



Τίτλος εργασίας :

**“Χρήση οπτο-μηχανικής διάταξης για τη μη επεμβατική
μέτρηση των ελαστικών ιδιοτήτων του τοιχώματος του
οφθαλμού”**

Μαρία Λογκάκη

**Επιβλέποντες:
Χαρίλαος Γκίνης
Μιλτιάδης Τσιλιμπάρης
Ιωάννης Παλλήκαρης**

Νοέμβριος 2005



Τίτλος εργασίας :

“Χρήση οπτο-μηχανικής διάταξης για τη μη επεμβατική μέτρηση των ελαστικών ιδιοτήτων του τοιχώματος του οφθαλμού”

Μαρία Λογκάκη

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

1. Χαρίλαος Γκίνης
2. Μιλτιάδης Τσιλιμπάρης
3. Ιωάννης Παλλήκαρης

Νοέμβριος 2005

Η οφθαλμική ελαστικότητα (το αντίστροφο της οφθαλμικής ακαμψίας-ocular rigidity) είναι μία παράμετρος με κλινική αξία, καθώς ενδέχεται να σχετίζεται με την αιματική ροή στον οφθαλμό και ενδεχομένως εξαρτάται από πολλές παραμέτρους όπως το μέγεθος του οφθαλμού η σφαιρικότητά του, το πάχος του τοιχώματος και η ηλικία. Η παράμετρος αυτή, είναι επιθυμητό να μπορεί να μετρηθεί με απλό τρόπο και επιπλέον να μπορεί να ελεγχθεί με χειρουργική επέμβαση. Στο παρελθόν έχει αναπτυχθεί (IG Pallikaris, GD Kymionis, HS Ginis, GA Kounis and MK Tsilimbaris) ειδική συσκευή με την οποία μπορεί να μετρηθεί η ελαστικότητα του οφθαλμού διεγχειρητικά. Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας, χρησιμοποιήθηκε μία συσκευή που αναπτύχθηκε στο Πανεπιστήμιο Κρήτης η οποία μπορεί, όπως αποδείχθηκε, να μετράει την ελαστικότητα του οφθαλμού με μη επεμβατικό τρόπο μέσω παρεκτόπισης όγκου από τον πρόσθιο θάλαμο. Η αρχή λειτουργίας είναι ανάλογη με αυτήν του τονομέτρου Goldmann, με τη διαφορά ότι η επιφάνεια που εφάπτεται στον κερατοειδή είναι σφαιρική (επιφάνεια φακού) και όχι επίπεδη. Η μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης πραγματοποιείται μέσω της ταυτόχρονης μέτρησης της δύναμης που απαιτείται για την επαφή τμήματος της σφαίρας με τον κερατοειδή και του εμβαδού της επιφάνειας επαφής. Το σύστημα μας δίνει αποτελέσματα πίεσης – όγκου για τους εξεταζόμενους (τα οποία απεικονίσαμε σε διάγραμμα P-V). Από την κλίση της γραφικής παράστασης, υπολογίζουμε τον συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας. Γνωρίζουμε ακόμα ότι οι διακυμάνσεις της ενδοφθάλμιας πίεσης σχετίζονται με τον καρδιακό ρυθμό (ο οποίος επίσης καταγράφεται από το σύστημα). Η κλίση του διαγράμματος P-V μαζί με την αντίστοιχη διακύμανση της πίεσης, μπορεί να μας δώσει πληροφορίες για να εκτιμήσουμε με ακρίβεια την οφθαλμική αιματική ροή.

The ocular elasticity of (reverse ocular rigidity - ocular rigidity) is a parameter with clinical value, because it is probably related with the ocular blood flow and is dependent from a lot of parameters as the size of eye, the thickness of sclera and the age. This parameter, is desirable to be measured with simple way and moreover to be checked during surgery. In the past IG Pallikaris, GD Kymionis, HS Ginis, GA Kounis and M K Tsilimbaris developed a special instrument with which the elasticity of eye can be measured. This was achieved by injecting a balanced salt solution through the limbus in the anterior chamber, while monitoring continually the intraocular pressure with a transducer. In this study, we used a new optical system, which has been developed in the University of Crete to measure the elasticity of eye by removing volume from the anterior chamber. An optical element is used to contact and deform the corneal surface. A light beam is propagated through the optical system and cornea. Partial refractive index matching at the area of contact modulates the back-reflected intensity of the beam according to the size of the applanated corneal zone. This intensity is recorded at a photodiode embedded at the optical head. This opto-electronic sensor is mounted on a force sensor recording the applanation force. A heart rate sensor (finger pulse oxymeter) is used to create a time reference for IOP pulsations. The whole system is mounted on a slitlamp and operated in a manner similar to a Goldmann tonometer. Displaced volume vs IOP curves could be calculated for the subjects that were examined with the device. IOP pulsation associated to the heartbeat could also be recorded. Using the slope of the volume-IOP curve for each individual and the corresponding IOP fluctuation the total blood flow could be estimated.

