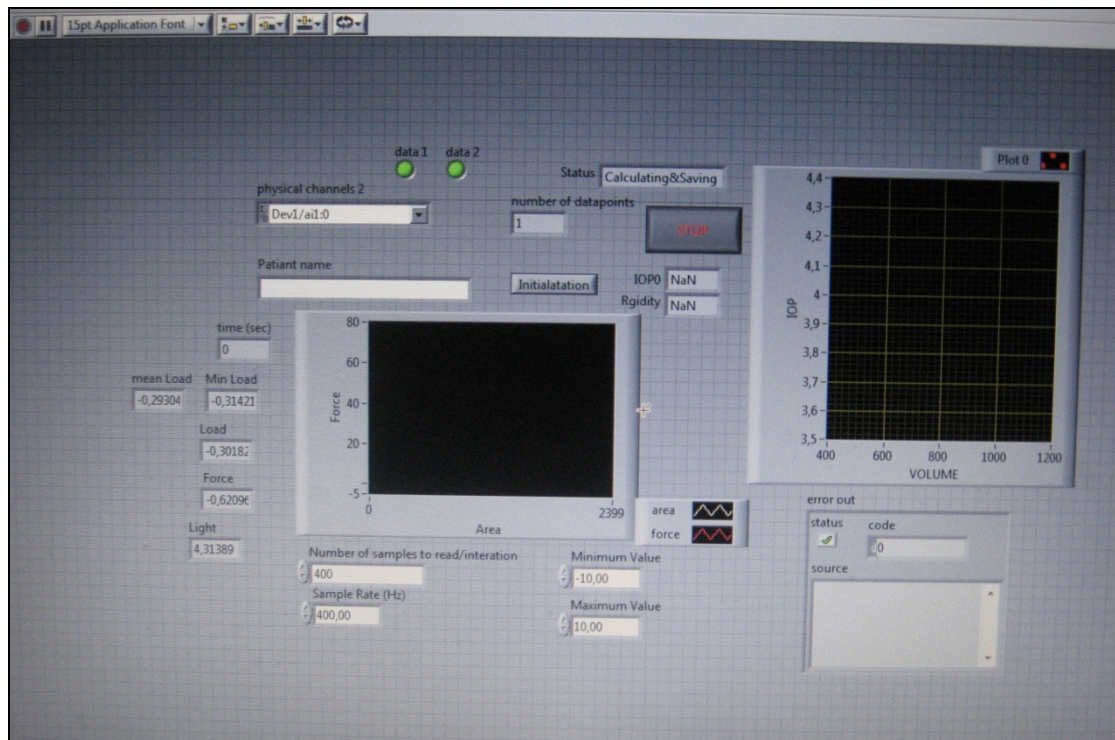


Εικόνα:27. Οπτική διάταξη κεφαλής ελαστομέτρου. Παρουσιάζεται η διάδοση της δέσμης μέσω της οπτικής διάταξης. BS: Beamsplitter, L: Φακός, $f1$ οπτική ίνα πομπός και $f2$ ανιχνευτής.



Εικόνα:28. Η κεφαλή του ελαστομέτρου σε επαφή με τον κερατοειδή.

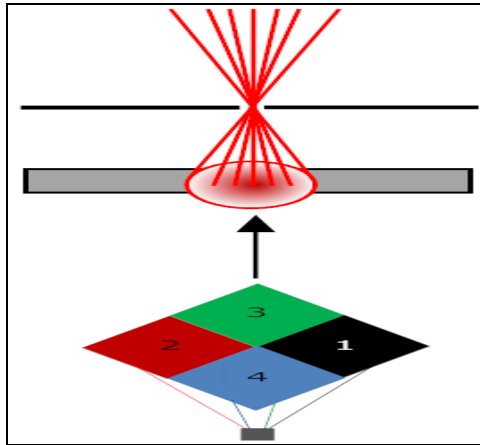
Το ελαστόμετρο έχει τοποθετηθεί σε βάση όμοια της βάσης της σχισμοειδούς λυχνίας. Η βάση αυτή ελέγχει τη προσέγγιση στον οφθαλμό. Η κεφαλή του ελαστομέτρου έχει τοποθετηθεί σε ειδική υποδοχή η οποία της δίνει τη δυνατότητα μετατόπισης και εμβύθισης στον κερατοειδή με μεγαλύτερη ακρίβεια. Τα σήματα τα οποία λαμβάνονται καταγράφονται για επιλεγμένο χρονικό διάστημα από το χειριστή με χρήση βοηθητικού πετάλ. Ο χειριστής κρατάει πατημένο το πετάλι σε όλη τη διάρκεια της μέτρησης. Για τις λήψεις των μετρήσεων έχει δημιουργηθεί κατάλληλο πρόγραμμα σε περιβάλλον Lab View.



Εικόνα:29. Παρουσιάζεται το πρόγραμμα λήψης των μετρήσεων σε περιβάλλον Labview.

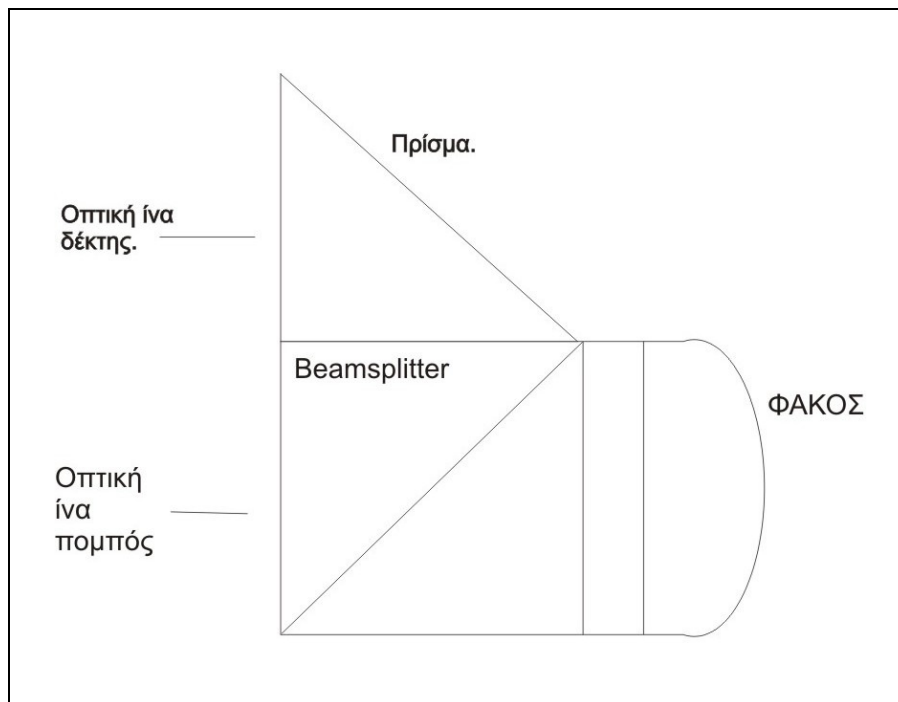
Τροποποιήσεις Στο Ελαστόμετρο.

Τροποποιήσεις στο μηχανισμό λειτουργίας του ελαστομέτρου έγιναν με σκοπό το βέλτιστο τρόπο λειτουργίας του. Οι φωτουποδοχείς που είχαν χρησιμοποιηθεί στη προηγούμενη διάταξη αντικαταστάθηκαν με οπτική ίνα η οποία καλύπτει όλη την επιφάνεια του κύκλου (φακού). Οι φωτουποφοχείς κάλυπταν τα τέσσερα τεταρτημόρια με αποτέλεσμα πιθανή απώλεια πληροφορίας στην ένωση των τεταρτημόριων ενώ με τη χρήση οπτικής ίνας εξαλείφεται το φαινόμενο αυτό.



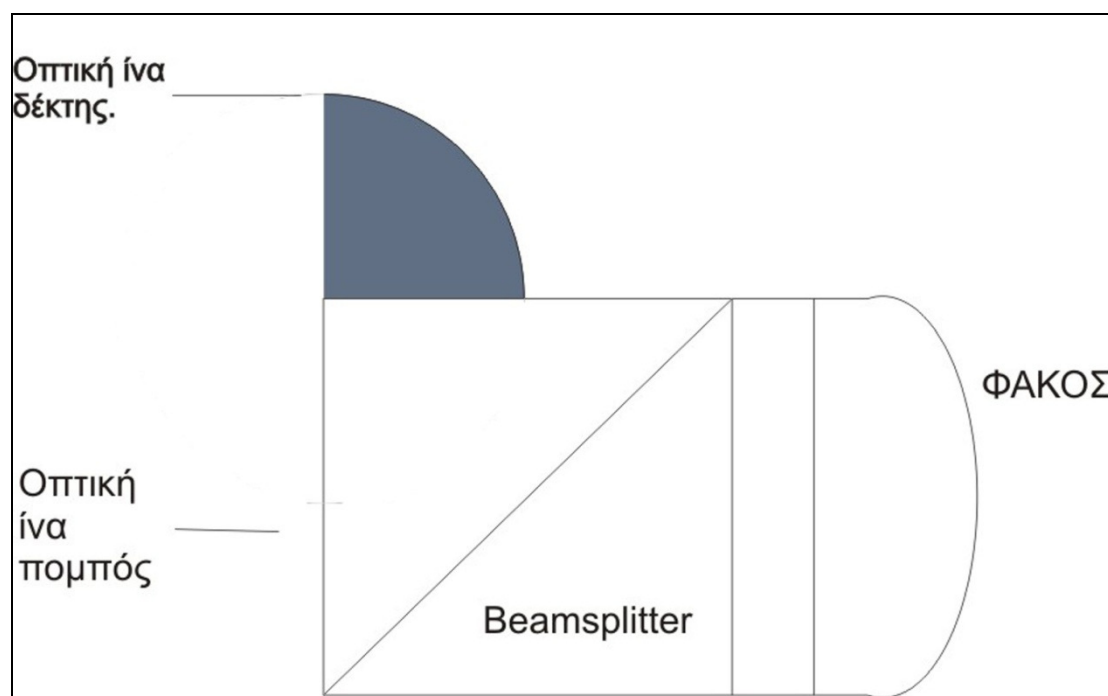
Εικόνα:30. Η φωτοδίοδος η οποία περιέχει τέσσερις φωτουποδοχείς.

Ο ανιχνευτής μεταθέτεται από την κάτω πλευρά της οπτικής διάταξης και κατασκευάζεται εκ νέου η οπτική διάταξη. Η οπτική διάταξη αποτελείται από διαχωριστή ακτινών (Beamsplitter), από πρίσμα ορθής γωνίας και ένα κυρτό φακό. Στην άνω πλευρά του Beamsplitter τοποθετείται το πρίσμα όπως φαίνεται στην εικόνα. Το πρίσμα οδηγεί τη δέσμη στον ανιχνευτή ο οποίος βρίσκεται στην οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή. Επειδή παρατηρήθηκε απώλεια στη πληροφορία λόγω παρεμβολή του πρίσματος κατά συνέπεια η διάταξη αυτή εγκαταλείφθηκε.

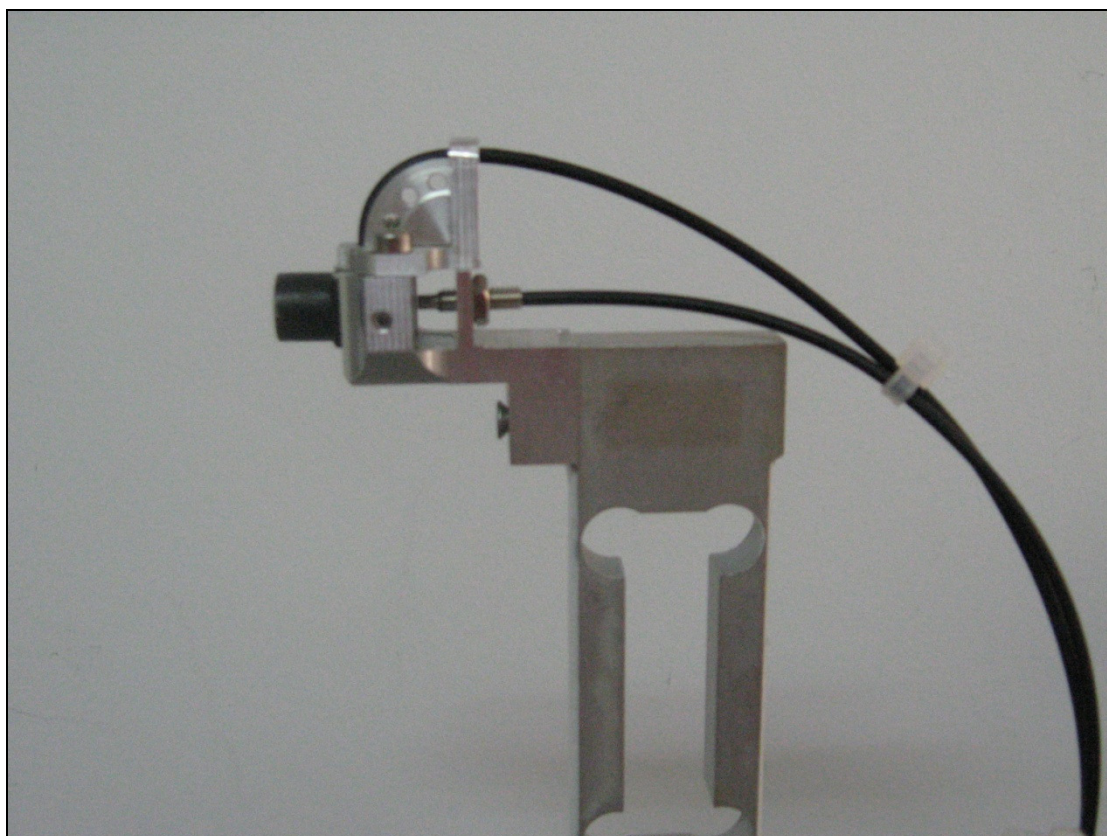


Εικόνα:31. Παρουσιάζεται η οπτική διάταξη.

Μια νέα προσπάθεια για τη βελτίωση της συσκευής έγινε τοποθετώντας την οπτική ίνα, δέκτη, στην άνω πλευρά της οπτικής διάταξης (πάνω από τον διαχωριστή ακτινών). Η οπτική ίνα κάμπτεται με τη βοήθεια κυρτής αλουμινένιας βάσης με σκοπό να μην αγγίζει τον ασθενή την ώρα της εξέτασης και να επηρεάζει τη μέτρηση. Το πρίσμα έχει αφαιρεθεί. Στην αρχική διάταξη η οπτική ίνα ήταν τοποθετημένη στην κάτω πλευρά του Beamsplitter με αποτέλεσμα να αγγίζει στο μάγουλο ή στη μύτη του εκάστοτε ασθενή, ανάλογα με τα ανατομικά στοιχεία του προσώπου του. Για το λόγο αυτό έγιναν προσπάθειες βελτίωσης του. Ευθυγραμμίστηκε ξανά η οπτική διάταξη ώστε να συμφωνούν τα οπτικά στοιχεία με τη νέα θέση της οπτικής ίνας. Η οπτική ίνα πομπός παραμένει σταθερή στην πίσω πλευρά της οπτικής διάταξης. Ευθυγραμμίζουμε τα οπτικά στοιχεία και τις οπτικές ίνες έτσι ώστε να λαμβάνει ο δέκτης αλλαγές οι οποίες συμβαίνουν από όλη την επιφάνεια του φακού. Επιβεβαιώνεται η ευθυγράμμιση ελέγχοντας της ανακλάσεις τις οπτικής ίνας και σταθεροποιούνται τα επιμέρους στοιχεία του οπτικού συστήματος. Ακολουθεί η σχηματική αναπαράσταση της οπτικής διάταξης και φωτογραφία η της κεφαλής του ελαστομέτρου μετά τη σταθεροποίηση των επιμέρους οπτικών στοιχείων.



Εικόνα:32. Οπτική διάταξη τελικής μορφής του ελαστομέτρου.



Εικόνα:33. Φωτογραφία κεφαλής ελαστομέτρου.

Βαθμονόμηση Δύναμης

Ο αισθητήρας του ελαστομέτρου αποκρίνεται σε ηλεκτρικό σήμα. Τα σήματα αυτά που λαμβάνονται μετατρέπονται σε μονάδες δύναμης. Οι μετρήσεις της δύναμης μετατρέπονται από Volt σε mNewton. Κατασκευάζουμε πειραματική διάταξη.

Προσαρμόζουμε αβαρές νήμα στη κεφαλή του ελαστομέτρου και τοποθετούμε στο ίδιο ύψος με την κεφαλή τροχαλία από την οποία περνάει το νήμα. Στην άκρη του νήματος έχουν τοποθετηθεί διαδοχικά μικρά βαρίδια τα οποία κυμαίνονται από 2 έως 70gr. Για κάθε βαρίδι περιμένουμε ένα λεπτό να επέλθει ισορροπία και πέρνουμε ένδειξη για τη δύναμη με τη βοήθεια του προγράμματος. Ακολουθεί φωτογραφία της πειραματικής διάταξης.



Εικόνα:34. Οπτική διάταξη βαθμονόμησης δύναμης από αυθαίρετες μονάδες σε mNewton.

Από το βάρος το οποίο είναι γνωστό (κάθε βαρίδι έχει μετρηθεί με ζυγαριά ακριβείας) υπολογίζουμε τη δύναμη σε mN.

$$\text{Δύναμη(mN)} = g * \text{Μάζα(gr)}.$$

g είναι η επιτάχυνση της βαρύτητας $9,82\text{m/s}^2$.

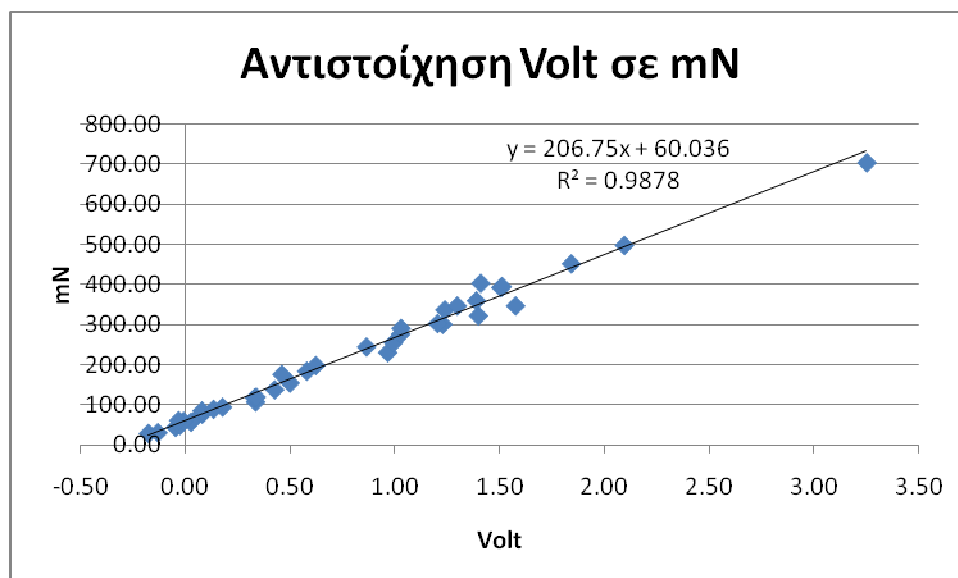
Στη συνέχεια παρουσιάζεται ο πίνακας ο οποίος δείχνει τα βάρη τα οποία χρησιμοποιήθηκαν και την αντίστοιχη μέτρηση της δύναμης του ελαστομέτρου σε αυθαίρετες μονάδες. Στην τρίτη στήλη παρουσιάζεται η δύναμη σε μονάδες mNewton η οποία υπολογίστηκε από τον παραπάνω τύπο.