So the optical setup we used, can in principle measure IOP, ocular rigidity and therefore estimate blood flow. At present the measurements have demonstrated the proof of principle. Appropriate calibration procedures are under development and need to be implemented in order to achieve absolute readings.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Εισαγωγή

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΓΩΝΙΑΣ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΘΑΛΑΜΟΥ

1.1 Το αποχετευτικό σύστημα του υδατοειδούς υγρού

1.2 Φυσιολογία του υδατοειδούς υγρού

1.2.1 Σύσταση του υδατοειδούς υγρού

1.2.2 Παραγωγή και αποχέτευση του υδατοειδούς υγρού

1.2.3 Χρησιμότητα του υδατοειδούς υγρού

1.2.4 Ο αιματο-υδατοειδικός φραγμός

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2.1 Φυσιολογική ενδοφθάλμια πίεση

2.2 Οπτικό νεύρο

2.3 Σχέση ενδοφθάλμιας πίεσης και οπτικού νεύρου

2.4 Διατήρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΤΟΝΟΜΕΤΡΙΑ – ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

3.1 Τονομετρία εμβύθισης (Schiotz)

3.2 Τονομετρία επιπέδωσης (Goldmann)

3.3 Οριζόντια τονομετρία επιπέδωσης

3.4 Το τονόμετρο Air puff

3.5 Το τονόμετρο Tonopen

3.6 Το τονόμετρο OBF

3.7 Dynamic Contour Tonometer

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

4.1 Οφθαλμική ακαμψία

4.2 Συσχετισμός της οφθαλμικής ακαμψίας με άλλες παραμέτρους

4.3 Ο ρόλος της οφθαλμικής ακαμψίας σε υπερτασικούς ασθενείς

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

5.1 Μαθηματική ανάλυση της μέτρησης της ενδοφθάλμιας πίεσης με τη μέθοδο Maklakov

5.2 Καθορισμός in vivo των βιο-μηχανικών ιδιοτήτων του κερατοειδή με έναν οπτικό αναλυτή (Ocular Response Analyzer - ORA) και η σχέση τους με την ενδοφθάλμια πίεση

5.3 Μέτρηση συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας με επεμβατική μέθοδο

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

6.1 Μη επεμβατική συσκευή μέτρησης του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας. Διαδικασία λήψης μετρήσεων

6.2 Όγκος Επιπέδωσης

6.3 Βαθμονόμηση συστήματος μέτρησης ζώνης επιπέδωσης

6.4 Βαθμονόμηση Δύναμης

6.5 Υπολογισμός της ενδοφθάλμιας πίεσης και του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΓΕΝΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ακαμψία είναι μια μετρήσιμη μακροσκοπική παράμετρος, δείκτης των μακροσκοπικών ελαστικών ιδιοτήτων του οφθαλμού. Κατά τον Friedenwald (1937), η ακαμψία είναι μια μέτρηση της αντίστασης την οποία προβάλλει το μάτι στην αύξηση του όγκου του. Ο οφθαλμική ακαμψία ορίζεται μαθηματικά σαν η παράγωγος της πίεσης ως προς τον όγκο του ρευστού που περικλείεται στο εσωτερικό του οφθαλμού.

Στο παρελθόν έχουν πραγματοποιηθεί μετρήσεις της οφθαλμικής ακαμψίας με επεμβατικές μεθόδους, δηλαδή με καθετήρες τοποθετημένους στο εσωτερικό του οφθαλμού. Σε αυτές τις μεθόδους, μικρές ποσότητες υγρού εγχύονται στο εσωτερικό του οφθαλμού και μετράται η σχετική αύξηση της πίεσης. Οι τεχνικές αυτές -αν και ακριβείς- καθιστούν τη μέτρηση δύσκολη με αποτέλεσμα την περιορισμένη μέχρι σήμερα γνώση του ρόλου της οφθαλμικής ακαμψίας στην εμφάνιση και την εξέλιξη κλινικών οντοτήτων όπως για παράδειγμα η ηλικιακή εκφύλιση της ωχράς και ο κερατόκωνος. Για τη μη επεμβατική μέτρηση της οφθαλμικής ακαμψίας έχει αναπτυχθεί μια συσκευή, η οποία κατασκευάστηκε στο Πανεπιστήμιο Κρήτης και δίνει τη δυνατότητα μέτρησης της ελαστικότητας του οφθαλμού μέσω παρεκτόπισης όγκου από τον πρόσθιο θάλαμο.

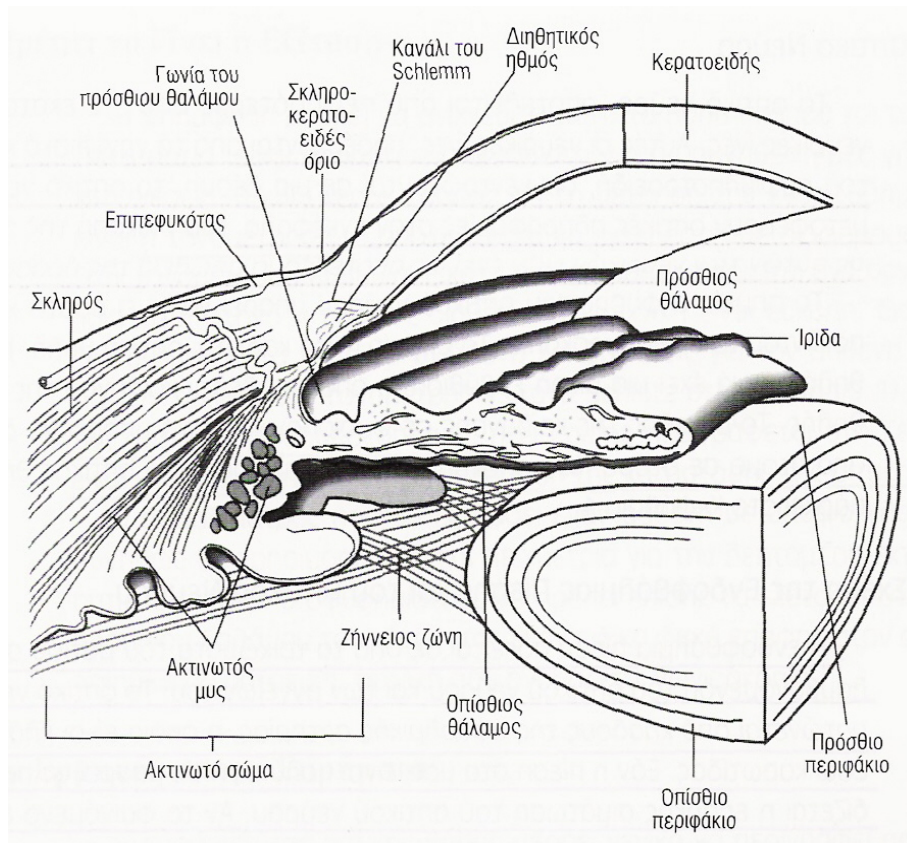
Η παρούσα εργασία αναφέρεται στη βαθμονόμηση των αισθητήρων της συσκευής μέσω της χρήσης της σε αληθινούς οφθαλμούς, τη μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης και του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΓΩΝΙΑΣ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΘΑΛΑΜΟΥ

Στο πρόσθιο τμήμα του βολβού, ο χώρος που βρίσκεται πριν από το φακό χωρίζεται από την ίριδα σε δύο επιμέρους χώρους. Ο χώρος που αφορίζεται από μπροστά από την οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή, προς τα πίσω από την πρόσθια επιφάνεια της ίριδας και περιφερικά από τη σκληροκερατοειδική ζώνη ονομάζεται πρόσθιος θάλαμος του οφθαλμού. Οπίσθιος θάλαμος ονομάζεται αντίστοιχα ο χώρος που περιλαμβάνεται μεταξύ της οπίσθιας επιφάνειας της ίριδας, από εμπρός, και την πρόσθια επιφάνεια του φακού με τη ζίνναιο ζώνη (περιφερικά) προς τα πίσω.

Ο περιφερικός χώρος του πρόσθιου θαλάμου ονομάζεται γωνία του πρόσθιου θαλάμου. Αποτελείται από δύο τοιχώματα, το έξω και το έσω τοίχωμα. Για το σχηματισμό του έξω τοιχώματος συμβάλλει η εσωτερική επιφάνεια σκληροκερατοειδικού ορίου, στη μεγαλύτερη έκταση, και μια μικρή ζώνη προς τα πίσω, που αντιστοιχεί στο κυκλικό σώμα. Το εσωτερικό τοίχωμα της γωνίας του πρόσθιου θαλάμου αποτελεί η πρόσθια επιφάνεια της περιφερικής μοίρας (βάση) της ίριδας. Στο εξωτερικό τοίχωμα, σε μια κοιλότητα της σκληροκερατοειδικής ζώνης, βρίσκεται το αποχετευτικό σύστημα του υδατοειδούς υγρού του οφθαλμού, μεγάλης κλινικής σημασίας για τη διατήρηση φυσιολογικής ενδοφθάλμιας πίεσης (Εικόνα 1).



Εικόνα 1: Εγκάρσια διατομή της γωνίας του πρόσθιου θαλάμου και του ακτινωτού σώματος

1.2 Το αποχετευτικό σύστημα του υδατοειδούς υγρού

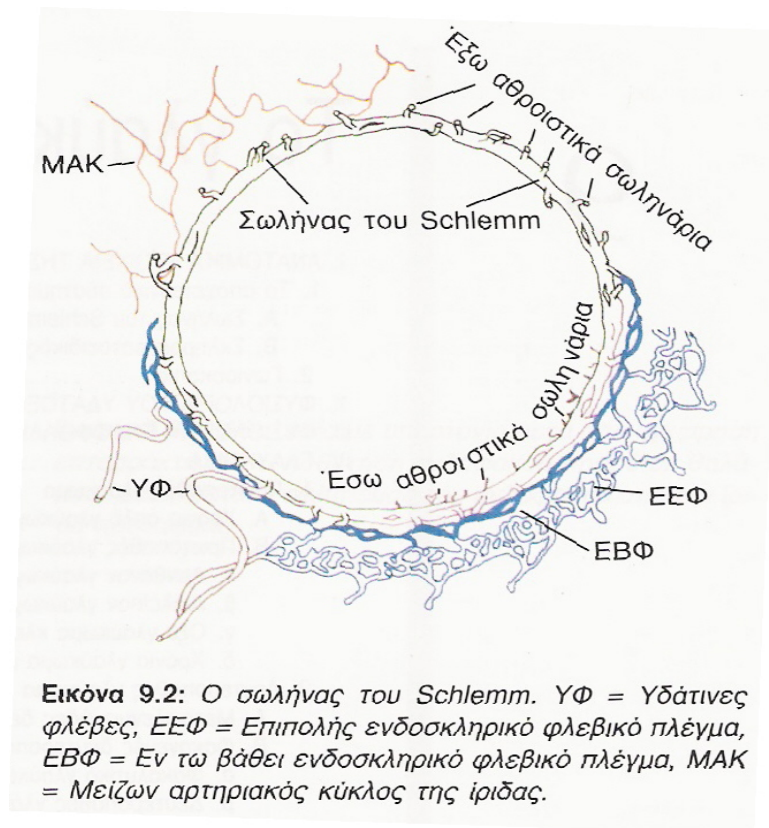
Αποτελείται από τα εξής επιμέρους τμήματα:

- A. Τον σωλήνα (ή κανάλι) του Schlemm με τα αθροιστικά σωληνάρια.
- B. Τον σκληροκερατοειδικό ηθμό (trabeculum) εσωτερικότερα.