ΒΑΡΟΣ (gr)	ΔΥΝΑΜΗ	mNewton
0	-0.31	0.00
0	-0.31	0.00
0	-0.32	0.00
0	-0.31	0.00
2.88	-0.18	28.28

3.08	-0.13	30.25
4.43	-0.05	43.50
4.93	-0.03	48.41
5.76	0.03	56.56
5.96	-0.01	58.53
6.16	-0.03	60.49
7.8	0.08	76.60
8	0.08	78.56
8.64	0.08	84.84
9.56	0.18	93.88
9.04	0.13	88.77
10.88	0.34	106.84
11.92	0.33	117.05
12.12	0.34	119.02
13.99	0.43	137.38
15.71	0.50	154.27
17.88	0.46	175.58
18.7	0.58	183.63
20.15	0.62	197.87
23.42	0.97	229.98
24.86	0.86	244.13
25.91	0.99	254.44
28.11	1.03	276.04
29.58	1.03	290.48
30.6	1.23	300.49
30.82	1.20	302.65
32.79	1.40	322.00
34.27	1.24	336.53
35.28	1.30	346.45
35.3	1.58	346.65
36.58	1.39	359.22
39.94	1.51	392.21
40.23	1.51	395.06
41.04	1.41	403.01
45.99	1.84	451.62
50.67	2.09	497.58
71.66	3.25	703.70

Για κάθε μέτρηση που πήραμε για τη δύναμη σε Volts υπολογίζουμε την αντίστοιχη δύναμη σε mN. Στη συνέχεια κατασκευάζουμε το γράφημα Δύναμης σε mN με

δύναμη σε Volts και προσαρμόζουμε ευθεία. Ακολουθεί το γράφημα το οποίο αντιστοιχεί τις αυθαίρετες μονάδες σε mNewton.

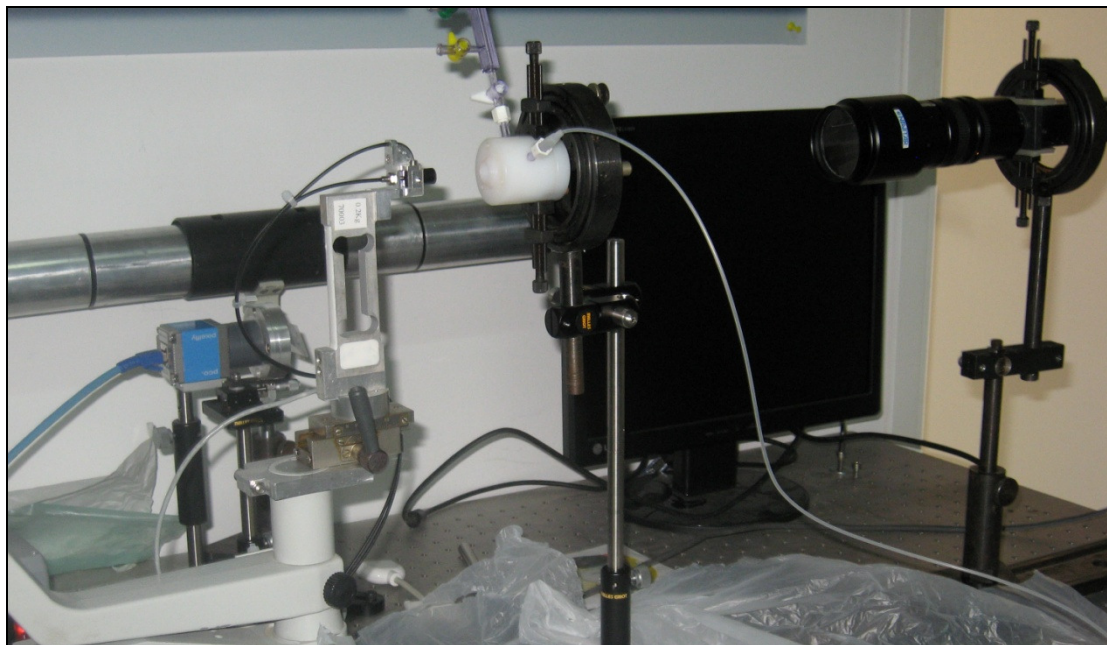


Η εξίσωση $mN=206.75Volts+60.036$ μας δίνει την αντιστοιχία των Volts σε mN. Η εξίσωση εισάγεται στον προγραμματισμό ώστε όλες οι τιμές της δύναμης οι οποίες λαμβάνονται να δίνονται αυτόματα σε mNewton.

Αντιστοίχιση Επιφάνεια Επιπέδωσης Με Φωτεινότητα.

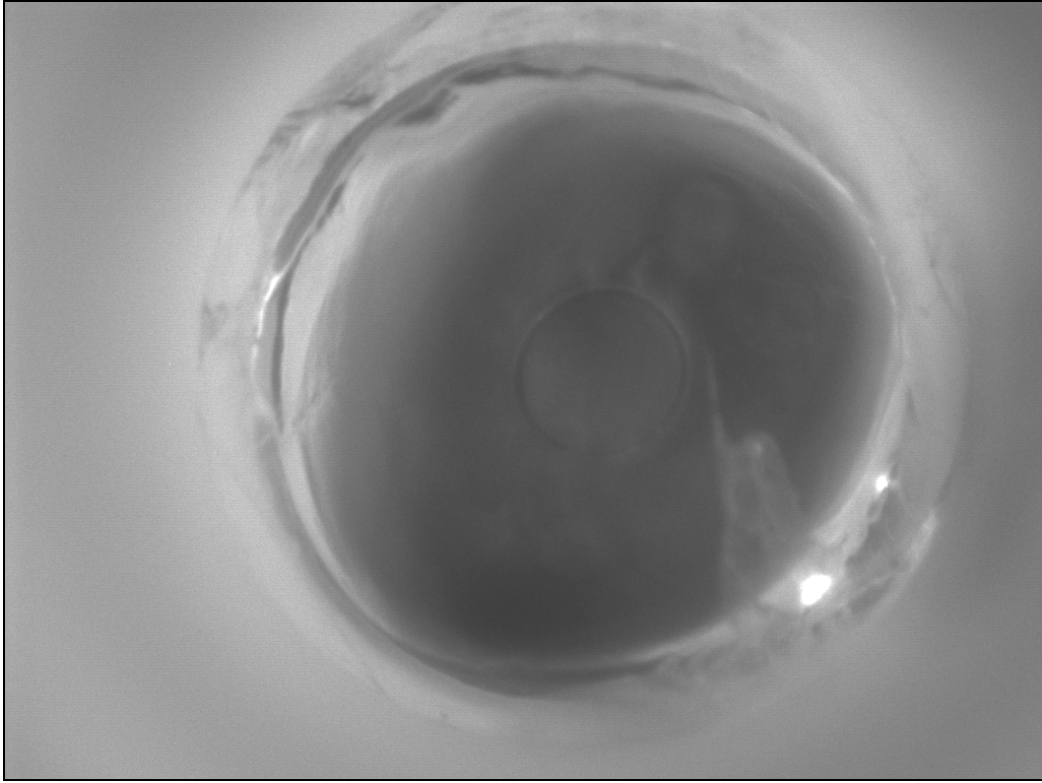
Κατασκευάζουμε πειραματική διάταξη βαθμονόμησης για την παραμόρφωση του κερατοειδή σε διαφορετικές πιέσεις. Τα σήματα που λαμβάνονται από τη συσκευή για τη φωτεινότητα αντιστοιχούν σε επιφάνεια επιπέδωσης. Για τη διαδικασία βαθμονόμησης χρησιμοποιείται οφθαλμός κουνελιού από εξώριξη. Ο οφθαλμός κόβεται κάθετα με σκοπό να μείνει ανέπαφος ο πρόσθιος θάλαμος και το ακτινωτό σώμα. Το μάτι τοποθετείται σε κλειστό κύλινδρο. Η μία έδρα του κυλίνδρου έχει στρογγυλή οπή απο την οποία προβάλλει κεντρικά ο κερατοειδής. Ο κύλινδρος σταθεροποιείται μπροστά από την κεφαλή του ελαστομέτρου. Η οπή του κυλίνδρου έχει τοποθετηθεί απέναντι και στο ίδιο ύψος από το φακό του ελαστομέτρου. Στην άλλη έδρα του κυλίνδρου υπάρχει παράθυρο από το οποίο μπορεί να γίνει παρατήρηση. Ο κύλινδρος κλείνει αεροστεγώς. Τοποθετείται πίεση σε αυτόν με οροστήλη (BSS). Αφαιρούμε τις φυσαλίδες από το σύστημα. Μόλις η πίεση αποκατασταθεί μπορούμε να πάρουμε μετρήσεις. Μπροστά από το παράθυρο

τοποθετούμε κάμερα με φακό εστιακής απόστασης 30. Εστιάζεται η κάμερα και ο φακός στην επιφάνεια του κερατοειδή και σταθεροποιείται. Η κάμερα ρυθμίζεται ώστε να παίρνει καθαρές εικόνες.

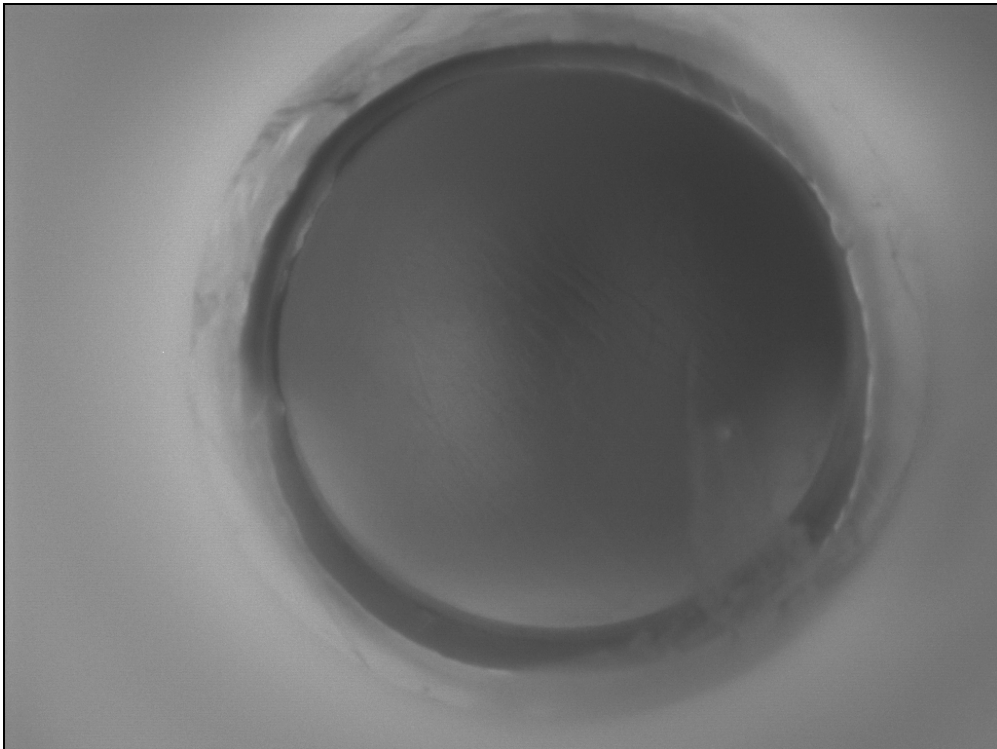


Εικόνα:35. Οπτική διάταξη για της ευθυγράμμισης φωτεινότητας. Παρουσιάζεται το ελαστόμετρο ευθυγραμμισμένο με τον κύλινδρο ο οποίος περιέχει τον οφθαλμό και με την κάμερα η οποία λαμβάνει φωτογραφίες.

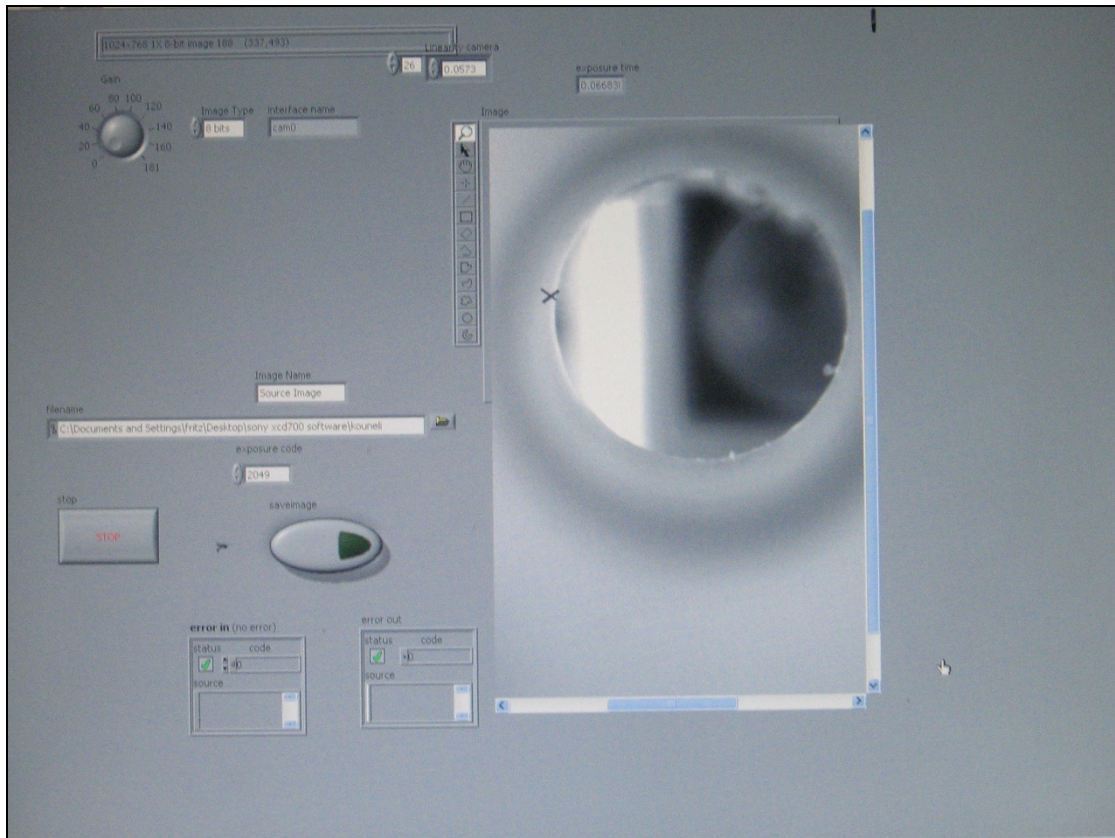
Τη στιγμή της μέτρησης πίεσης λήφθηκε φωτογραφία για την επιπέδωση του κερατοειδή. Παίρνουμε μέτρηση πίεσης ενώ επιπεδώνουμε διαδοχικά τον κερατοειδή για κάθε πίεση λαμβάνουμε και αντίστοιχη φωτογραφία της επιπέδωσης. Περνούμε 6 μετρήσεις περίπου. Στην συνέχεια ανεβάζουμε το επίπεδο κατά 13,6cm το οποίο αντιστοιχεί σε 10mmHg. Επαναλαμβάνουμε τη διαδικασία μέχρι τα 40mmHg. Με χρήση προγραμματισμού Matlab επεξεργάζονται οι εικόνες που λήφθηκαν, υπολογίστηκε η διάμετρος επιπέδωσης του κερατοειδή και κατασκευάζουμε τη γραφική παράσταση δύναμη επιφάνεια επιπέδωσης. Γίνεται αντιστοίχιση στα pixel της φωτογραφίας σε χιλιοστά.



Εικόνα:36. Φωτογραφία η οποία λήφθηκε από την κάμερα. Ο εσωτερικός κύκλος δείχνει την επιφάνεια επιπέδωσης του κερατοειδή μέσα από το παράθυρο. Είναι μια ενδιάμεση επιπέδωση. Περιφερικά παρατηρούμε το Σκληροκερατοειδικό όριο.



Εικόνα:37. Λήψη εικόνας μέσω της κάμερας που έχει ευθυγραμμιστεί μπροστά από το παράθυρο του κυλίνδρου. Παρατηρείται πλήρης επιπέδωση του κερατοειδή



Εικόνα:38. Παρουσιάζεται το πρόγραμμα λήψης εικόνων από την κάμερα. Η κάμερα έχει συνδεθεί με τον υπολογιστή.

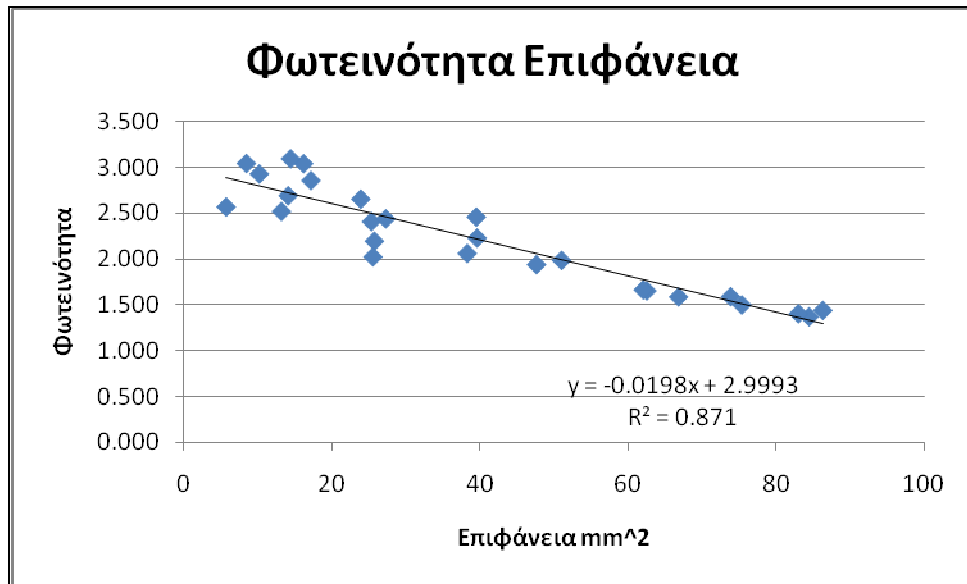
Στο πίνακα που ακολουθεί παρουσιάζονται οι ενδείξεις του ελαστομέτρου για τη φωτεινότητα και τη δύναμη. Ακόμα παρουσιάζεται η διάμετρος όπως υπολογίστηκε από το matlab με τη βοήθεια της εικόνας που λήφθηκε. Η τέταρτη στήλη μας δίνει τη δύναμη με την μετατροπή της από αυθαίρετες μονάδες σε mN (η μετατροπή έγινε με τη βοήθεια της εξίσωσης που υπολογίστηκε με την προηγούμενη πειραματική διάταξη. Η εξίσωση δεν έχει εισαχθεί ακόμα στον προγραμματισμό της συσκευής). Η τελευταία στήλη μας δίνει την επιφάνεια επιπέδωσης η οποία υπολογιστική από τη διάμετρο.

ΔΙΑΜΕΤΡΟΣ (mm)	ΦΩΤΕΙΝΟΤΗΤΑ	ΔΥΝΑΜΗ (mV)	ΔΥΝΑΜΗ(mN)	ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ(mm ²)
10mmHg				
2.6982	2.571	-0.32	-6.124	5.715
4.0973	2.522	-0.284	1.319	13.178
5.7253	2.198	-0.287	19.306	25.732
9.2249	1.591	-0.012	57.555	66.803
10.3711	0.048	0.049	70.167	84.434
20mmHg				
4.5382	3.042	-0.325	-7.158	16.167
4.2369	2.693	-0.285	1.112	14.092
5.5179	2.656	-0.239	10.623	23.901
7.1025	2.233	-0.046	50.526	39.600
8.0609	1.989	0.132	87.327	51.008
9.6990	1.594	0.412	145.217	73.845
10.2816	1.409	0.595	183.052	82.983
10.6167	0.63	0.484	160.103	88.481
30mmHg				
3.6037	2.934	-0.243	9.796	10.195
4.2841	3.095	-0.21	16.619	14.408
5.6806	2.411	-0.091	41.222	25.331
7.0924	2.461	0.077	75.956	39.487
7.7884	1.943	0.215	104.487	47.617
8.9246	1.658	0.414	145.631	62.524
40mmHg				
3.2809	3.045	-0.244	9.59	8.450
4.6763	2.858	-0.139	31.30	17.166
5.7026	2.027	0.04	68.31	25.528
5.8935	2.442	0.053	70.99	27.266
8.8887	1.669	0.743	213.65	62.022
9.7975	1.504	0.962	258.93	75.353
10.4838	1.444	1.32	332.95	86.279

Υπολογίζουμε την επιφάνεια επιπέδωσης από τη διάμετρο από τον τύπο

$$E = \frac{\pi d^2}{4} \quad \text{όπου } d \text{ η διάμετρος.}$$

Στη συνέχεια παρουσιάζεται το γράφημα φωτεινότητας και επιφάνειας.

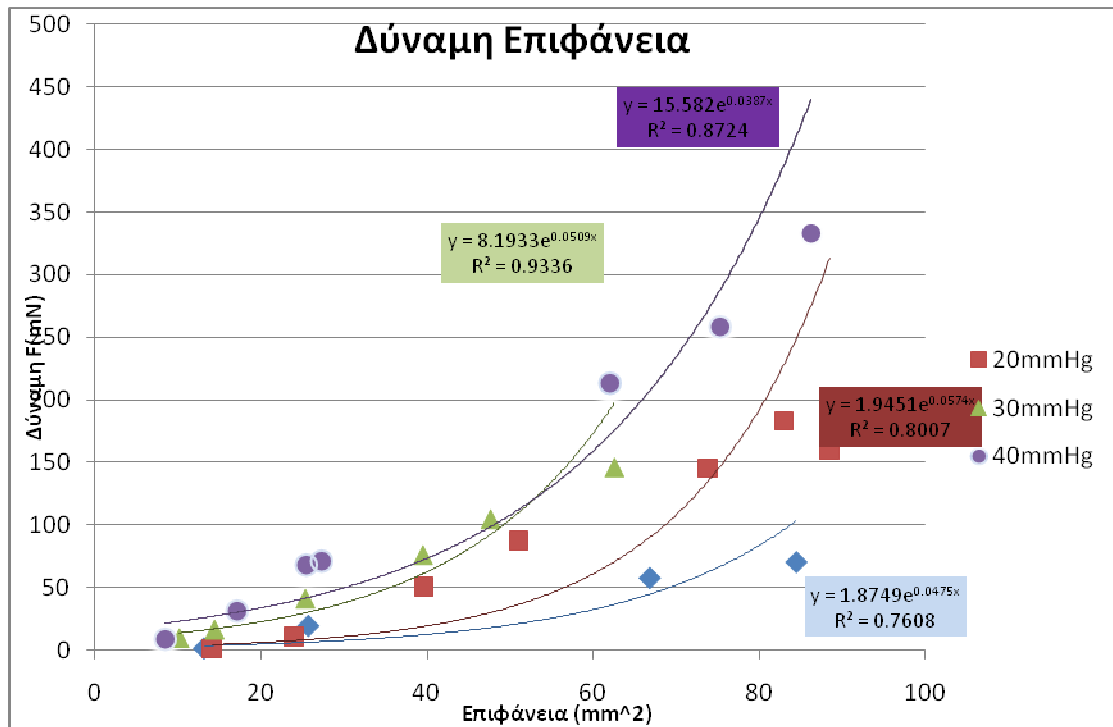


Από την προσαρμογή ευθείας παρουσιάζεται η εξίσωση:

$$lum = -0,0198E + 2,9993 \Rightarrow E = \frac{2,9993 - lum}{0,0198}$$

Η φωτεινότητα συμβολίζεται με lum και E η επιφάνεια.

Στη συνέχεια παρουσιάζεται το γράφημα Δύναμης-Επιφάνειας με προσαρμογή εκθετικού για κάθε πίεση ξεχωριστά.

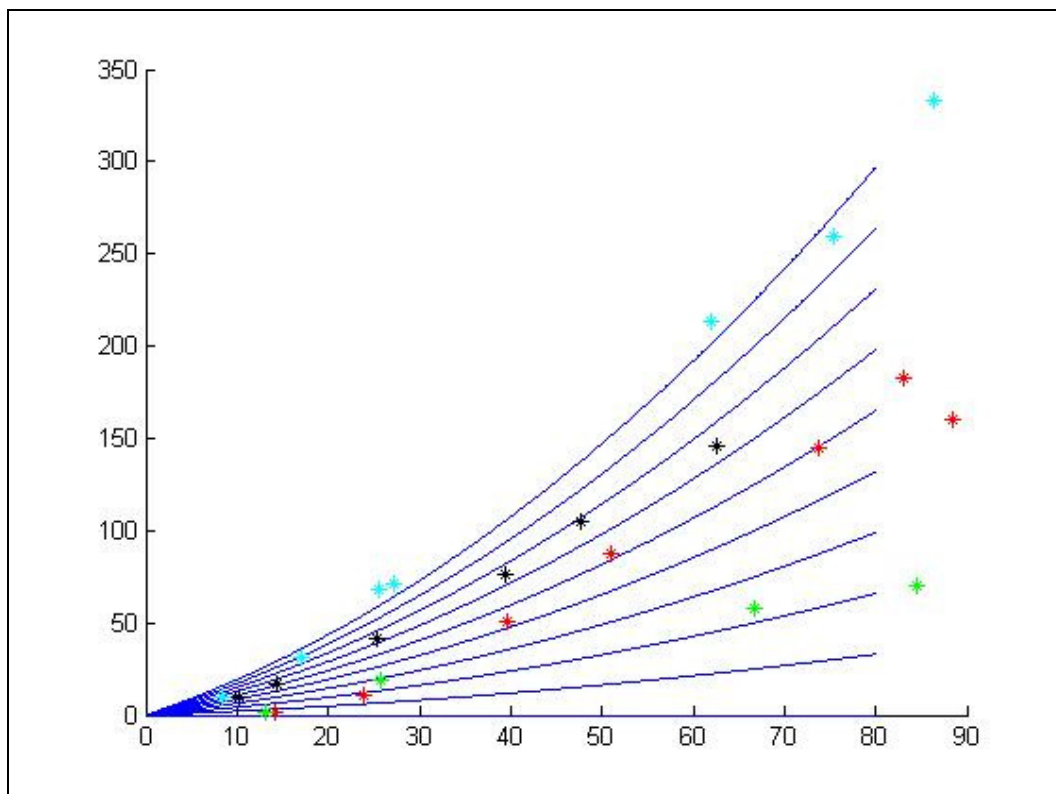


Γράφημα: 1. Παρουσιάζονται οι καμπύλες ίδιας πίεσης (Ισοβαρές καμπύλες).

Κατασκευάστηκε θεωρητική προσέγγιση των καμπύλων ίδιας πίεσης με προγραμματισμό Matlab. Ακολουθεί το νομόγραμμα με τις ισοβαρές καμπύλες από θεωρητική προσέγγισης. Η απεικόνιση που ακολουθεί έχει προέλθει από την εξίσωση υπολογισμού της ενδοφθάλμιας πίεσης.

Τα σημεία που παρουσιάζονται πάνω στο νομόγραμμα είναι οι μετρήσεις οι οποίες λήφθηκαν από τη διαδικασία αντιστοίχισης της φωτεινότητας σε επιφάνεια.

ΓΡΑΦΗΜΑ ΔΥΝΑΜΗΣ
ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ



Γράφημα:2. Γράφημα ενδοφθάλμιας πίεσης. Τα πράσινα σημεία είναι οι μετρήσεις από τη διάταξη βαθμονόμησης για πίεση 10mmHg, τα κόκκινα αντιστοιχούν σε 20mmHg, τα μαύρα σε 30mmHg και τα γαλάζια σε 40mmHg.

Υπολογισμός Πίεσης.

Εμπειρικά βρέθηκε ότι η πίεση περιγράφεται από τη σχέση:

$$P = \frac{F}{0,00064195E^2 + 0,04136135E}$$

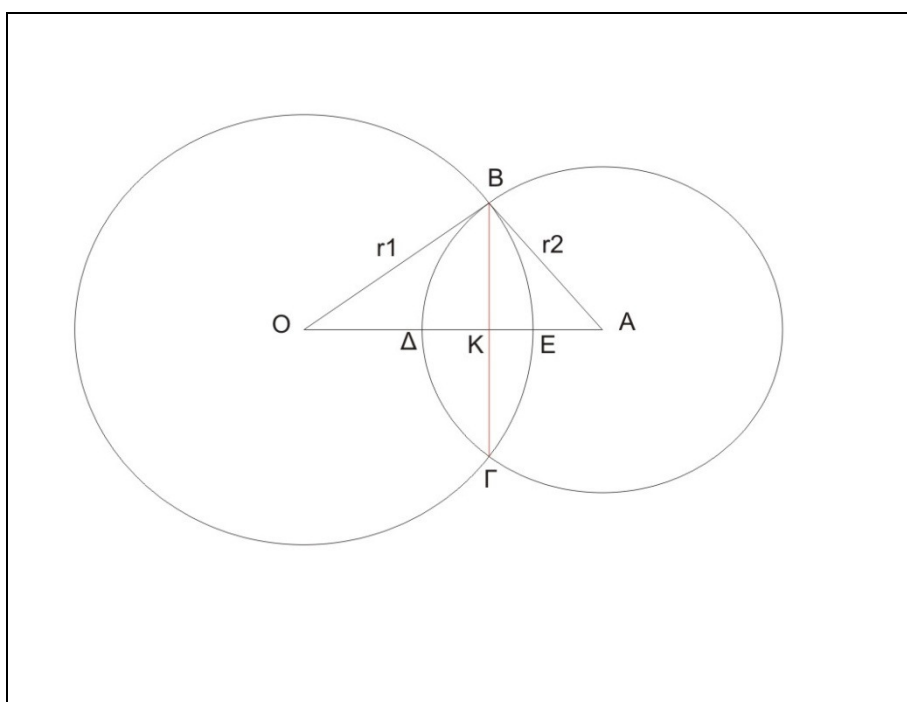
Γνωρίζουμε ότι η δύναμη ακολουθεί κατανομή δευτεροβάθμιας εξίσωσης

$$F = P(aE^2 + bE)$$

Υποθέτουμε ότι ο οφθαλμός έχει αμελητέες ατέλειες συνεπώς η εξίσωση περνάει από την αρχή των αξόνων. Η δύναμη που ασκείται για την επιπέδωση του κερατοειδή συμβολίζεται με F και η επιφάνεια επιπέδωσης με E.

Υπολογισμός Του Όγκου Παρεκτόπισης.

Κατά τη διάρκεια μέτρησης της πίεσης με το ελαστόμετρο η επιφάνεια επαφής μεταξύ του φακού και του κερατοειδή προσδιορίζεται από τη διάμετρο του φακού. Η πίεση υπολογίζεται από τη δύναμη που ασκείται στον κερατοειδή και ο όγκος παρεκτόπισης υπολογίζεται από τη διάμετρο της επιφάνειας επαφής. Όγκος παρεκτόπισης είναι ο όγκος στον οποίο έχει βυθιστεί ο φακός του ελαστόμετρου μέσα στον κερατοειδή και μετατοπίζει το υδατοειδές υγρό. Στην εικόνα που ακολουθεί παρουσιάζεται η παραμόρφωση του κερατοειδή και ο όγκος παρεκτόπισης του υδατοειδές υγρού από τον πρόσθιο θάλαμο.



Από το σχήμα παρατηρούμε:

$$d = (B\Gamma) \Rightarrow (BK) = (K\Gamma) = \frac{d}{2}$$

Από πυθαγόρειο θεώρημα στα τρίγωνα \widehat{BKA} και \widehat{BKO} αντίστοιχα έχουμε:

$$BK^2 + KA^2 = BA^2 \Rightarrow KA^2 = r_2^2 - \left(\frac{d}{2}\right)^2$$

$$BK^2 + KO^2 = BO^2 \Rightarrow KO^2 = r_1^2 - \left(\frac{d}{2}\right)^2$$

$$(K\Delta) = (A\Delta) - (AK) = r_2 - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}}$$

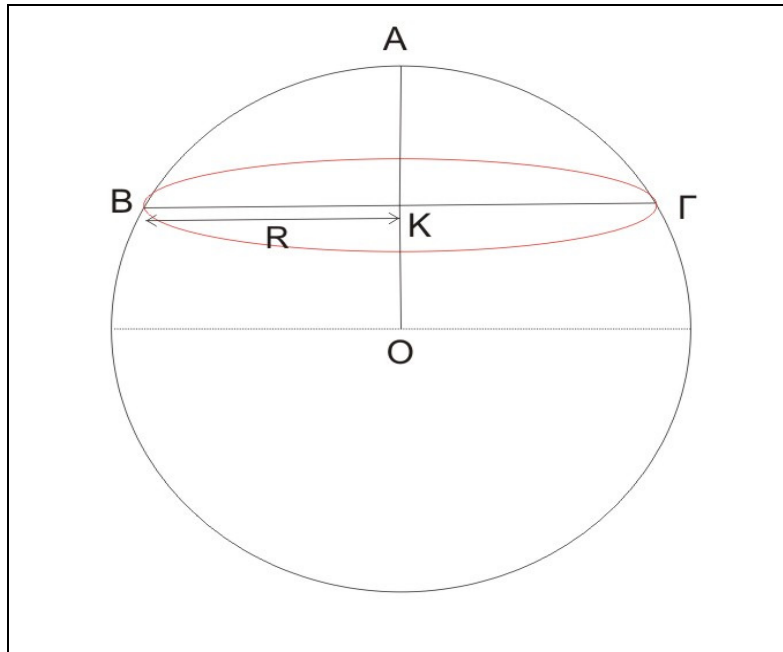
$$(KE) = (OE) - (OK) = r_1 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}}$$

Από πυθαγόρειο θεώρημα στα τρίγωνα $B\hat{K}\Delta$ και $B\hat{K}E$ αντίστοιχα έχουμε:

$$\begin{aligned} B\Delta^2 &= BK^2 + \Delta K^2 = \left(\frac{d}{2}\right)^2 + \left(r_2 - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}}\right)^2 \\ &= \left(\frac{d}{2}\right)^2 + r_2^2 - 2r_2\sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}} + r_2^2 - \left(\frac{d}{2}\right)^2 = 2r_2^2 - 2r_2\sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}} \\ &= 2r_2\left(r_2 - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}}\right) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} BE^2 &= BK^2 + EK^2 = \left(\frac{d}{2}\right)^2 + \left(r_1 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}}\right)^2 \\ &= \left(\frac{d}{2}\right)^2 + r_1^2 - 2r_1\sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}} + r_1^2 - \left(\frac{d}{2}\right)^2 = 2r_1^2 - 2r_1\sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}} \\ &= 2r_1\left(r_1 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}}\right) \end{aligned}$$

Υπολογίζουμε τον όγκο παρεκτόπισης. Ο όγκος σφαιρικού τμήματος μας δίνεται από τον τύπο.



$$V = \frac{1}{6} \pi K A (3R^2 + K A^2)$$

Από πυθαγόρειο θεώρημα στο τρίγωνο $B\hat{K}A$

$$K A^2 = A B^2 - R^2$$

Αντικαθιστούμε στον όγκο.

$$V = \frac{1}{6} \pi K A (3R^2 + A B^2 - R^2) = \frac{1}{6} \pi K A (2R^2 + A B^2)$$

Ο όγκος παρεκτόπισης μας δίνεται από

$$V = V_1 + V_2$$

$$= \frac{1}{6} \pi K E (2K B^2 + B E^2) + \frac{1}{6} \pi K \Delta (2K B^2 + B \Delta^2)$$

$$= \frac{1}{6} \pi K E \left(2 \frac{d^2}{4} + B E^2 \right) + \frac{1}{6} \pi K \Delta \left(2 \frac{d^2}{4} + B \Delta^2 \right)$$

$$= \frac{1}{3} \pi K E \frac{d^2}{4} + \frac{1}{2} K E (B E)^2 + \frac{1}{3} \pi K \Delta \frac{d^2}{4} + \frac{1}{2} K \Delta (B \Delta)^2$$

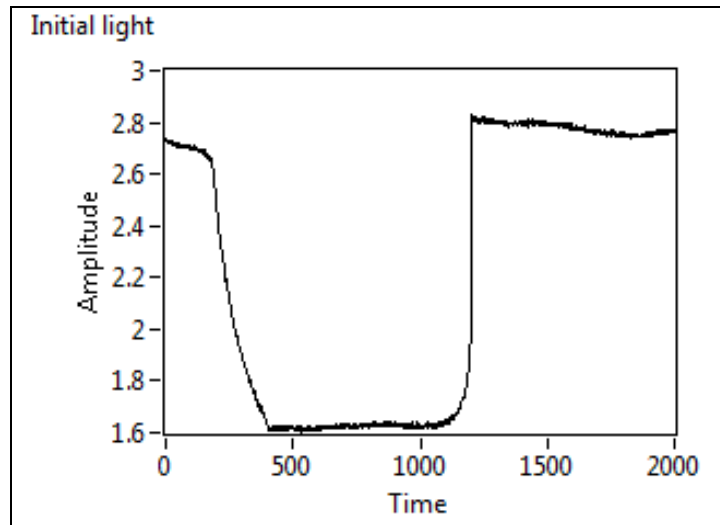
$$= \frac{1}{3} \pi \frac{d^2}{4} (K E + K \Delta) + \frac{1}{6} \pi (K E (B E)^2 + K \Delta (B \Delta)^2)$$

$$\begin{aligned}
&= \frac{1}{3} \pi \frac{d^2}{4} \left(r_1 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}} + r_2 - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right) \\
&+ \frac{1}{6} \pi \left[2r_1 \left(r_1 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}} \right) \left(r_2 - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right) + 2r_2 \left(r_2 - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right) \left(r_1 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}} \right) \right] \\
&= \frac{1}{3} \pi \frac{d^2}{4} \left[r_1 + r_2 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}} - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right] \\
&+ \frac{1}{6} \pi 2 \left[r_1 \left(r_1 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}} \right)^2 + r_2 \left(r_2 - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right)^2 \right] \Rightarrow \\
V &= \frac{1}{3} \pi \left[\frac{d^2}{4} \left(r_1 + r_2 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}} - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right) + r_1 \left(r_1 - \sqrt{r_1^2 - \frac{d^2}{4}} \right)^2 + r_2 \left(r_2 - \sqrt{r_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right)^2 \right]
\end{aligned}$$

Ο τύπος αυτός μας δίνει τον όγκο παρεκτόπισης του υδατοειδές υγρού. Στην εικόνα παρουσιάζεται η περιοχή μέσα στον ανοιχτόχρωμο κύκλο. Η κεφαλή του ελαστομέτρου έχει ακτίνα καμπυλότητας $r_2=21,6\text{mm}$ και θεωρούμε ότι ο οφθαλμός προσεγγίζει σφαίρα με ακτίνα $r_1=7,73\text{mm}$ η οποία είναι η μέση ακτίνα κερατοειδικής καμπυλότητας στον πληθυσμό. Με d η διάμετρος η οποία αντιστοιχεί στην επιφάνεια επιπέδωσης του κερατοειδή.