A. Ο σωλήνας του Schlemm (Εικόνα 1.1)

Αποτελεί κυκλικό φλεβικό αγγείο μήκους 36 mm, διάμετρο 350 – 500 μm στους ενήλικες και έχει έξω τοίχωμα, έσω τοίχωμα και αυλό. Το έξω τοίχωμα έρχεται σε επαφή με το στρώμα της σκληροκερατοειδικής ζώνης και το έσω τοίχωμα με τον σκληροκερατοειδικό ηθμό. Προς τον αυλό, τα δύο αυτά τοιχώματα υπαλείφονται από ενδοθηλιακά κύτταρα. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα του έσω τοιχώματος είναι διαφορετικά από αυτά του έξω τοιχώματος και

παίζουν αποφασιστικό ρόλο στη διόδο του υδατοειδούς υγρού προς τον αυλό του σωλήνα.



Εικόνα 1.1.1: Ο σωλήνας του Schlemm

Ο αυλός του σωλήνα του Schlemm είναι κατά θέσεις πολύ στενός και κάποτε διαχωρίζεται από κλάδους οι οποίοι περιβάλλουν νησίδες από ιστό. Η μορφή αυτή του σωλήνα μπορεί να παρομοιαστεί με ποταμό που διαχωρίζεται κατά θέσεις σε δύο ρεύματα από νησίδα ξηράς. Ο αυλός του σωλήνα διασχίζεται από διαφραγμάτια που βοηθούν στο να μη συμπίπτον τα τοιχώματά του. Το έσω τοίχωμα του σωλήνα αποτελείται, εκτός από το ενδοθήλιο και από ένα στρώμα συνδετικού ιστού (juxtacanalicular connective tissue), που έρχεται σε επαφή προς τα έσω με τα μεσοδιαστήματα του σκληροκερατοειδικού ηθμού (trabeculum). Ο ιστός αυτός περιέχει λιγότερη κολλαγόνο ουσία και περισσότερα κύτταρα από ότι τα πετάλια του trabeculum και ένα είδος άμορφου ουσίας, που αποτελείται κυρίως από γλυκοζαμινογλυκάνες.

Το πλέον χαρακτηριστικό γνώρισμα των ενδοθηλιακών κυττάρων του έσω τοιχώματος είναι η ύπαρξη γιγαντιαίων κενοτοπίων στο κυτταρόπλασμά τους,

τα οποία περιβάλλονται από λεπτή μεμβράνη, που φέρει πόρους αφενός μεν προς τον σωλήνα του Schlemm και αφετέρου προς το trabeculum. Τα κενοτόπια αυτά με τους πόρους τους πιστεύεται ότι αποτελούν την οδό διόδου του υδατοειδούς υγρού προς τον σωλήνα του Schlemm.

Τα αθροιστικά σωληνάκια αποτελούν δύο ομάδες: τα έξω και τα έσω αθροιστικά σωληνάκια.

Τα έξω αθροιστικά σωληνάκια, 25 -35 τον αριθμό, εκφύονται από το έξω τοίχωμα του σωλήνα του Schlemm και ενώνονται με το εν τω βάθει φλεβικό δίκτυο του σκληρού, μερικά δε καταλήγουν απευθείας στο επισκληρικό φλεβικό δίκτυο και ονομάζονται υδάτινες φλέβες. Αποτελούν την κυριότερη οδό απαγωγής του υδατοειδούς υγρού από τον σωλήνα του Schlemm προς το ενδοσκληρικό και επισκληρικό φλεβικό δίκτυο.

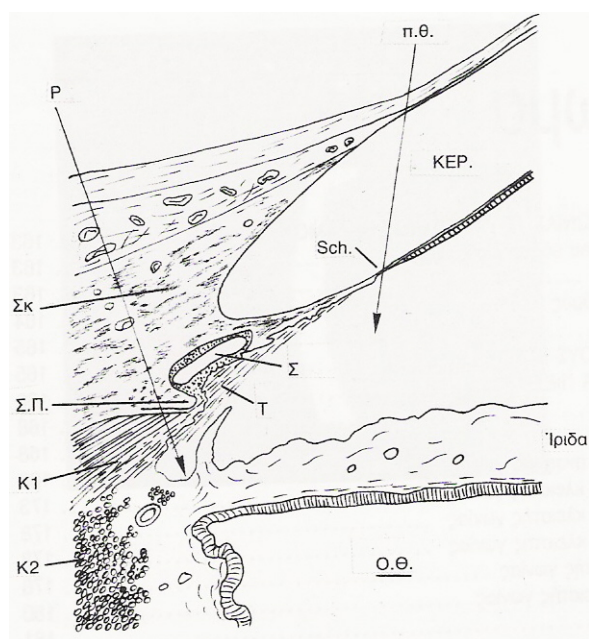
Τα έσω αθροιστικά σωληνάκια είναι πολύ περισσότερα από τα έξω (1:5), αρχίζουν από το έσω τοίχωμα του σωλήνα του Schlemm και διεισδύουν μέσα στο δίκτυο του trabeculum. Είναι τυφλά, δε χρησιμεύουν για τη μεταφορά υδατοειδούς υγρού και φαίνεται ότι ο ρόλος τους είναι η αύξηση της έσω επιφάνειας του σωλήνα του Schlemm.

B. Ο σκληροκερατοειδικός ηθμός ή trabeculum

Κατά το μεγαλύτερο μέρος του βρίσκεται μέσα σε κοιλότητα του σκληρού (Εικόνα 1.1.2), όπως προαναφέραμε, και μόνο 2-3 πετάλια βρίσκονται εκτός, ξεπερνώντας τα προσθιο-οπίσθια όριά του για να συναντήσουν προς τα πίσω την επιμήκη μούρα του ακτινωτού μυός.