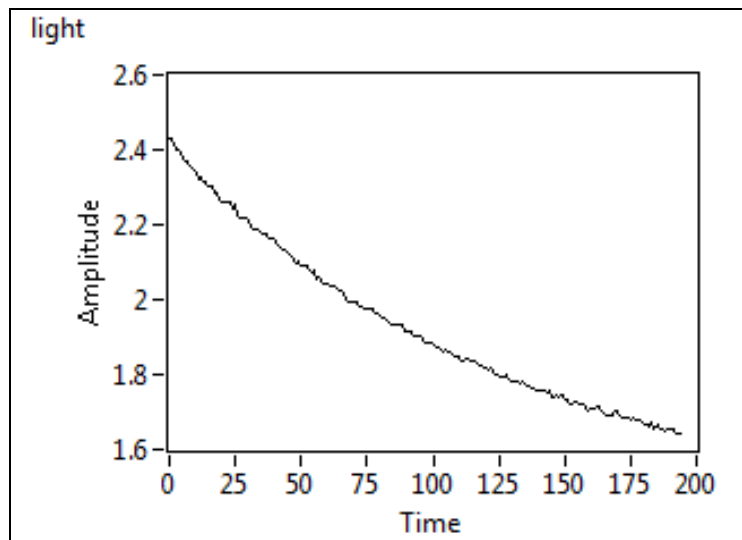
Μέσω προγραμματισμού επιλέγουμε το μέρος των σημάτων το οποίο αντιστοιχεί στην επιπέδωση του κερατοειδή. Απορρίπτουμε τα σήματα που λαμβάνουμε από την διαδικασία στην οποία ο κερατοειδής επιστρέφει από την επιπέδωση λόγω ύπαρξης αυξημένων διακυμάνσεων στη κατανομή του.

Γράφημα αρχικής φωτεινότητας



Εικόνα:39. Αρχική μορφή γραφήματος των σημάτων του φωτός ανάλογα με το χρόνο. Παρατηρούμε ότι καθ'όλη τη διάρκεια της επιπέδωσης πέφτει η φωτεινότητα. Στην πλήρη επιπέδωση έχουμε την ελάχιστη φωτεινότητα στη συνέχεια παρατηρούμε την αύξηση της φωτεινότητας καθώς επιστρέφει ο κερατοειδής στην αρχική του μορφή.

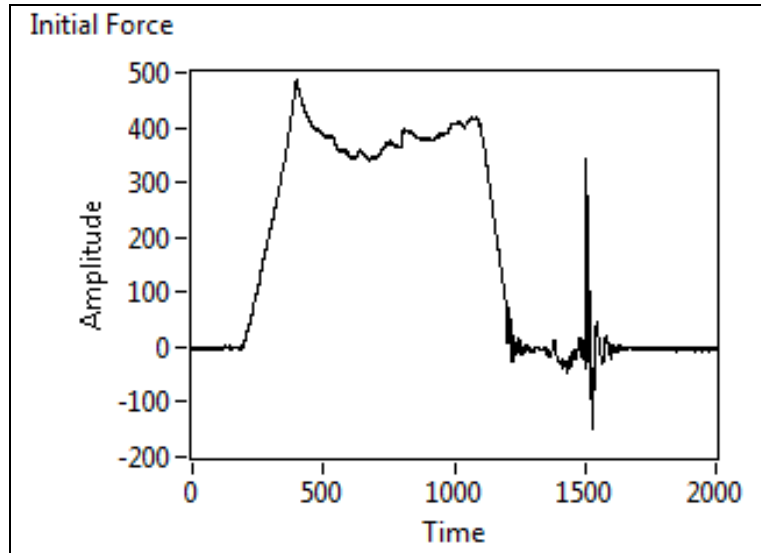
Γράφημα φωτεινότητας.



Εικόνα:40. Στο γράφημα παρατηρούμε τη πτώση της φωτεινότητας κατά τη διάρκεια της επιπέδωσης. Παρουσιάζεται το μέρος της μέτρησης η οποία χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της ενδοφθάλμιας πίεσης και της οφθαλμικής ακαμψίας. Έχουν απορριφθεί

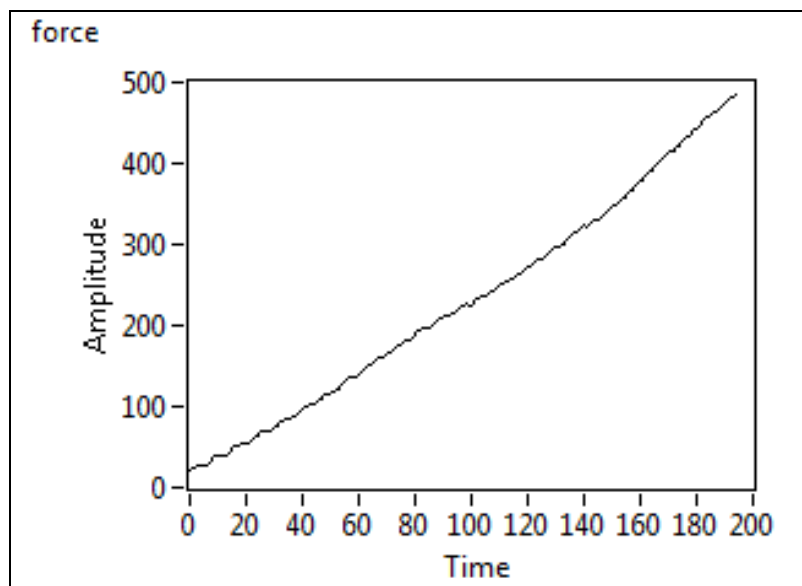
τα υπόλοιπα τμήματα του γραφήματος. (Η εικόνα είναι μέρος του παραπάνω γραφήματος).

Γράφημα αρχικής Δύναμης.



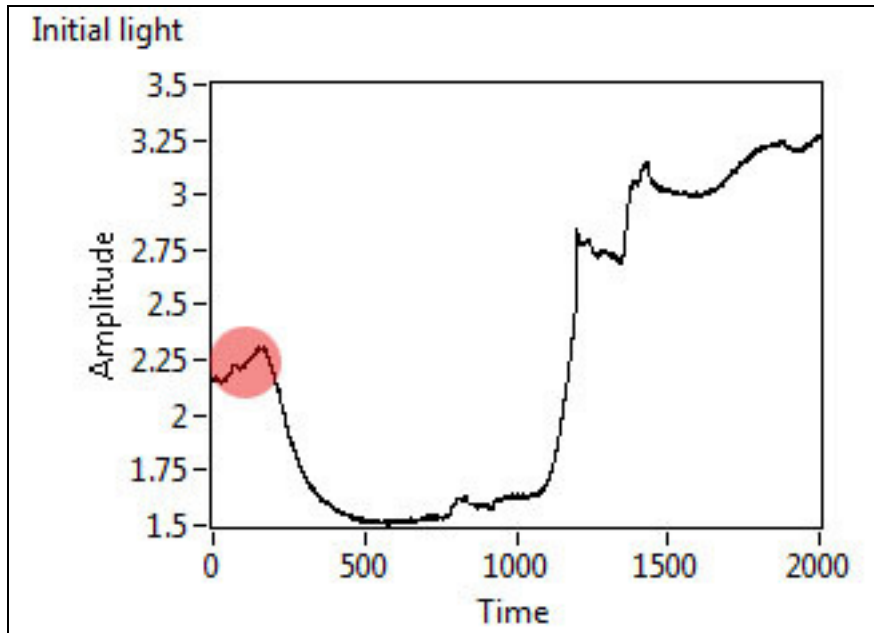
Εικόνα:41. Τα αρχικά σήματα που λήφθηκαν για τη δύναμη παρουσιάζονται στο γράφημα κατά τη διάρκεια του χρόνου. Αυξάνεται η δύναμη μέχρι τη πλήρη επιπέδωση. Στην συνέχεια ακολουθεί γράφημα το οποίο παρουσιάζει το μέρος της μέτρησης το οποίο χρησιμοποιείται.

Γράφημα Δύναμης



Εικόνα:42. Δύναμη η οποία ασκείται κατά τη διάρκεια της επιπέδωσης.

Γνωρίζουμε ότι η ελάχιστη επιπέδωση αντιστοιχεί σε μέγιστη φωτεινότητα και η μέγιστη σε μηδενική φωτεινότητα. Το γεγονός αυτό μπορεί να παρατηρηθεί και στο γράφημα επιπέδωσης φωτεινότητας. Όταν πλησιάζει η κεφαλή του ελαστομέτρου τον κερατοειδή υδρατμοί από τον οφθαλμό προσκολλόνται στην επιφάνεια του φακού του ελαστομέτρου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της φωτεινότητας πριν έλθει σε επαφή το ελαστόμετρο με τον οφθαλμό. Ακόμα η φωτεινότητα μειώνεται με την αύξηση της θερμοκρασίας καθώς ο φακός πλησιάζει το μάτι. Η ευθεία της φωτεινότητας μετατοπίζεται προς τα κάτω λόγω της αρχικής μείωσης. Σε κάθε μέτρηση κάνουμε αυτόματα ευθυγράμμιση φωτεινότητας σε επιπέδωση για να εξαλείψουμε το παραπάνω φαινόμενο. Γίνεται αντιστοίχιση της μέγιστης επιπέδωσης στην αντίστοιχη ελάχιστη φωτεινότητα και τη μηδενική επιπέδωση σε μέγιστη φωτεινότητα για τη συγκεκριμένη μέτρηση. Για να επιτευχθεί η παραπάνω ευθυγράμμιση κατασκευάστηκε το γράφημα των δύο σημείων, μέγιστης και ελάχιστης φωτεινότητας (ευθεία που περνάει από τη μέγιστη και τη μηδενική επιπέδωση) για κάθε μέτρηση χωριστά.

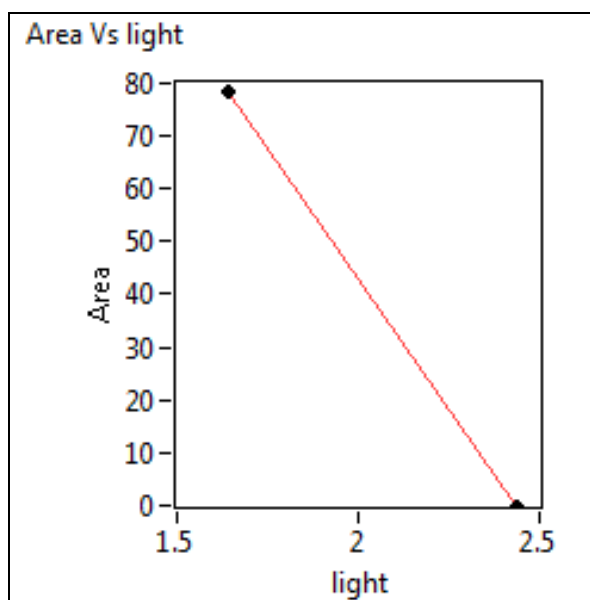


Εικόνα:43. Παρουσιάζεται το γράφημα σημάτων φωτεινότητας κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Παρατηρούμε τη πτώση της φωτεινότητας στην αρχή του γραφήματος πριν αγκίξει το ελαστόμετρο τον κερατοειδή.

Η διαδικασία αυτή γίνεται αυτόματα με προγραμματισμό. Συνεπώς κατασκευάζουμε το γράφημα επιπέδωσης με φωτεινότητα και βρίσκουμε την εξίσωση που αντιστοιχεί σε αυτό. Χρησιμοποιούμε την εξίσωση για να αντιστοιγήσουμε τη φωτεινότητα σε επιφάνεια. Παραθέτουμε τα αποτελέσματα από μια συγκεκριμένη μέτρηση για να παρουσιαστούν τα γραφήματα. Η εξίσωση επιφάνειας φωτεινότητας για τη συγκεκριμένη μέτρηση είναι

$$E = -43.955 * lum + 136.98.$$

Γράφημα επιφάνειας φωτεινότητας.



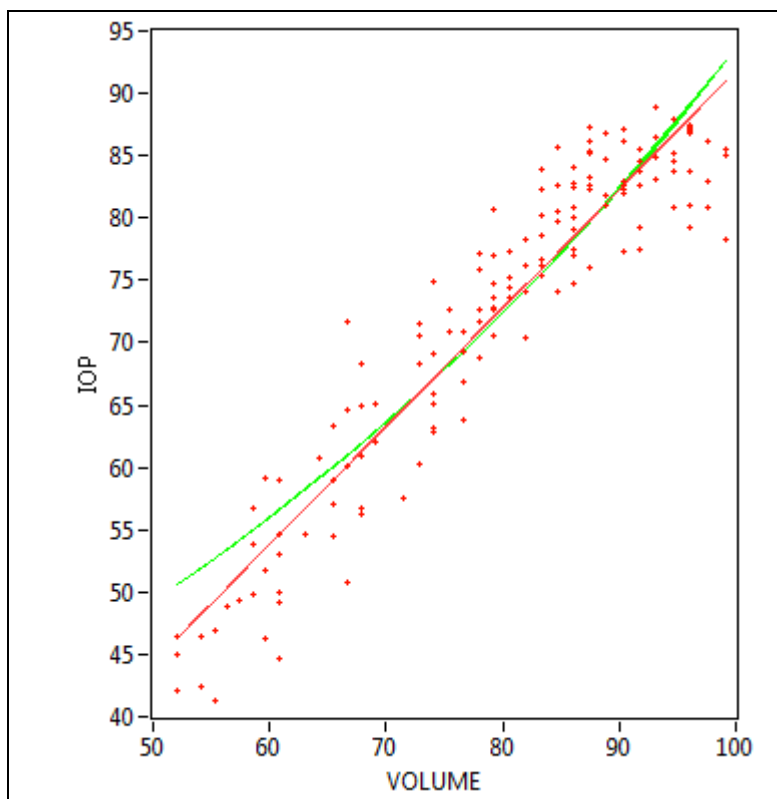
Εικόνα:44. Η εικόνα αυτή παρουσιάζει την ευθεία επιφάνειας φωτεινότητας. Έχει δημιουργηθεί στο Labview για συγκεκριμένη μέτρηση.

Στη συνέχεια υπολογίζεται η πίεση και ο όγκος παρεκτόπισης. Κατασκευάζουμε το γράφημα όγκου πίεσης. Το εκθετικό που μας δίνει τη προσαρμογή στο γράφημα υπολογίζει την πίεση πριν το ελαστόμετρο αγγίξει την επιφάνεια του κερατοειδή και την οφθαλμική ακαμψία του οφθαλμού.

$$P = P_0 e^{KV}$$

Η αρχική πίεση συμβολίζεται με P_0 και η οφθαλμική ακαμψία με K . Παρουσιάζεται στη συνέχεια το γράφημα ενδοφθάλμιας πίεσης με τον όγκο παρεκτόπισης.

Διάγραμμα ενδοφθάλμιας πίεσης όγκου.



Εικόνα:45. Με κόκκινες κουκίδες παρουσιάζονται οι τιμές της μέτρησης. Η κόκκινη γραμμή είναι γραμμική προσαρμογή και η πράσινη είναι η προσαρμογή εκθετικού. Με την εκθετική συνάρτηση παρατηρήθηκε καλύτερη εφαρμογή στις μετρήσεις.

Η προσαρμογή εκθετικού μας δίνει την εξίσωση:

$$P = 25,9225e^{0,012836V}$$

Η πίεση του ασθενή είναι $P_0=25,9225\text{mmHg}$.