Ο σκληροκερατοειδικός ηθμός έχει σχήμα τριγωνικό με τη βάση στραμμένη προς τον σκληραίο πτερνιστήρα (κυκλική μικρή προβολή του σκληρού) και την κορυφή προς τα εμπρός, αντίστοιχα προς το τέλος της μεμβράνης του Descemet του κερατοειδούς (γραμμή ή δακτύλιος του Schwalbe). Δια μιας νοητής γραμμής που ενώνει την κορυφή του σκληραίου πτερνιστήρα με τον δακτύλιο του Schwalbe, χωρίζεται σε δύο τμήματα, το έξω ή σκληροκερατοειδικό trabeculum και το λεπτότερο έσω ή ραγοειδικό trabeculum. Ο σκληροκερατοειδικός ηθμός ή trabeculum αποτελείται από μεγάλο αριθμό διάτρητων πεταλίων, τα οποία διακλαδίζονται και συμπλέκονται μεταξύ τους, τόσο σε ένα επίπεδο όσο και με τα πετάλια που βρίσκονται επιπολής και εν τω βάθει. Έτσι το trabeculum αποτελεί συνολικά

ένα κυκλικό τρισδιάστατο δικτυωτό, εντός του οποίου υπάρχουν μεσοδιαστήματα που επικοινωνούν μεταξύ τους με ανοίγματα ή πόρους. Η διάμετρος των πόρων αυτών ελαττώνεται προοδευτικά από τον πρόσθιο θάλαμο προς τον σωλήνα του Schlemm.



Εικόνα 1.1.2: Ανατομικά στοιχεία της γωνίας του πρόσθιου θαλάμου. ΚΕΡ: κερατοειδής, ΣΚ: σκληρός, ΠΘ: πρόσθιος θάλαμος, ΟΘ: οπίσθιος θάλαμος, Τ: trabeculum, Σ: σωλήνας του Schlemm, Κ₁: επιμήκης μοίρα του κυκλικού μυός, Κ₂: κυκλοτερής μοίρα του κυκλικού μυός, Ρ: ρίζα της ίριδας, Σ.Π.: σκληραίος πτερισιτήρας, Sch: δακτύλιος του Schwalbe

1.2 Φυσιολογία του υδατοειδούς υγρού

Υδατοειδές υγρό ονομάζεται το διαφανές υγρό που πληρώνει τον πρόσθιο και τον οπίσθιο θάλαμο του οφθαλμού. Σε αντίθεση με το υαλοειδές, ανανεώνεται συνεχώς, παραγόμενο από το ακτινωτό σώμα και αποχετευόμενο από το αποχετευτικό σύστημα της γωνίας του πρόσθιου θαλάμου. Η ισορροπία μεταξύ της παραγωγής και της αποχέτευσης του

υδατοειδούς υγρού, έχει σαν αποτέλεσμα τη διατήρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης σε φυσιολογικά επίπεδα.

1.2.1 Σύσταση του υδατοειδούς υγρού (Εικόνα 1.2.1)

Πίνακας 9.1. Σύσταση του υδατοειδούς υγρού*

	Υδατοειδές Υγρό	Πλάσμα
Na ⁺	153	143
HCO ₃ ⁻	19.6	25.0
Cl ⁻	134	106
Γλυκόζη	3.7-4.8	4.7-6.5
Πρωτεΐνη	0.3-1.0	70
Ασκορβικό	1.06	0.04

*Συγκεντρώσεις σε μM/ml των κυριότερων συστατικών του υδατοειδούς υγρού του ανθρώπου και αντίστοιχες τιμές στο πλάσμα

Εικόνα 1.2.1: Σύσταση του υδατοειδούς υγρού

Το υδατοειδές υγρό περιέχει 96,6% νερό. Αποτελεί εκ πρώτης όψεως προϊόν υπερδιήθησης του αίματος, αφού δεν περιέχει κανένα έμμορφο στοιχείο του αίματος και περιέχει 300 φορές λιγότερες πρωτεΐνες από το αίμα. Εντούτοις, δεν είναι απλώς προϊόν υπερδιήθησης, αφού ορισμένα στοιχεία περιέχονται σε μεγαλύτερη πυκνότητα από ό,τι στο πλάσμα, όπως π.χ. το ασκορβικό οξύ εμπεριέχεται σε πυκνότητα 20 φορές μεγαλύτερη. Γενικά το υδατοειδές υγρό περιέχει σχεδόν όλα τα στοιχεία του πλάσματος, αλλά σε πολύ μικρότερη ποσότητα, εκτός από το ασκορβικό οξύ, που αναφέραμε προηγουμένως, το κάλιο και τα χλωριούχα που εμπεριέχονται σε μεγαλύτερη ποσότητα.

Μια ουσία που δεν υπάρχει στο πλάσμα του αίματος, αλλά εμπεριέχεται στο υδατοειδές υγρό είναι το υαλουρονικό οξύ (άφθονο στο υαλοειδές)

παραγόμενο από το όργανο του Golgi των ειδικών κυττάρων του υαλοειδούς και του trabeculum.