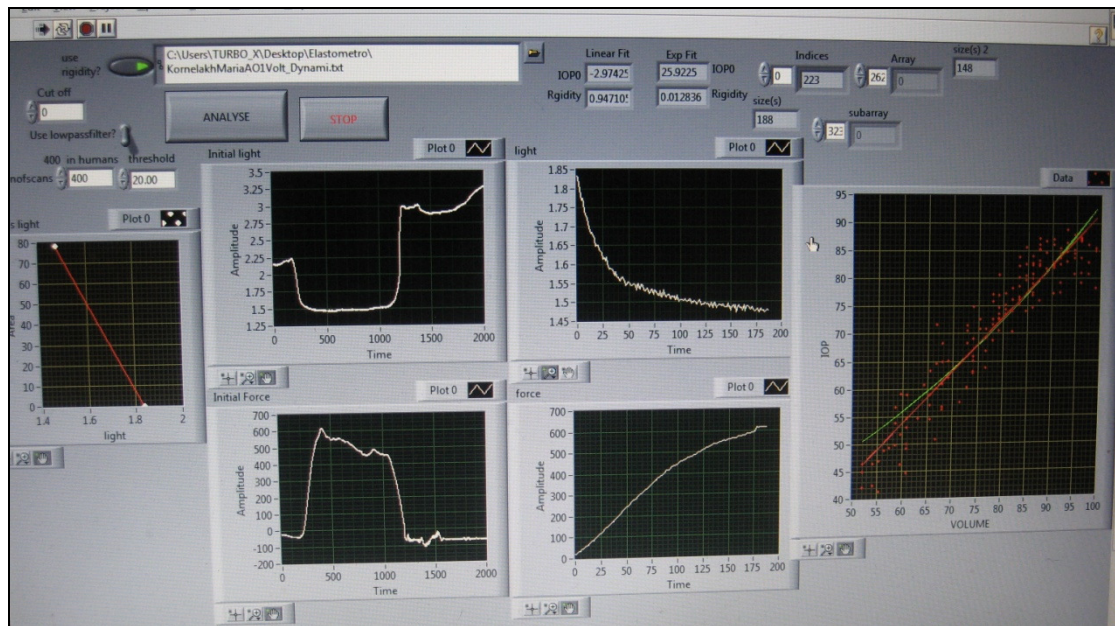
και η οφθαλμική ακαμψία είναι $K=0,012836\text{mmHg}$.

Χρήση Προγράμματος LabView Για Τη Λήψη Των Μετρήσεων.

Τα σήματα που λαμβάνονται από τους αισθητήρες αναλύονται με τη βοήθεια λογισμικού το οποίο αναπτύχθηκε για το συγκεκριμένο όργανο σε περιβάλλον Lab View. Στο λογισμικό έχουν εισαχθεί οι παραπάνω εξισώσεις που βρέθηκαν από τους υπολογισμούς με σκοπό ο χειριστής να λαμβάνει αμέσως μετά τη μέτρηση τιμή για τη πίεση και την οφθαλμική ακαμψία, χωρίς να απαιτείται επεξεργασία των δεδομένων. Η λειτουργία αυτή κάνει εύχρηστη τη συσκευή για χρήση στη κλινική πράξη. Ακόμα το λογισμικό δίνει τη δυνατότητα απεικόνισης των αποτελεσμάτων με γραφικές παραστάσεις. Το πρόγραμμα αυτό βελτιώθηκε και παρουσιάζει γραφήματα για τα σήματα που λήφθηκαν για τη φωτεινότητα, τη δύναμη και τη πίεση συναρτήσει του όγκου παρεκτόπισης.



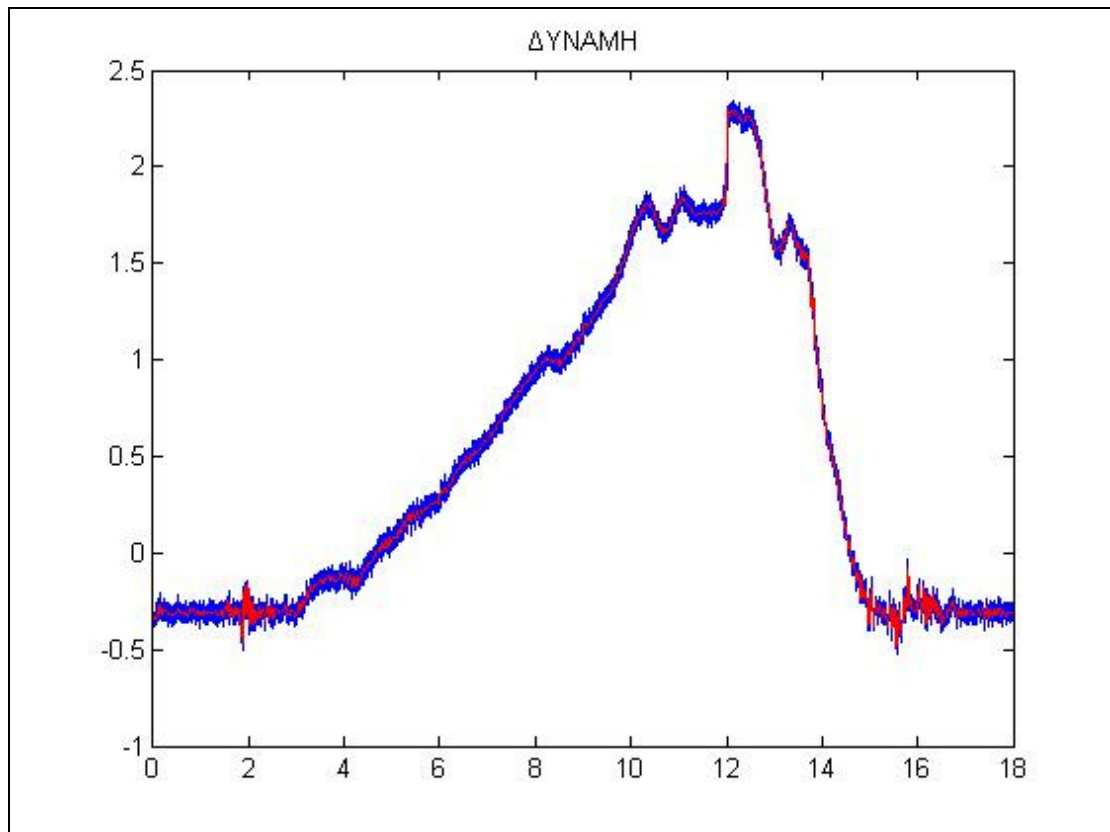
Εικόνα:46. Παρουσιάζεται το πρόγραμμα λήψης των μετρήσεων σε Labview περιβάλλον.



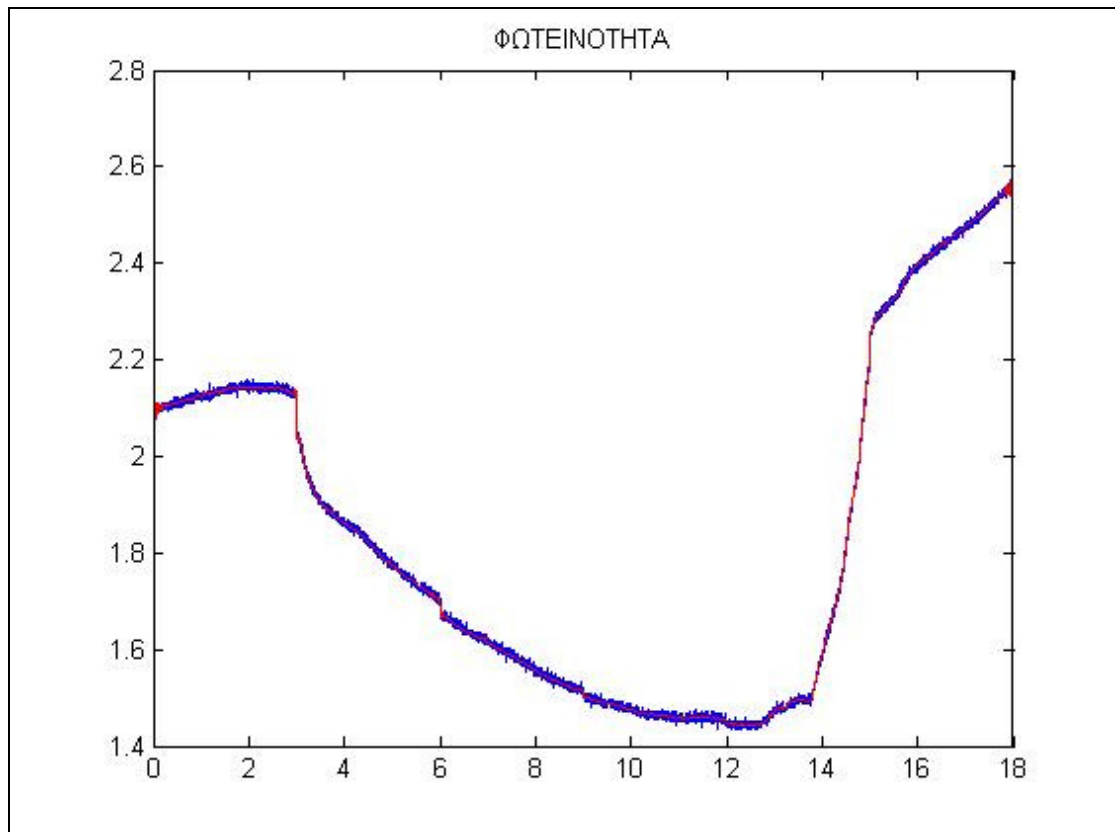
Εικόνα:47. Παρουσιάζεται το πρόγραμμα ανάλυσης των μετρήσεων σε περιβάλλον Labview. Αριστερά παρουσιάζεται το γράφημα αντιστοίχισης επιφάνειας με τη φωτεινότητα. Δίπλα παρουσιάζονται τα αρχικά γραφήματα σημάτων, φωτεινότητας (πάνω) και δύναμης (κάτω). Ακολουθούν τα γραφήματα από το μέρος της μέτρησης το οποίο χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό της πίεσης. Γράφημα φωτεινότητας σε όλο το χρόνο της επιπέδωσης (πάνω) και δύναμης (κάτω). Δεξιά γράφημα ενδοφθάλμιας πίεσης και όγκου παρεκτόπισης.

Αφαίρεση Θορύβου Από Τα Σήματα Που Λαμβάνει Το Ελαστόμετρο.

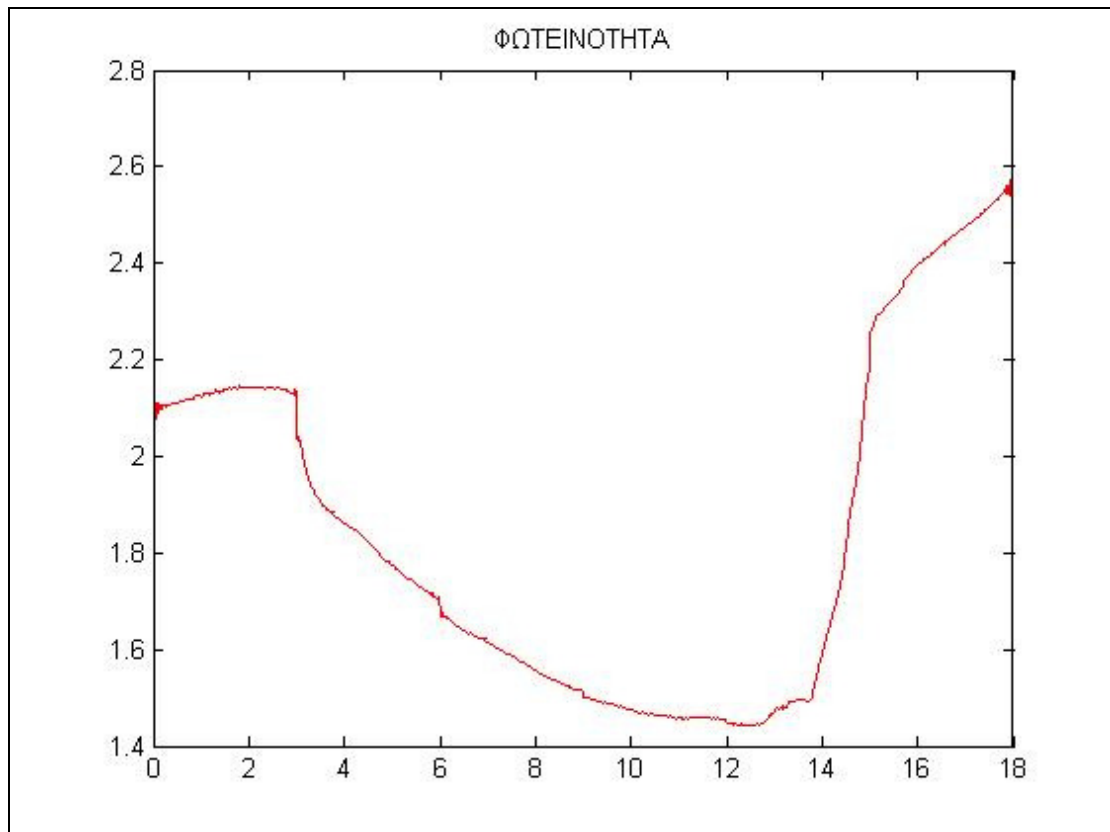
Κατασκευάστηκε προγραμματιστικά σε matlab φίλτρο, με χρήση μετασχηματισμών Fourier, το οποίο μειώνει το θόρυβο. Το πρόγραμμα αυτό εισήχθη στη συσκευή για μειωμένη αντίληψη στους εξωτερικούς θορύβους και στους κραδασμούς. Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα σήματα το οποία λήφθηκαν σε συγκεκριμένη μέτρηση με χρήση του φίλτρου και χωρίς.



Εικόνα:48. Αρχικά σήματα τα οποία λήφθηκαν για τη δύναμη καθόλη τη διάρκεια της μέτρησης . Η μπλε γραμμή είναι η αρχική μορφή της δύναμης ενώ η κόκκινη είναι η φιλτραρισμένη μορφή. Παρατηρείται αρκετά ομαλοποιημένη η φιλτραρισμένη μορφή των σημάτων.



Εικόνα:49. Γραφική παράσταση σημάτων φωτεινότητας κατά τη διάρκεια του χρόνου της μέτρησης. Η μπλε γραμμή παρουσιάζει τη φωτεινότητα χωρίς τη χρήση φίλτρου ενώ η κόκκινη είναι η φιλτραρισμένη γραφική παράσταση.



Εικόνα:50. Παρουσιάζεται η φιλτραρισμένη μορφή της φωτεινότητας. Παρατηρείται αρκετά ομαλή η γραφική παράσταση.

Όπως φαίνεται από τα γραφήματα τα οποία παρουσιάστηκαν η χρήση των φίλτρων βοήθησαν στη μείωση των διακυμάνσεων των σημάτων που λαμβάνονται κυρίως για τη δύναμη και λιγότερο για τη φωτεινότητα.

Σύγκριση Ελαστομέτρου με το Τονόμετρο Goldmann

Το ελαστομέτρο τοποθετήθηκε στο τμήμα βυθού του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου και έγινε σύγκριση πίεσης με το τονόμετρο Goldmann. Στη σύγκριση συμμετείχαν 162 άτομα. Μετρήθηκε η πίεση με το ελαστομέτρο και με το Goldmann στο ίδιο άτομο και στον ίδιο οφθαλμό. Το ελαστομέτρο είναι πολύ ευαίσθητο όργανο στις κινήσεις του ασθενή συνεπώς για να έχουμε μια έγκυρη μέτρηση θα πρέπει ο ασθενής να μπορεί να κρατήσει σε όλη τη διάρκεια της μέτρησης ανοιχτό το μάτι χωρίς να βλεφαρίσει. Για το λόγω αυτό έγκυρες μετρήσεις λήφθηκαν στους 83 ασθενείς. Όλοι οι οφθαλμοί που μετρήθηκαν επιλέχθηκαν να είναι μη

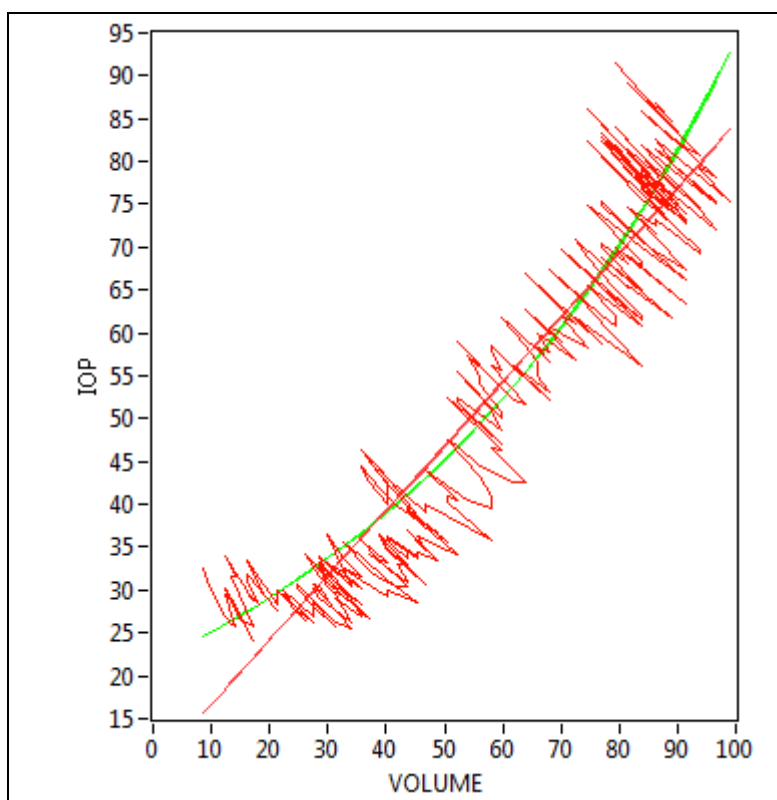
χειρουργημένοι, με ανέπαφο τον πρόσθιο θάλαμο και χωρίς να έχει εισαχθεί ενέσιμη θεραπεία στον οφθαλμό, για λήψη έγκυρων μετρήσεων πίεσης.

Διαδικασία Μετρήσεων.

Η διαδικασία σύγκρισης των τονομέτρων απαιτεί ενστάλαξη αναισθητικού στον οφθαλμό. Ο ίδιος χειριστής υπολογίζει την πίεση με το τονόμετρο Goldmann και στη συνέχεια λαμβάνει μέτρηση με το ελαστόμετρο. Ο χειριστής ευθυγραμμίζει την κεφαλή του ελαστομέτρου ώστε η επιπέδωση του κερατοειδή να επιτυγχάνεται κεντρικά. Έκκεντρες μετρήσεις δίνουν αυξημένες πιέσεις λόγω αυξημένης παρεκτόπισης όγκου. Ο χειριστής πρέπει να εκπαιδευτεί ώστε να συνηθίσει στη σωστή ευθυγράμμιση ώστε να είναι κεντρική η προσέγγιση του φακού στον κερατοειδή. Οι μετρήσεις με το ελαστόμετρο θα πρέπει να γίνονται με εκπαιδευμένο χειριστή ο οποίος επιτυγχάνει την επιπέδωση του κερατοειδή με ομαλή κίνηση του χεριού του. Με την ομαλή κίνηση επιπέδωσης μπορούν να εξαλειφθούν οι διακυμάνσεις οι οποίες προέρχονται από την αστάθεια του χεριού του.