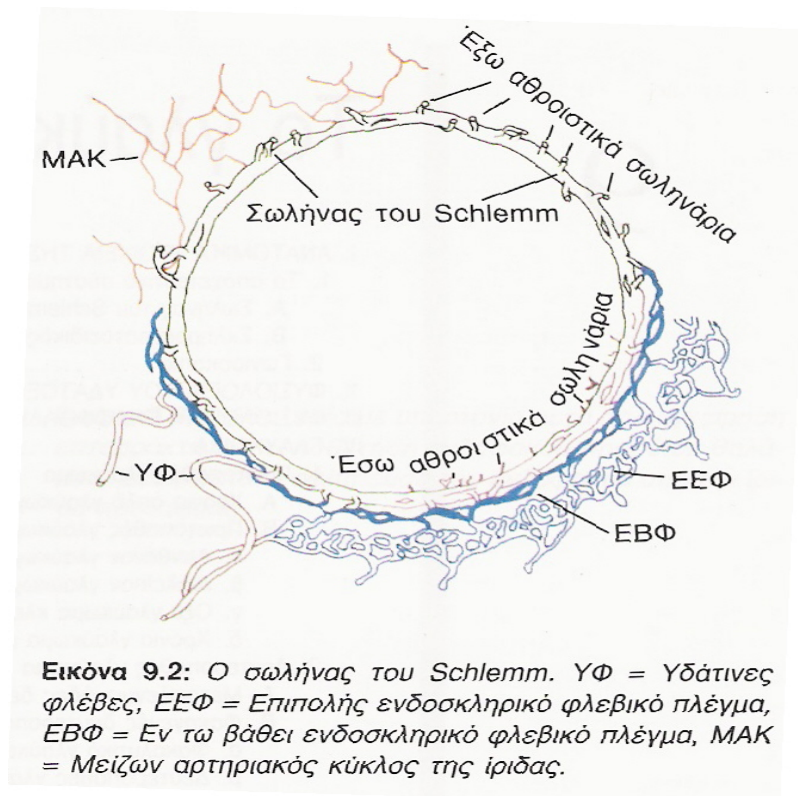
1.2.2 Παραγωγή και αποχέτευση του υδατοειδούς υγρού

Το υδατοειδές υγρό παράγεται κυρίως από τις ακτινοειδείς προβολές του ακτινωτού σώματος (90%) και μόνο το 10% από την ίριδα. Το μεγαλύτερο μέρος του υδατοειδούς υγρού παράγεται παθητικά (υπερδιήθηση) από τη διαφορά υδροστατικής πίεσης μεταξύ του τριχοειδικού δικτύου των ακτινοειδών προβολών του ακτινωτού σώματος και του οπίσθιου θαλάμου και μόνο ένα μικρό μέρος παράγεται ενεργητικά από το επιθήλιο των ακτινοειδών προβολών με κατανάλωση ενέργειας (έκκριση). Η υπερδιήθηση επηρεάζεται επομένως από την υδροστατική πίεση των τριχοειδών του ακτινωτού σώματος, από το ύψος της ενδοφθάλμιας πίεσης.

Ο ρυθμός παραγωγής του ανέρχεται περίπου στα 2,50 $\mu\text{L}/\text{min}$ και πλήρης ανανέωσή του γίνεται μέσα σε δύο ώρες (250-300 μL).

Το μεγαλύτερο ποσό του υδατοειδούς υγρού (90%) απάγεται από τον πρόσθιο θάλαμο δια μέσου του αποχετευτικού συστήματος της γωνίας του πρόσθιου θαλάμου και μόνο μια μικρή ποσότητα (10%) απάγεται από βοηθητικές οδούς, που ονομάζονται ραγοειδοσκληρικές.

Το υδατοειδές υγρό λοιπόν παράγεται κυρίως από τις ακτινοειδείς προβολές του ακτινωτού σώματος, εκρέει στο οπίσθιο θάλαμο και μέσω της κόρης εισέρχεται στον πρόσθιο θάλαμο. Από εκεί το μεγαλύτερο μέρος αποχετεύεται μέσω του αποχετευτικού συστήματος της γωνίας, δια μέσου των μεσοδιαστημάτων του σκληροκερατοειδικού ηθμού και του έσω τοιχώματος του σωλήνα του Schlemm, εισέρχεται στον αυλό του σωλήνα και από εκεί, μέσω των έξω αθροιστικών σωληναρίων και του ενδοσκληρικού φλεβικού πλέγματος, εκρέει στο επισκληρικό φλεβικό πλέγμα (Εικόνα 2.3.1).



Εικόνα 1.2.2: Ο σωλήνας του Schlemm

1.2.3 Χρησιμότητα του υδατοειδούς υγρού

Το υδατοειδές υγρό ονομάστηκε και «νερό της ζωής του οφθαλμού», λόγω του σπουδαιότατου ρόλου που παίζει για τη διατήρηση του οφθαλμού. Καταρχήν, δια μέσου της ενδοφθάλμιας πίεσης, χρησιμεύει στη διατήρηση του σχήματος του βολβού, ο οποίος μόνο έτσι μπορεί να εκτελέσει σωστά την οπτική λειτουργία. Εάν ο βολβός του οφθαλμού δε διατηρούσε σταθερό σχήμα, λόγω της σπαργής που δίνει η ενδοφθάλμια πίεση, τότε με τις κινήσεις του κατά τις στροφές του βλέμματος θα άλλαζε συνεχώς σχήμα με την έλξη των μυών, με αποτέλεσμα το διοπτρικό του σύστημα να μεταβίβαζε προς την ωχρά τα είδωλα των διαφόρων αντικειμένων διαστρεβλωμένα. Ακόμα, το υδατοειδές υγρό χρησιμεύει για τη θρέψη του κρυσταλοειδούς φακού – ο φακός δε φέρει αγγεία- και της μεγαλύτερης κεντρικής μοίρας του κερατοειδούς.

Τέλος, το υδατοειδές υγρό παίζει πρωτεύοντα ρόλο στη διαμόρφωση του ύψους της ενδοφθάλμιας πίεσης.

1.2.4 Ο αιματο-υδατοειδικός φραγμός

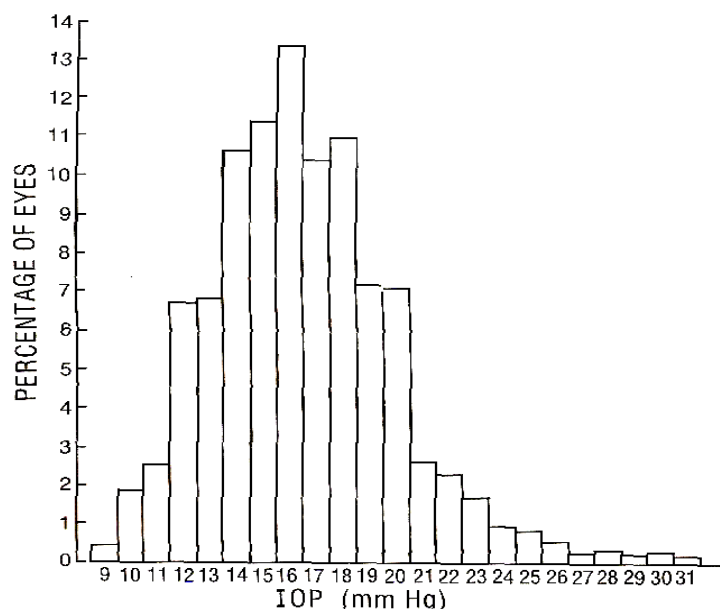
Αντιστοιχεί στο σύνολο των ιστών που διαχωρίζουν την αιματική κυκλοφορία από τους χώρους που περιέχουν υδατοειδές υγρό. Με άλλα λόγια, ονομάζουμε αιματο-υδατοειδικό φραγμό το σύνολο των ιστών του πρόσθιου ραγοειδούς που παρεμβάλλονται μεταξύ του αίματος που ρέει μέσα στο αρτηριακό και φλεβικό δίκτυο και του υδατοειδούς υγρού.

Δεν αποτελεί μόνο μια έννοια ανατομική, που απλώς χωρίζει δύο διαφορετικής σύστασης υγρά αλλά είναι συγχρόνως και λειτουργικός φραγμός. Αφήνει δηλαδή εκλεκτικά να τον διαπερνούν ορισμένες ουσίες ενώ δεν αφήνει άλλες, γεγονός που έχει μεγάλη σημασία, τόσο από φυσιολογικής όσο και από θεραπευτικής απόψεως (π.χ. είσοδος μόνο ορισμένων αντιβιοτικών μέσα στον οφθαλμό).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2.1 ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΗ ΕΝΔΟΦΘΑΛΜΙΑ ΠΙΕΣΗ

Σήμερα είναι γενικά παραδεκτό ότι στον γενικό πληθυσμό η φυσιολογική ενδοφθάλμια πίεση (Ε.Π.), κυμαίνεται κατά μέσο όρο μεταξύ 15 και 16 mmHg (Εικόνα 2.1.1) με σταθερή απόκλιση (SD) 2.5-3.0 mmHg. Τα ανώτερα αποδεκτά όρια είναι 21-22 mmHg.



Εικόνα 2.1.1: Κατανομή συχνότητας ενδοφθάλμιας πίεσης (Δεδομένα από την αναφορά 26)

Εάν παραδεχτούμε ότι η διασπορά της ενδοφθάλμιας πίεσης των φυσιολογικών ατόμων ακολουθεί κατανομή Gauss, τότε το 97.5 % των ατόμων θα έχουν ανώτερη ενδοφθάλμια πίεση ≤ 21 mmHg ($M+2SD$) και το 99.5 % ΕΠ ≤ 24 mmHg ($M+3SD$).

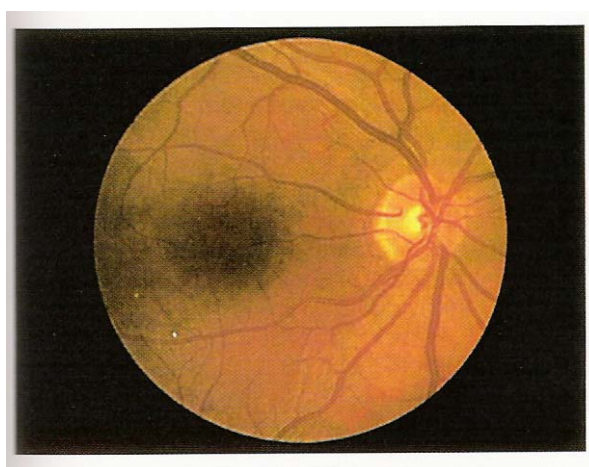
Παρόλα αυτά όμως, μερικοί ερευνητές υποστηρίζουν ότι υπάρχουν φυσιολογικά άτομα που η ενδοφθάλμια πίεσή τους υπερβαίνει τα πιο πάνω

ανώτερα όρια και ότι η φυσιολογική ενδοφθάλμια πίεση του ανθρώπου δεν ακολουθεί υποχρεωτικά την κατανομή Gauss.[1]

2.2 ΟΠΤΙΚΟ ΝΕΥΡΟ

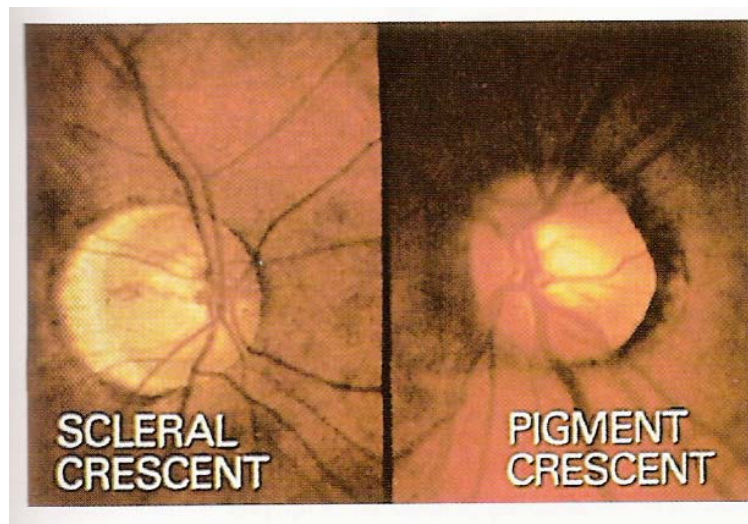
Το οπτικό νεύρο αποτελείται από περισσότερες από 1,2 εκατομμύρια νευρικές ίνες. Αυτές οι νευρικές ίνες, προέρχονται από τα γαγγλιακά κύτταρα του αμφιβληστροειδή, συγκεντρώνονται σε μια δέσμη, το οπτικό νεύρο και μεταφέρουν οπτικές πληροφορίες στον εγκέφαλο. Μια διακοπή της συνέχειας αυτών των νευρικών ινών έχει ως αποτέλεσμα απώλεια της όρασης.