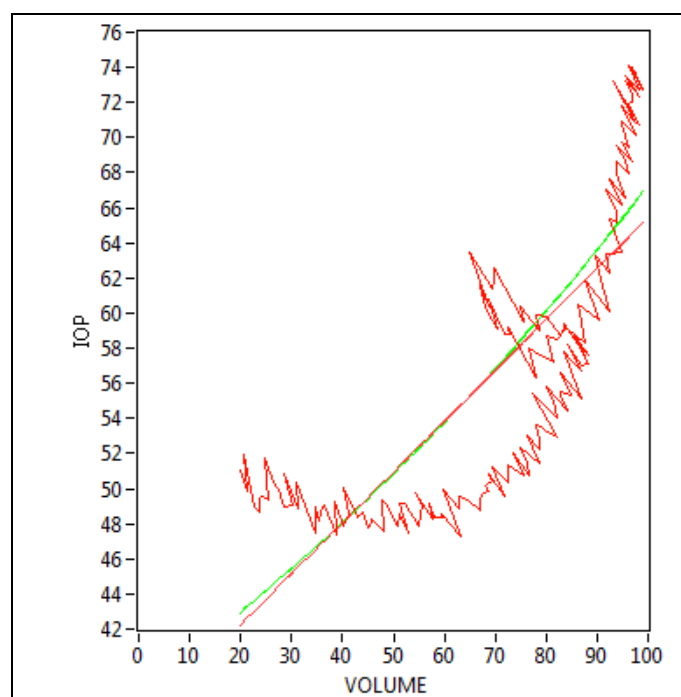
Το ελαστόμετρο είναι πολύ ευαίσθητο όργανο και επηρεάζεται από πολύ μικρές διαταραχές. Ο ασθενής για να μετρηθεί θα πρέπει να παραμείνει ακίνητος σε όλη τη διάρκεια της μέτρησης. Οφθαλμοί με στενή βλεφαρική σχισμή δε μπορούν να μετρηθούν. Αρκετά άτομα δε μπορούν να παραμείνουν ακίνητα, βλεφαρίζουν, δεν κοιτάζουν σταθερά σε ένα σημείο τραβιούνται πίσω ενώ η κεφαλή του ελαστομέτρου πλησιάζει με αποτέλεσμα να μη μπορεί να ληφθεί έγκυρη μέτρηση. Παρατηρήθηκε ότι τα νεαρά άτομα έχουν μικρότερη ανοχή στην επιπέδωση και βλεφαρίζουν συνεχώς. Έγκυρες μετρήσεις από νεαρά άτομα είναι μειωμένα. Εξαίρεση αποτελούν οι χρόνιοι χρήστες φακών επαφής οι οποίοι έχουν μεγάλη ανοχή στην επαφή της κεφαλής με τον κερατοειδή. Οι μεγαλύτερη σε ηλικία ασθενείς οι οποίοι εξετάστηκαν λήφθηκαν ελάχιστες απορριπτέες μετρήσεις.

Γράφημα Πίεση όγκου.

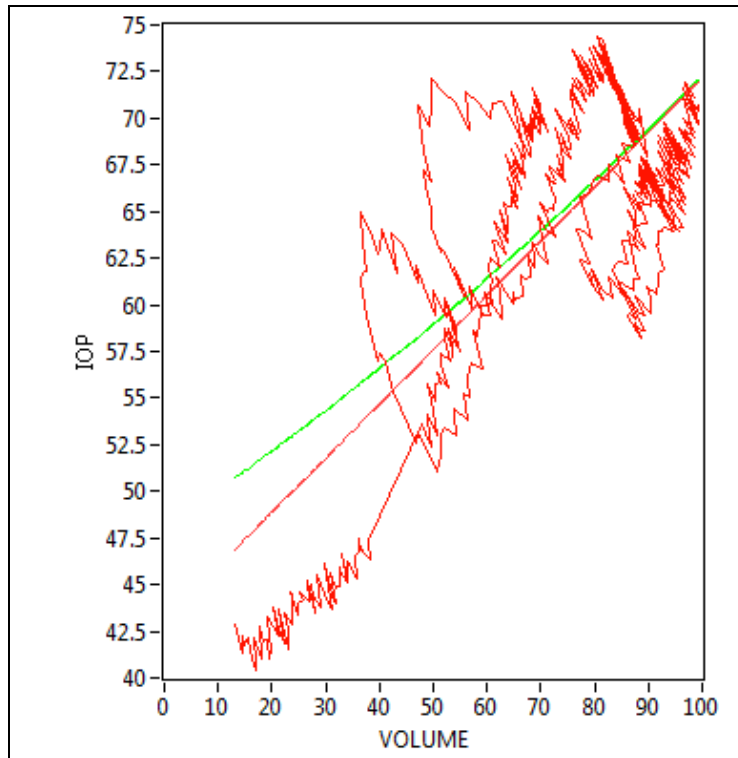


Εικόνα:51. Απορριπτέα μέτρηση η οποία λήφθηκε από 18 ετών ασθενή, η οποία έτρεμε κατά τη διάρκεια της μέτρησις.

Όγκος πίεση.



Εικόνα:52. Παρουσιάζεται το γράφημα πίεσης όγκου. Ο ασθενής βλεφάρισε κατά τη διάρκεια της μέτρησης.



Εικόνα:53. Ο ασθενής ο οποίος βλεφάριζε διαρκώς κατά τη διάρκεια της μέτρησης.

Έλεγχος του Αιματικού Κύκλου.

Τη στιγμή κατά την οποία επιπεδώνουμε τον κερατοειδή δε γνωρίζουμε σε ποιο σημείο του κύκλου της αιματικής ροής βρίσκεται ο οφθαλμός. Γνωρίζουμε ότι υπάρχει απόκλιση στην ενδοφθάλμια πίεση της τιμής 2mmHg ανάλογα με την φάση του κύκλου. Για το λόγο αυτό δοκιμάστηκε να κρατηθεί για 5 δευτερόλεπτα ο φακός σε επαφή με το μάτι στη πλήρη επιπέδωση για να ελεγχθεί η διακύμανση στη πίεση λόγω του κύκλου της αιματικής ροής. Στους ασθενείς που έγινε προσπάθεια να ληφθεί τέτοια μέτρηση δε μπορούσαν να μείνουν ακίνητοι στην επιπέδωση για περισσότερο από 2 δευτερόλεπτα και τραβιόταν πίσω. Δε μπόρεσε να ληφθεί έγκυρη μέτρηση για τη μελέτη της πίεσης σε όλη τη διάρκεια του κύκλου της αιματικής ροής.

Παρουσίαση Μετρήσεων.

Στον πίνακα που ακολουθεί παρουσιάζονται οι μετρήσεις από τους 83 ασθενείς οι οποίοι μετρήθηκαν με το ελαστόμετρο και το Goldman στον ένα οφθαλμό, την ίδια μέρα και από τον ίδιο χειριστή.

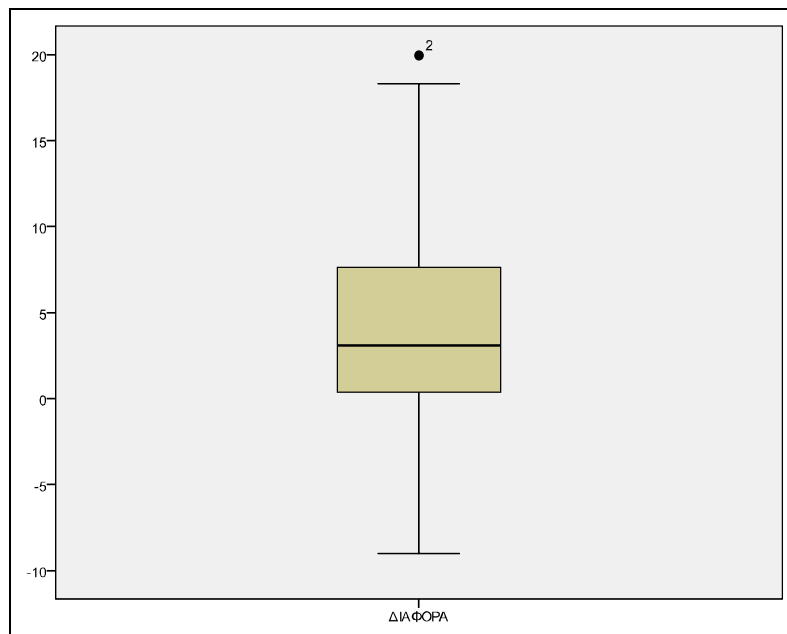
ΕΛΑΣΤΟΜΕΤΡΟ (mmHg)	GOLDMAN (mmHg)	ΔΙΑΦΟΡΑ (mmHg)
23.23	13	10.23
26.96	7	19.96
17.39	16	1.39
11.60	14	-2.40
16.11	13	3.11
18.13	15	3.13
24.08	13	11.08
11.59	10	1.59
13.38	14	-0.62
26.69	19	7.69
16.62	16	0.62
17.61	10	7.61
18.81	11	7.81
27.26	10	17.26
12.41	13	-0.59
17.81	14	3.81
14.69	14	0.69
17.49	17	0.49
20.39	16	4.39
8.94	11	-2.06
27.45	13	14.45
27.67	13	14.67
16.87	18	-1.13
28.00	14	14.00
18.49	13	5.49
18.99	18	0.99
14.54	14	0.54
9.25	18	-8.75
17.07	15	2.07
17.45	12	5.45
20.25	17	3.25
10.09	8	2.09
15.70	12	3.70
22.04	20	2.04
15.18	15	0.18
20.78	9	11.78
20.80	15	5.80
21.09	16	5.09
11.88	13	-1.12
23.92	15	8.92
22.82	15	7.82
12.88	10	2.88
10.99	20	-9.01
16.10	12	4.10
15.56	12	3.56
14.12	8	6.12
22.21	18	4.21
17.41	19	-1.59
28.11	17	11.11
22.54	13	9.54
17.46	16	1.46

20.92	10	10.92
13.94	15	-1.06
24.20	14	10.20
10.85	11	-0.15
22.53	16	6.53
16.31	14	2.31
13.57	12	1.57
12.51	18	-5.49
12.75	14	-1.25
13.70	13	0.70
23.14	20	3.14
12.66	12	0.66
12.07	20	-7.93
13.23	13	0.23
11.36	10	1.36
21.65	14	7.65
22.89	18	4.89
26.33	8	18.33
12.53	11	1.53
22.81	11	11.81
12.17	9	3.17
18.98	22	-3.02
12.91	15	-2.09
10.36	9	1.36
7.49	16	-8.51
13.78	10	3.78
12.33	13	-0.67
13.78	11	2.78
11.83	12	-0.17
23.79	14	9.79
21.16	16	5.16
26.86	15	11.86

Η πρώτη στήλη του πίνακα που παρουσιάστηκε είναι η μέτρηση που λήφθηκε με το ελαστόμετρο, η δεύτερη η πίεση με Goldmann και η τρίτη στήλη δίνει τη διαφορά μεταξύ των δύο τονομέτρων στον ίδιο άνθρωπο. Έχουμε μετρήσεις κατά ζεύγη, στο ίδιο άτομο, με διαφορετικά τονόμετρα. Για να συγκρίνουμε τις δύο μεθόδους θα πρέπει να ελέγξουμε αν η διαφορά των μετρήσεων ακολουθεί κανονική κατανομή. Θα χρησιμοποιήσουμε διαγράμματα μίσχου και φύλλου για να ελέγξουμε τη κατανομή. Στη συνέχεια παρουσιάζεται το διάγραμμα μίσχου και φύλλου.

Frequency	Stem &	Leaf
3.00	-0 .	889
1.00	-0 .	7
1.00	-0 .	5
4.00	-0 .	2223
10.00	-0 .	0000011111
16.00	0 .	0000000001111111
15.00	0 .	2222223333333333
9.00	0 .	444455555
7.00	0 .	6677777

3.00	0 .	899
8.00	1 .	000111111
1.00	1 .	3
2.00	1 .	44
1.00	1 .	7
1.00	1 .	8
1.00	Extremes	(>=20)
Stem width:		10
Each leaf:		1 case(s)



Το διάγραμμα μίσχου και φύλλου μας δείχνει ότι η διαφορά των μετρήσεων ακολουθεί την κανονική κατανομή, συνεπώς οι μετρήσεις μπορούν να επεξεργαστούν με παραμετρικό έλεγχο. Χρησιμοποιούμε παραμετρικό έλεγχο t-test για παρατηρήσεις κατά ζεύγη (paired t-test), για να συγκρίνουμε τις μετρήσεις με τα διαφορετικά τονόμετρα. Σκοπός είναι να ελέγξουμε αν η μέση διαφορά μεταξύ των παρατηρήσεων είναι μηδέν. Θεωρούμε τη μηδενική υπόθεση H_0 να μην υπάρχει διαφορά μεταξύ των παρατηρήσεων των δύο μηχανημάτων. Εξετάζουμε τις διαφορές μεταξύ των δύο τιμών.

Paired Samples Statistics					
		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	ΕΛΑΣΤΟΜΕΤΡΟ	17,6419	83	5,38457	,59103
	GOLDMAN	13,86	83	3,235	,355

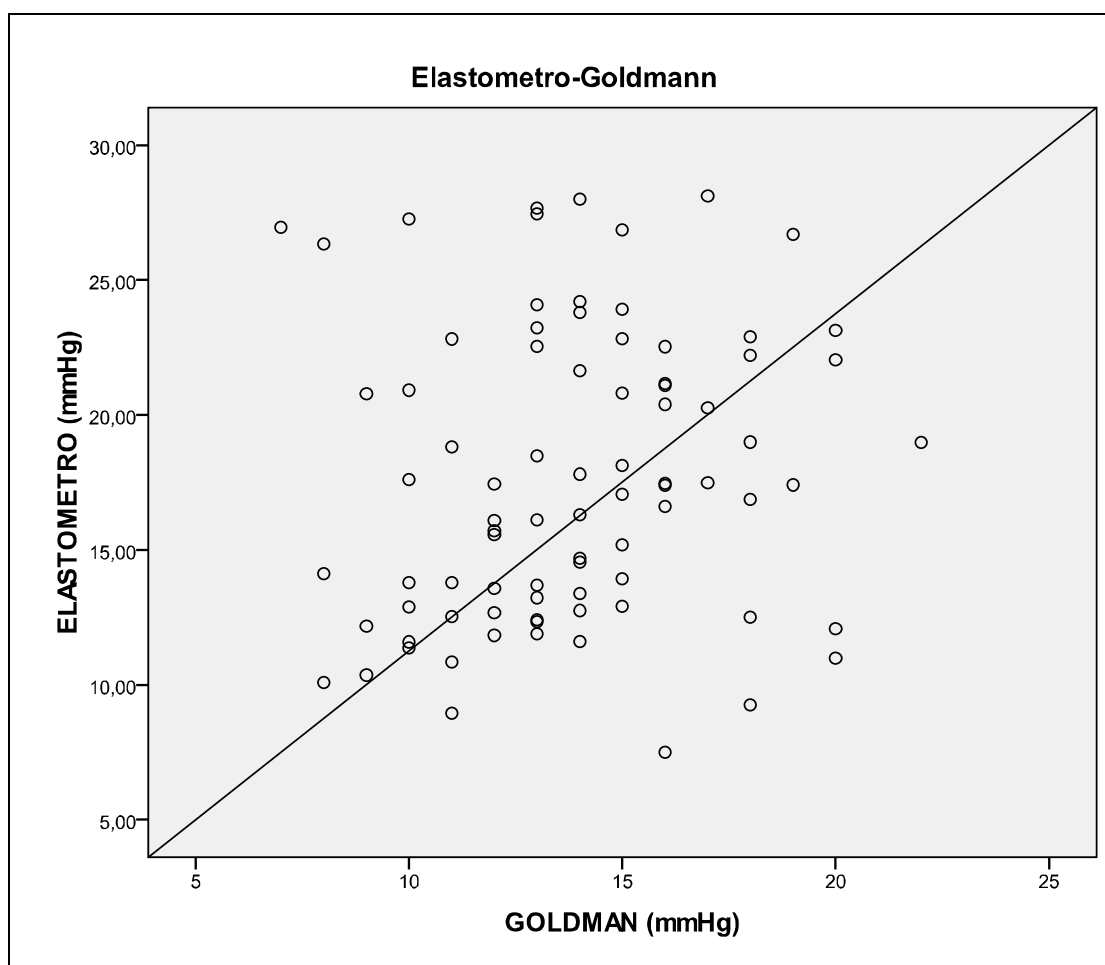
Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	ΕΛΑΣΤΟΜΕΤΡΟ GOLDMAN	3,78651	5,88138	,64557	2,50227	5,07074	5,865	82	9,09174596 9603277E- 8

Η τιμή p είναι η πιθανότητα ότι δεν υπάρχει διαφορά στις δύο μεθόδους που χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό της ενδοφθάλμιας πίεσης. Η τιμή p υπολογίστηκε $9 \cdot 10^{-8}$ είναι πολύ μικρότερη από 0,01 συνεπώς μπορεί να απορριφθεί η μηδενική υπόθεση. Η διαφορά μεταξύ των παρατηρήσεων δεν είναι μηδέν. Η μέση διαφορά των μετρήσεων υπολογίστηκε 3,8mmHg. Η τυπική απόκλιση είναι 5,9mmHg. Η τυπική απόκλιση είναι μέτρο απόκλισης της μέτρησης από τη μέση τιμή. Παρατηρείτε ότι η τυπική απόκλιση $s=5,9\text{mmHg}$ είναι αρκετά μεγάλη, γεγονός το οποίο δείχνει αυξημένη διασπορά. Το διάστημα εμπιστοσύνης είναι μεταξύ 2,5 έως 5,1mmHg. Το διάστημα εμπιστοσύνης μας δίνει το εύρος μέσα στο οποίο αναμένουμε να βρίσκεται η μέση τιμή της διαφοράς των μετρήσεων στον πληθυσμό.

Μέθοδος Σύγκρισης Συμφωνίας.

Οι μετρήσεις ενός νέου μηχανήματος συγκρίνοντάς το με ένα έγκυρο πρέπει να συμφωνούν επαρκώς για να μπορεί να χρησιμοποιηθεί το νέο στη κλινική πράξη. Η συσχέτιση δεν είναι κατάλληλη μέθοδος επεξεργασίας των μετρήσεων γιατί μας δίνει παραπλανητικά αποτελέσματα. (Bunce, 2008). Για το λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος σύγκρισης συμφωνίας Bland- Altman.

Αρχικά κατασκευάστηκε το γράφημα διασποράς των μετρήσεων. Στον κάθετο άξονα παρατηρούμε τις τιμές των μετρήσεων με το ελαστόμετρο και στον οριζόντιο τις τιμές των ίδιων ατόμων με το τονόμετρο Goldmann. Σχεδιάστηκε η γραμμή ισορροπίας. Στη γραμμή αυτή θα πρέπει να βρίσκονταν όλα τα σημεία αν τα δύο τονόμετρα υπολόγιζαν την ίδια ακριβώς ενδοφθάλμια πίεση. Το γράφημα αυτό είναι μια πρώτη εκτίμηση της συμφωνίας των δύο μηχανημάτων. (Bunce, 2008)



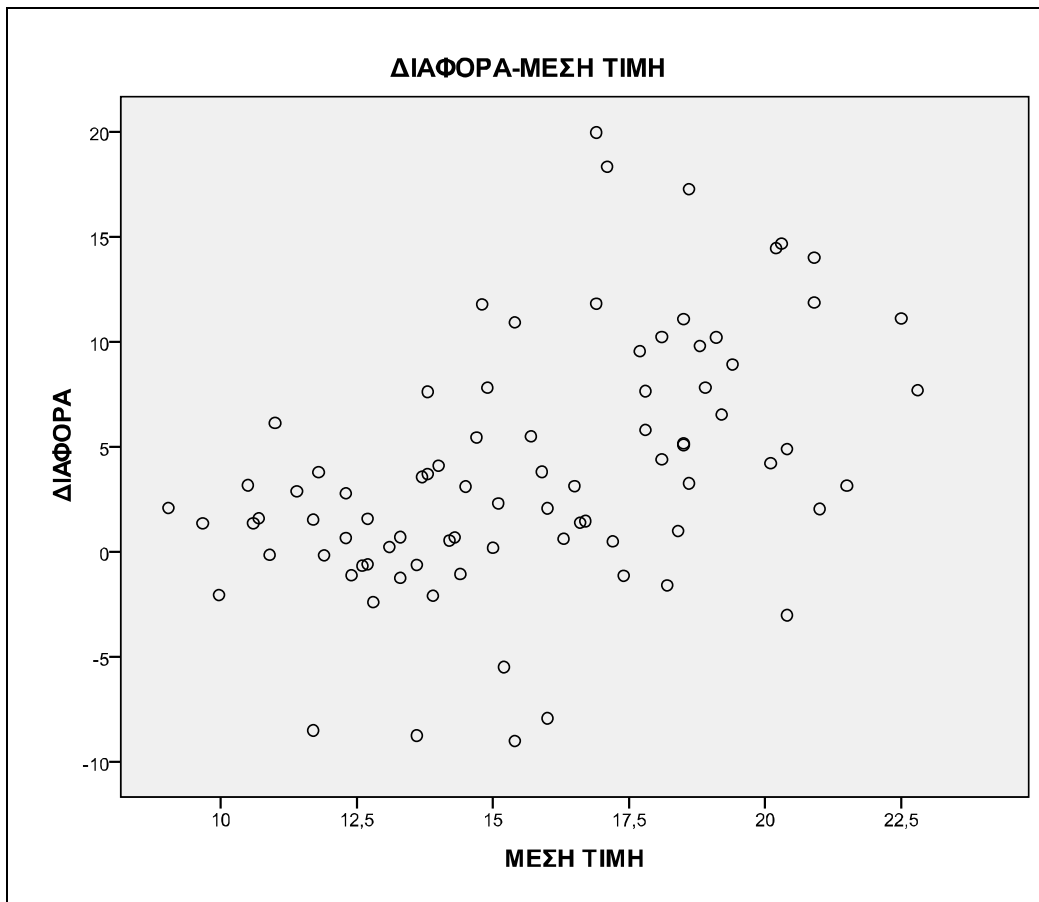
Παρατηρούμε στο γράφημα μεγάλη διασπορά των μετρήσεων. Οι μετρήσεις δεν φαίνονται να πλησιάζουν τη γραμμή ισορροπίας, αντιθέτως είναι αρκετά απομακρυσμένες από αυτή. Ένα αρχικό συμπέρασμα το οποίο εξάγεται από το γράφημα είναι η μη συμφωνία των δύο τονομέτρων.

Για τη μελέτη ενός νέου μηχανήματος πρέπει να γνωρίζουμε πόσο μεγάλη είναι η διαφορά των μετρήσεων από εκείνες ενός έγκυρου. Συγκρίνουμε τα δύο μηχανήματα και επιθυμούμε η διαφορά των μετρήσεων να είναι τέτοια ώστε η χρήση του να δίνει έγκυρα αποτελέσματα στην κλινική πράξη, για το λόγο αυτό περεταίρω ανάλυση είναι απαραίτητη. Αρχικά κατασκευάζουμε το διάγραμμα διαφοράς των μετρήσεων με το μέσο όρο των μετρήσεων των δύο μεθόδων. Στη συνέχεια ακολουθεί πίνακας με τα δεδομένα από τις μετρήσεις του ελαστομέτρου, του Goldmann και από τη διαφορά των μετρήσεων και του μέσου όρου τούς.

ΕΛΑΣΤΟΜΕΤΡΟ (mmHg)	GOLDMAN (mmHg)	ΔΙΑΦΟΡΑ (mmHg)	ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ (mmHg)
23.23	13	10.23	18.12
26.96	7	19.96	16.98
17.39	16	1.39	16.69
11.60	14	-2.40	12.80
16.11	13	3.11	14.55
18.13	15	3.13	16.56
24.08	13	11.08	18.54
11.59	10	1.59	10.80
13.38	14	-0.62	13.69
26.69	19	7.69	22.84
16.62	16	0.62	16.31
17.61	10	7.61	13.81
18.81	11	7.81	14.90
27.26	10	17.26	18.63
12.41	13	-0.59	12.70
17.81	14	3.81	15.90
14.69	14	0.69	14.34
17.49	17	0.49	17.25
20.39	16	4.39	18.20
8.94	11	-2.06	9.97
27.45	13	14.45	20.22
27.67	13	14.67	20.33
16.87	18	-1.13	17.43
28.00	14	14.00	21.00
18.49	13	5.49	15.75
18.99	18	0.99	18.50
14.54	14	0.54	14.27
9.25	18	-8.75	13.63
17.07	15	2.07	16.03
17.45	12	5.45	14.72
20.25	17	3.25	18.63
10.09	8	2.09	9.04
15.70	12	3.70	13.85
22.04	20	2.04	21.02
15.18	15	0.18	15.09
20.78	9	11.78	14.89
20.80	15	5.80	17.90
21.09	16	5.09	18.54
11.88	13	-1.12	12.44
23.92	15	8.92	19.46
22.82	15	7.82	18.91

12.88	10	2.88	11.44
10.99	20	-9.01	15.50
16.10	12	4.10	14.05
15.56	12	3.56	13.78
14.12	8	6.12	11.06
22.21	18	4.21	20.11
17.41	19	-1.59	18.20
28.11	17	11.11	22.55
22.54	13	9.54	17.77
17.46	16	1.46	16.73
20.92	10	10.92	15.46
13.94	15	-1.06	14.47
24.20	14	10.20	19.10
10.85	11	-0.15	10.92
22.53	16	6.53	19.26
16.31	14	2.31	15.15
13.57	12	1.57	12.79
12.51	18	-5.49	15.26
12.75	14	-1.25	13.38
13.70	13	0.70	13.35
23.14	20	3.14	21.57
12.66	12	0.66	12.33
12.07	20	-7.93	16.04
13.23	13	0.23	13.11
11.36	10	1.36	10.68
21.65	14	7.65	17.82
22.89	18	4.89	20.44
26.33	8	18.33	17.17
12.53	11	1.53	11.76
22.81	11	11.81	16.91
12.17	9	3.17	10.58
18.98	22	-3.02	20.49
12.91	15	-2.09	13.95
10.36	9	1.36	9.68
7.49	16	-8.51	11.75
13.78	10	3.78	11.89
12.33	13	-0.67	12.67
13.78	11	2.78	12.39
11.83	12	-0.17	11.91
23.79	14	9.79	18.90
21.16	16	5.16	18.58
26.86	15	11.86	20.93

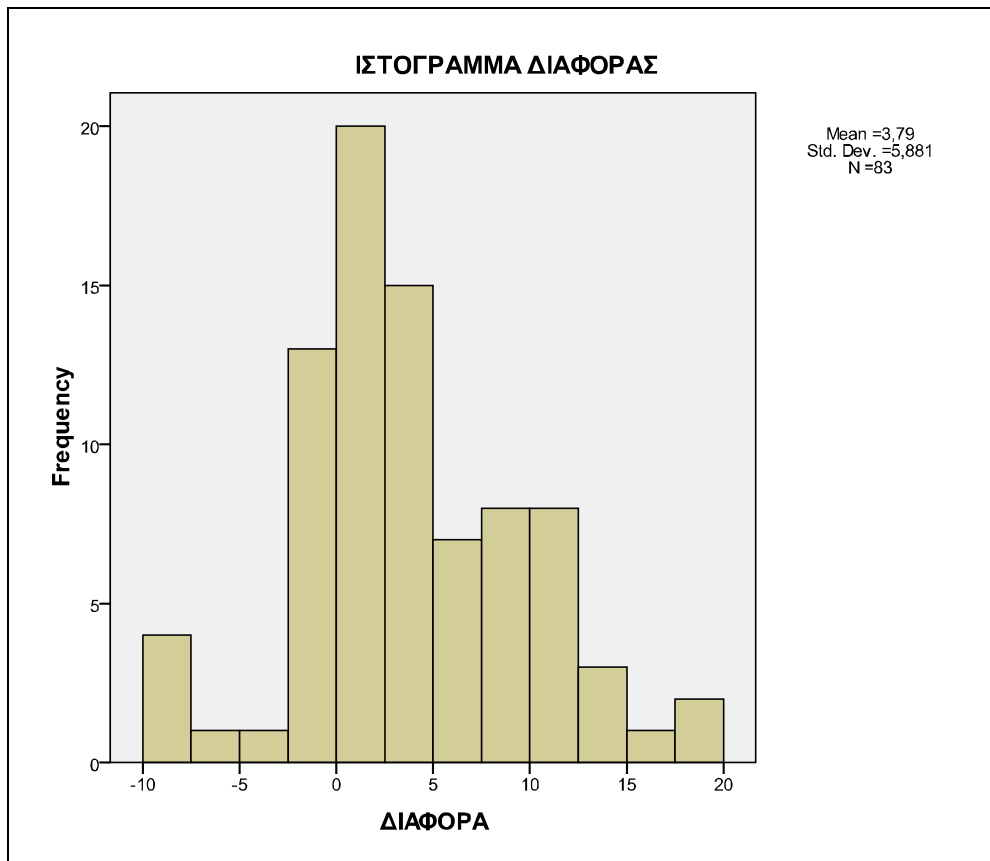
Τα δεδομένα αυτά χρησιμοποιήθηκαν για το διάγραμμα διαφοράς έναντι μέσων όρων των δύο μηχανημάτων.



Στο διάγραμμα διαφοράς-μέσης τιμής των μετρήσεων φαίνεται καθαρά η έλλειψη συμφωνίας των δύο μεθόδων. Δεν υπάρχει εμφανής συσχέτιση μεταξύ της διαφοράς και του μέσου όρου. Στη συνέχεια υπολογίζουμε τη μέση τιμή της διαφοράς και την τυπική απόκλιση.

Descriptive Statistics					
	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
ΔΙΑΦΟΡΑ	83	-9	20	3,79	5,881

Η μέση τιμή της διαφοράς των δύο τονομέτρων είναι $\bar{d} = 3,8mmHg$ και η τυπική απόκλιση της διαφοράς $s=5,9mmHg$. Αν υπάρχει μια συστηματική μεροληψία μπορεί να αφαιρεθεί από τη μέση τιμή της διαφοράς στη νέα μέθοδο. Περιμένουμε το μεγαλύτερο μέρος των διαφορών των δύο μεθόδων να βρίσκονται μεταξύ ενός εύρους. Υπολογίζουμε το εύρος από τη μέση διαφορά αφαιρώντας δύο τυπικές αποκλίσεις και τη μέση διαφορά προσθέτοντας δύο αποκλίσεις. Ελέγχουμε τη κατανομή της διαφοράς κατασκευάζοντας ιστόγραμμα.

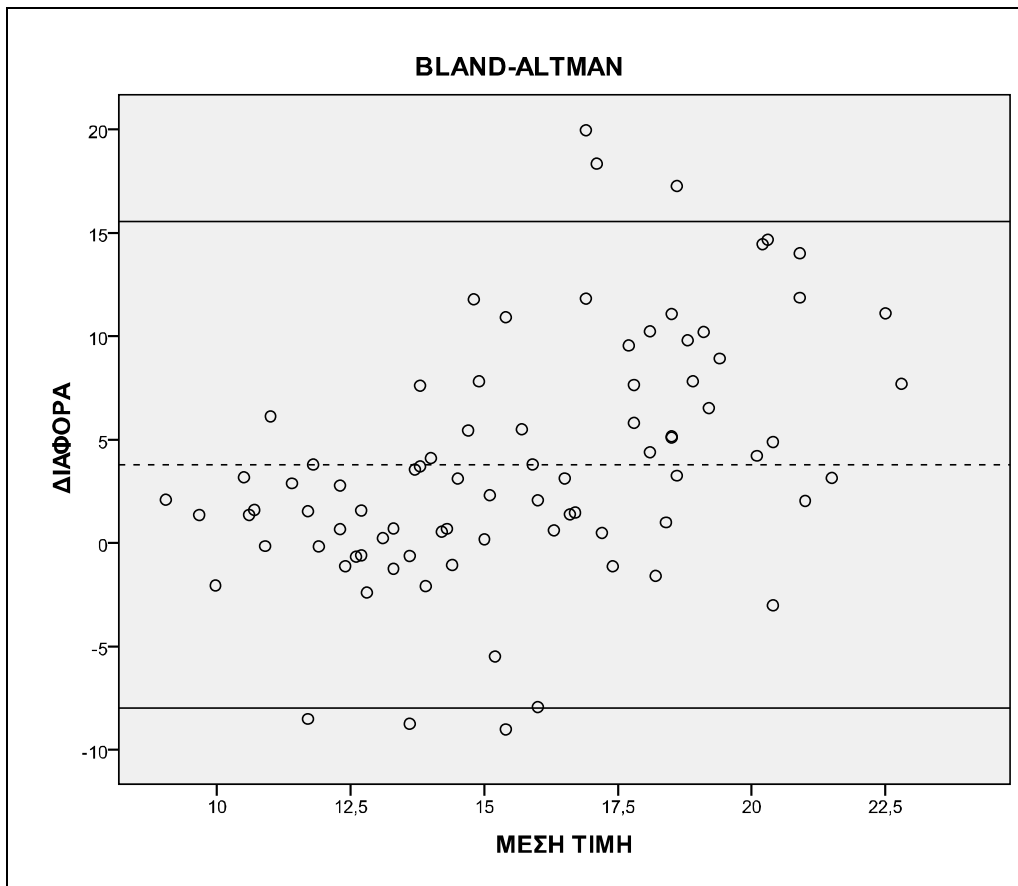


Το ιστόγραμμα μας δείχνει σχεδόν κανονική κατανομή για τη διαφορά των μετρήσεων. Αναμένεται το 95% των μετρήσεων να βρίσκεται μεταξύ των ορίων $\bar{d} - 2s$ και $\bar{d} + 2s$. Υπολογίζουμε τα όρια συμφωνίας:

$$\bar{d} - 2s = 3,8 - 2 * 5,9 = -8,0 \text{ mmHg.}$$

$$\bar{d} + 2s = 3,8 + 2 * 5,9 = 15,5 \text{ mmHg.}$$

Κατασκευάζουμε το διάγραμμα διαφοράς μέσης τιμής και σχεδιάζουμε τα όρια συμφωνίας.



Με διακεκομμένη γραμμή παρουσιάζεται η μέση τιμή της διαφοράς και οι συνεχόμενες γραμμές είναι τα όρια της συμφωνίας. Μεταξύ των συνεχόμενων γραμμών βρίσκεται το 95% των μετρήσεων. Το διάγραμμα αυτό δείχνει ότι δεν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της διαφοράς και της μέσης τιμής των μετρήσεων. Δεν υπάρχει συμφωνία στις δύο μεθόδους. Οι μετρήσεις του ελαστομέτρου έχουν μεγάλη απόκλιση από αυτές του Goldman συνεπώς το ελαστομέτρο δε μπορεί να χρησιμοποιηθεί στη κλινική πράξη.

Τα όρια της συμφωνίας υπολογίστηκαν μόνο για το δείγμα (83 άτομα). Για το συνολικό πληθυσμό θα ήταν καλύτερα να χρησιμοποιηθεί το διάστημα εμπιστοσύνης

και το τυπικό σφάλμα. Το τυπικό σφάλμα υπολογίζεται από $\sqrt{\frac{s^2}{n}}$. Με $n=83$ το

$$\text{μέγεθος του δείγματος } T\sigma = \sqrt{\frac{s^2}{n}} = \sqrt{\frac{5,9^2}{83}} = 0,65.$$

Το 95% διάστημα εμπιστοσύνης για πιθανή μεροληψία δίνεται από τον τύπο:

$$\bar{d} \pm 1,96T\sigma = 3,8 \pm 1,96 * 0,65$$

Από 5,1 έως 2,5mmHg είναι το διάστημα εμπιστοσύνης της μέσης διαφοράς.

Το τυπικό σφάλμα για το $\bar{d} - 2s$ και $\bar{d} + 2s$ είναι

$$T\Sigma = \sqrt{\frac{3s^2}{n}} = \sqrt{\frac{3*5,9^2}{83}} = 1,12mmHg .$$

Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% για τα όρια συμφωνίας ακολουθούν.

Το διάστημα εμπιστοσύνης για το κατώτερο όριο είναι:

$$\bar{d} - 2s \pm 1,96\sqrt{\frac{3s^2}{n}} = -8 \pm 1,96 * 1,12 = \begin{cases} -5,8Hg \\ 10,2mmHg \end{cases}$$

Και το διάστημα εμπιστοσύνης για το ανώτερο όριο είναι:

$$\bar{d} + 2s \pm 1,96\sqrt{\frac{3s^2}{n}} = -15,5 \pm 1,96 * 1,12 = \begin{cases} -17,7Hg \\ 13,4mmHg \end{cases}$$

Τα διαστήματα δείχνουν ότι στη χειρότερη περίπτωση οι διαφορές των μετρήσεων θα βρίσκονται μεταξύ των ορίων -10,2mmHg και 17,7mmHg.

Το μεγάλο εύρος των ορίων συμφωνίας μας δείχνει πολύ μεγάλη διακύμανση της διαφοράς. Το μεγάλο εύρος μας δείχνει ασυμφωνία στα τονόμετρα.

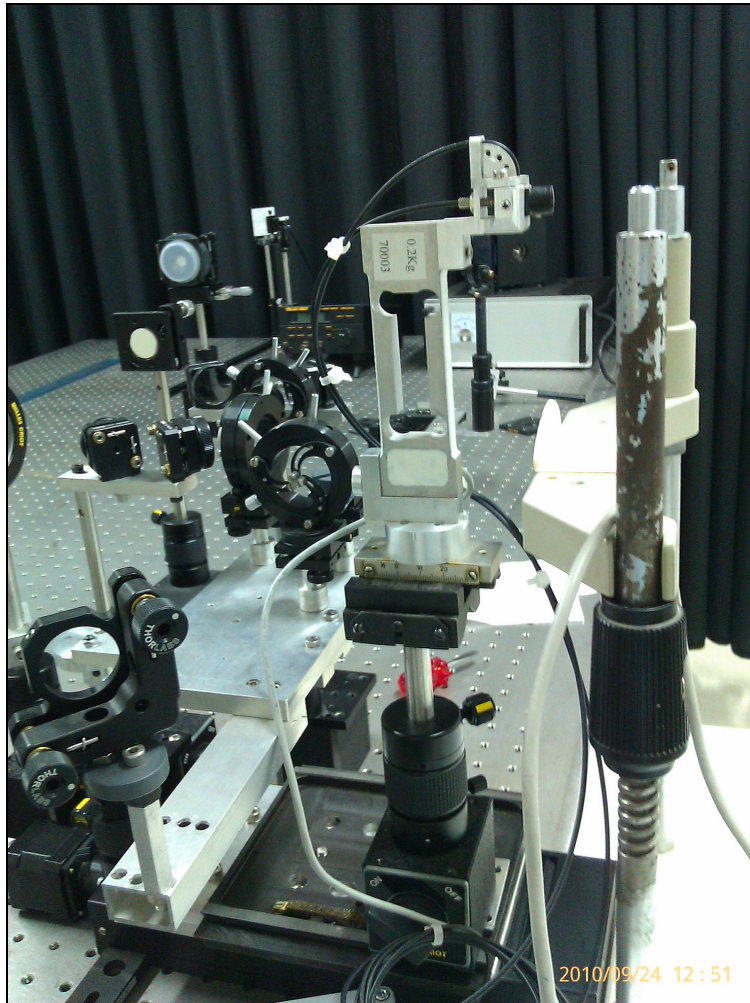
Συμπεράσματα

Το ελαστόμετρο είναι μια διάταξη η οποία δίνει τη δυνατότητα μετρήσεις της οφθαλμικής ακαμψίας με μη επεμβατικό τρόπο. Η οφθαλμική ακαμψία έχει μεγάλη σημασία επειδή σχετίζεται με πολλές παθήσεις. Ακόμα υπολογίζει την ενδοφθάλμια πίεση και την αιματική ροή. Το ελαστόμετρο συγκρίθηκε με το τονόμετρο Goldmann για τον έλεγχο της πίεσης. Η μέθοδος σύγκρισης Bland-Altman των δύο μηχανημάτων έδειξε ασυμφωνία του ελαστόμετρου με το Goldmann. Με χρήση του ελαστομέτρου δεν λαμβάνονται μετρήσεις οι οποίες να αντιστοιχούν στην πραγματική πίεση του οφθαλμού. Στη διαδικασία σύγκρισης των δύο τονομέτρων λήφθηκαν μετρήσεις από 162 άτομα με έγκυρες λήψεις μόνο στους 83 ασθενείς λόγω αυξημένης ευαισθησίας στις αντιδράσεις του ασθενούς. Το γεγονός αυτό μειώνει τη

χρηστικότητα του ελαστομέτρου λόγω περιορισμού στους ασθενείς. Στο γενικότερο πληθυσμό αναμένεται στα νεαρά άτομα να μη μπορεί να ληφθεί μέτρηση λόγω αυξημένης ευαισθησίας στον κερατοειδή, ενώ το ελαστόμετρο καταγράφει την παραμικρή μετακίνηση του οφθαλμού και υπολογίζει λανθασμένα αυξημένη πίεση. Έγκυρες μετρήσεις λαμβάνονται από άτομα αυξημένης ηλικίας και χρόνιους χρήστες φακών επαφής οι οποίοι έχουν αυξημένη ανοχή στον κερατοειδή. Ακόμα ανατομικά στοιχεία του οφθαλμού μπορούν να προβούν απαγορευτικά για τη λήψη της μέτρησης. Ασθενείς με οφθαλμό αρκετά μέσα στον κόγχο και ασθενείς με στενή βλεφαρική σχισμή δεν μπορούν να μετρηθούν. Η αυξημένη ευαισθησία του ελαστομέτρου είναι ένας από τους κυριότερους παράγοντες προβλήματος της συσκευής. Το ελαστόμετρο επηρεάζεται από τη κίνηση του χεριού του χειριστή για την επιπέδωση του κερατοειδή. Η αιματική ροή είναι δυνατόν να μετρηθεί σε ένα ενδιάμεσο σημείο επιπέδωσης του κερατοειδή κρατώντας το ελαστόμετρο σταθερό για μερικά δευτερόλεπτα.

Μελλοντικές Έρευνες

Το ελαστόμετρο είναι πολύ ευαίσθητο στους εξωτερικούς θορύβους. Επηρεάζεται πάρα πολύ από την κίνηση του χεριού του χειριστή και για το λόγο αυτό υπάρχουν μεγάλες αποκλίσεις από τις τιμές πίεσης που μετρήθηκαν με το τονόμετρο Goldmann. Μελλοντικά η επιπέδωση θα επιτυγχάνεται με αυτοματοποιημένο τρόπο. Μια πρώτη δοκιμή έγινε με τη χρήση μηχανισμού ο οποίος μετακινεί την κεφαλή του ελαστομέτρου ελεγχόμενα με επιλεγμένη ταχύτητα. Η προσπάθεια έγινε ώστε να επιτευχθεί επιπέδωση ομαλοποιημένα.



Εικόνα:54. Παρουσιάζεται ο μηχανισμός στον οποίο έχει τοποθετηθεί το ελαστόμετρο.

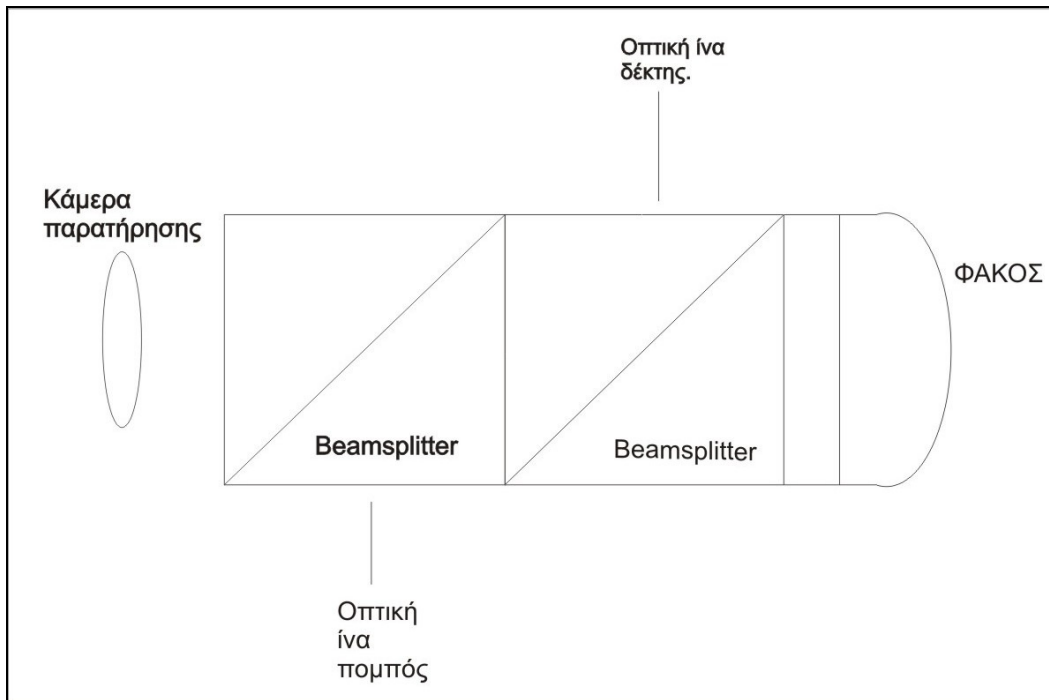


Εικόνα:55. Στην εικόνα παρουσιάζεται το πρόγραμμα του υπολογιστή το οποίο συνδέεται με το μηχανισμό κίνησης. Από το πρόγραμμα αυτό μπορεί να επιλεγεί η ταχύτητα κίνησης και το εύρος της κίνησης. Ο μηχανισμός αυτός δίνει τη δυνατότητα και για βηματικές κινήσεις.

Οι δοκιμές που έγιναν έδειξαν ότι μειώνει αρκετά τα σφάλματα από τη κίνηση του χεριού του χειριστή.

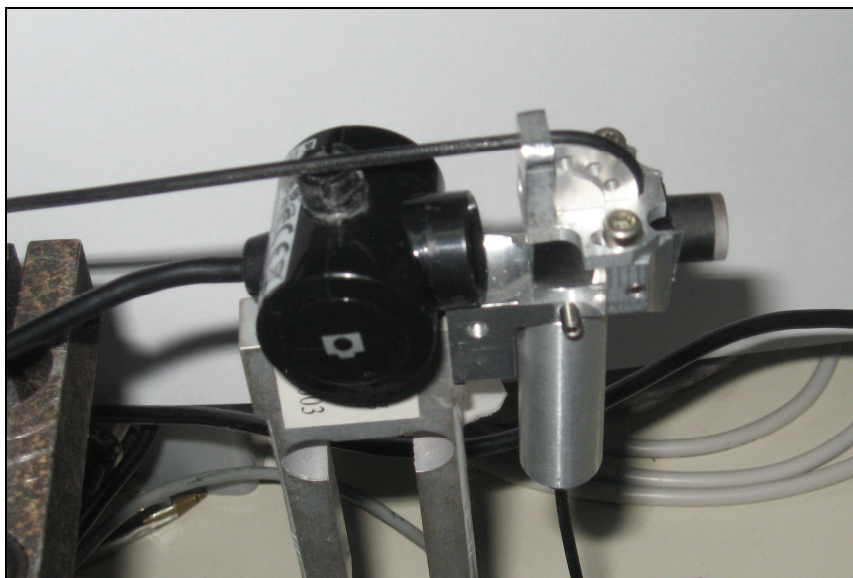
Η χρήση βλεφαροδιαστολέα συγκρατεί ανοιχτό το μάτι σε όλη τη διάρκεια της μέτρησης, με αποτέλεσμα να αποφεύγονται οι λανθασμένες μετρήσεις λόγω βλεφαρισμού.

Μια ακόμα βελτίωση του ελαστομέτρου είναι η τοποθέτηση στο ύψος του φακού του ελαστομέτρου καθρέπτη είτε κάμερα για τη διευκόλυνση του χειριστή στην ευθυγράμμιση της κεφαλής του με τον κερατοειδή. Έγινε δοκιμή για τη βελτίωση της ευθυγράμμισης με κατασκευή νέας οπτικής διάταξης και με την τοποθέτηση κάμερας παρατήρησης. Χρησιμοποιήθηκαν δύο διαχωριστές ακτινών (Beamsplitter), ο φακός και η κάμερα παρατήρησης. Ευθυγραμμίζονται τα επιμέρους στοιχεία ώστε η κάμερα καταγράφει την ανάκλαση της σημειακής πηγής από δύο επιφάνειες. Σκοπός της διάταξης αυτής είναι το κέντρο καμπυλότητας του φακού να βρίσκεται στην ίδια ευθεία με το κέντρο καμπυλότητας του κερατοειδή με τη βοήθεια των ανακλάσεων. Η κάμερα παρατηρεί την ανάκλαση από την επιφάνεια του κερατοειδή και του φακού. Αν οι σημειακές πηγές από ανάκλαση προβάλλονται μετατοπισμένες μεταξύ τους τότε η επιπέδωση θα επιτευχθεί έκκεντρα. Για κεντρική επιπέδωση επιθυμείται οι σημειακές πηγές να ταυτίζονται.



Εικόνα:56. Οπτική διάταξη με χρήση κάμερας για διευκόλυνση της ευθυγράμμισης. Η πηγή στέλνει την δέσμη φωτός μέσω της οπτικής ίνας στο Beamsplitter όπου η δέσμη κατευθύνεται στον κερατοειδή. Το φώς το οποίο ανακλάται κατευθύνεται από το δεύτερο Beamsplitter στην οπτική ίνα δέκτη. Η κάμερα τοποθετείται στην πίσω πλευρά της οπτικής διάταξης και παρατηρεί τις ανακλάσεις.

Στη συνέχεια παρουσιάζεται φωτογραφία της οπτικής διάταξης.



Εικόνα: 57. Φωτογραφία της οπτικής διάταξης με την κάμερα παρατήρησης αριστερά της οπτικής διάταξης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Ψύλλας Κωνσταντίνος Γ. 'Εισαγωγή στην οφθαλμολογία και στη Νευροφθαλμολογία'. Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων 1994.
2. Kanski Jack J. 'Κλινική οφθαλμολογία'. King Edward VII Hospital. Windson 1999.
3. Τσάγκος Νικόλαος. 'Κλινική Οφθαλμολογία'. Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης 2002.
4. Berson Frank G. 'Βασική Οφθαλμολογία'. American Academy of Ophthalmology.
5. Spalton David J. Hitching Roger A. Hunter Paul A. 'Atlas of clinical Ophthalmology'. Department of London, UK.
6. Nesterov A. Bunin A. Katsnelson L. 'Intraocular pressure physiology and pathology'. Moscow 1978
7. Leydhecker Wolfgang. 'Οφθαλμολογία'. Berlin 1990.
8. Wilson Richard 'Year book of ophthalmology'. Philadelphia 1998.

ΑΡΘΡΑ

9. Stuckey Gordon C. 'Application of physical principles in the development of tonometry'. Clinical and Experimental Ophthalmology 2004; 32:633-636.
10. Antar Ram, Srivastava Rashmi. 'Aqueous outflow in Schlemm's canal'. Applied Mathematics and Computation 174(2006) 316-328.
11. Santos Prata Tiago, De Morales Carlos G.V. et al. 'Posture-induced Intraocular Pressure Changes: Considerations Regarding Body position in Glaucoma Patients'. Survey of Ophthalmology 55(5), September-October 2010. {MAJOR REVIEW}
12. Anderson Douglas R. Grant Morton W. 'The influence of position on intraocular pressure'. Inv Ophthalmology 1973; 12:204.
13. Colton Theodor, Ederer Fred. 'The Distribution of Intraocular Pressures in the General Population'. Survey of Ophthalmology. 1980; Nov-Dec 25(3): p 123 - 129.
14. Jonas Jost B., et al. 'Central Corneal Thickness Correlated with Glaucoma Damage and Rate of Progression'. Inv Ophthalmol & Vis Sci, April 2005; Vol. 46, No. 4.

15. Johnson Starck C , et al. 'Role of Corneal Elasticity in Damping of Intraocular Pressure'. *Inv Ophthalmol & Vis Sci* 2007;48:6:2540 – 2544.
16. Esgin Haluk, Alimgil Murat Levent and Erda Sait 'The effect of systemic hypertension on pulsatile ocular blood flow in diabetic patients'.
Ophthalmology Clinic of Trakya University Medical Faculty, Edirne, Turkey .
17. Herndon Leon W., Weizer Jennifer S. ,Stinnett Sandra S. "Central Corneal Thickness as a Risk Factor for Advanced Glaucoma Damage". *Arch Ophthalmology* 2004;122:17 – 21.
18. Dreyer R.F. "Ocular hypotony in myotonic dystrophy". Iowa City, U.S.A.,
International Ophthalmology 1983;6:221-223.
19. Karim F. Damji, et al. 'Influence of Corneal Variables on Accuracy of Intraocular Pressure Measurement'. *Journal of Glaucoma* 2002;12:69 – 80.
20. Moses A. Moses and Grodzki J. Walter. 'Ocular Rigidity in Tonography'.
Doc Ophthalmol 1969; 26: 1Q 119 – 125.
21. Saiduzzafar Hamida. 'Studies in Ocular Rigidity'. *Brit J Ophthal* 1962;46:717.
22. Pallikaris Ioannhs G., et al. 'Ocular Rigidity in Living Human Eyes'. *Inv Ophthalmol & Vis Sci* 2005;46:2:409 – 414.
23. Pallikaris Ioannhs G., et al. 'Ocular Rigidity in Patients With Age – related Macular Degeneration'. *Am Jour of Ophthalmol* 2006;141:4:611 – 615.
24. Pitchon M. Elie. 'How to Measure the Whole Ocular Rgidity?'. *Am J Ophthalmol* 2006;142:4:706.
25. Silver M. David and Geyer Orna. 'Pressure-volume relation for the living human eye'. *Current eye research*. 2000;0271-3683/00/2002-0115.
26. McEwen W. K. et al. 'Integral solution of the formula for facility of outflow' volume8, number2. *Investigative Ophthalmology* April 1969.
27. Shah S, Chatterjee A, Mathai M, et al. 'Relationship between corneal thickness and measused intraocular pressure in a general ophthalogy clinic'
Ophthalmology 1999;106:2154-2160.
28. Domke N, Hager A, Wiegand W. 'Intraocular pressure and corneal thickness. A comparison between non-contact tonometry and applanation tonometry'.
Ophthalmologie 2006 Jul;103(7):583-7
29. Von Eicken J, Kohlhaas M, Stodtmeister R, Hoh H. 'The role of pachymetry in routine glaucoma diagnosis'. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2006 Feb;223(2):117-30.

30. Sidebottom R. 'Tonometry'. F10304 Feb(2006).
31. Bucci Massimo G. 'Tonometry. Advantages and disadvantages of different instruments'. October 1997.
32. Whitache Mark M. and Stein Richard 'Source of Error With Use of Goldmann-type Tonometers'. July-August 1993.
33. Wind Chiel A. and Irvine Rodman A. 'Electronic applanation tonometry in corneal edema and keratoplasty'. December 1969.
34. Marg Eldwin 'A report on Mackay-Marg tonometry in optometry'. July 1963.
35. Karmel Miriam. 'New tonometry: The search for true IOP.' American Academy Of Ophthalmology 2005.
36. Detry-Morel M. 'Update in tonometry. Phosphene and rebound tonometries , Self-tonometry and technologies for the future.' Belge ophthalmology Feb. 2007.
37. Morrison John C. et al 'Understanding mechanisms of pressure-induced optic nerve damage'. Progress in Retinal and Eye Research 24 (2005) 217-240

Στατιστική Ανάλυση.

38. Bunce Catey. "Correlation, Agreement and Bland-Altman Analysis: Statistical Analysis of Method Comparison Studies." American Journal of Ophthalmology. Sep 24, 2008.
39. Bland Martin J. Altman Douglas G. "Statistical Methods For Assessing Agreement Between Two Methods Of Clinical Measurement." 1986
40. Campbell Michael, Machin David and Walters Stephen. 'Medical Statistics' 2007.
41. Nourusis Marija 'SPSS 15 Guide to data analysis' 2006