Το σημείο έκφυσης του οπτικού νεύρου μπορεί να γίνει ορατό, χρησιμοποιώντας το οφθαλμοσκόπιο. Το σημείο αυτό καλείται οπτική θηλή. Η οπτική θηλή συχνά έχει μια μικρή εμβύθιση, η οποία καλείται κοίλανση της οπτικής θηλής. Το μέγεθος της κοίλανσης σε φυσιολογικά μάτια μπορεί να διαφέρει από άτομο σε άτομο. Στις περισσότερες περιπτώσεις, όταν κοιτάμε με το οφθαλμοσκόπιο, η φυσιολογική οπτική θηλή (Εικόνα 2.2.1) έχει σχήμα ελαφρώς ωοειδές με τη μεγαλύτερη διάμετρο στον κάθετο μεσημβρινό και χρώμα ροζ. Μια κεντρική κοίλανση της επιφάνειας της θηλής λέγεται «φυσιολογική κοίλανση». Βλάβες που παρατηρούνται με το οφθαλμοσκόπιο, εκτιμώνται όσον αφορά την έκτασή τους με μονάδα αναφοράς τη διάμετρο της οπτικής θηλής (1 θηλαία διάμετρος = 1.5 mm).



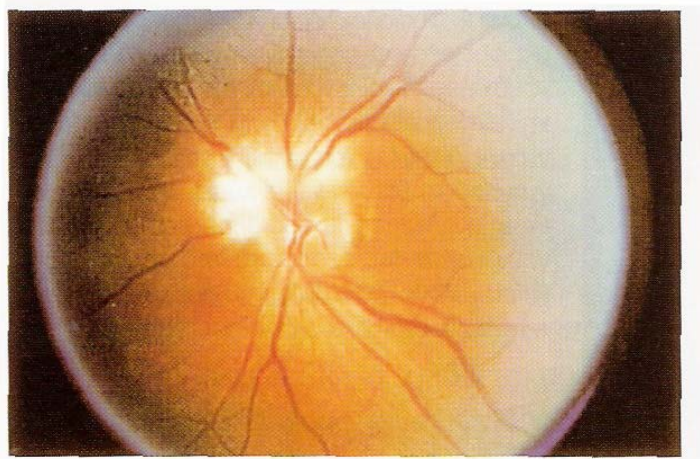
Εικόνα 2.2.1: Η φυσιολογική οπτική θηλή

Υπάρχει μεγάλος αριθμός φυσιολογικών παραλλαγών στην εμφάνιση της οπτικής θηλής. Οι μελαχρωστικές στιβάδες του ματιού (ο χοριοειδής και το μελάχρουν επιθήλιο του αμφιβληστροειδή) συχνά δε φτάνουν μέχρι την παρυφή της οπτικής θηλής, δημιουργώντας έτσι έναν μηνίσκο με έλλειψη χρωστικής μεταξύ αυτών και του χείλους της θηλής. Επίσης, υπάρχει περίπτωση σε μερικά μάτια να υπάρχει περίσσεια χρωστικής που δημιουργεί ένα έντονο μελαχρωματικό χείλος γύρω από την οπτική θηλή (Εικόνα 2.2.2 δεξιά).



Εικόνα 2.2.2: Φυσιολογικές παραλλαγές της οπτικής θηλής

Οι νευρικές ίνες του αμφιβληστροειδή (δηλαδή οι νευράξονες των γαγγλιακών κυττάρων) είναι κατά κανόνα αμύελες στην οπτική θηλή και τον αμφιβληστροειδή, δημιουργώντας μια πυκνή, λευκή, επιφανειακή θολερότητα με χνουδωτή παρυφή (Εικόνα 2.2.3).



Εικόνα 2.2.3: Εμμύελες νευρικές ίνες

2.3 ΣΧΕΣΗ ΕΝΔΟΦΘΑΛΜΙΑΣ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΙ ΟΠΤΙΚΟΥ ΝΕΥΡΟΥ

Η ενδοφθάλμια πίεση ασκείται σε όλα τα τοιχώματα του ματιού συμπεριλαμβανομένου του οπτικού νεύρου και των αγγείων του. Τα οπτικό νεύρο αιματώνεται από κλάδους της οφθαλμικής αρτηρίας, η οποία είναι κλάδος της έσω καρωτίδας. Εάν η πίεση στο μάτι είναι πολύ υψηλή, μπορεί να παρεμποδίζεται η επαρκής αιμάτωση του οπτικού νεύρου. Αν το φαινόμενο έχει παρατεταμένη διάρκεια, αυτή η ελλιπή αιματική παροχή μπορεί να καταστρέψει το νεύρο.

Καταστροφή του οπτικού νεύρου προκαλεί ελλείμματα του οπτικού πεδίου. Τα ελλείμματα αυτά είναι επιλεκτικά, αλλά με την πάροδο του χρόνου μπορεί να γίνουν εκτεταμένα ή να καταλήξουν ακόμη και σε ολική απώλεια του οπτικού πεδίου. Η ανίχνευση των ελλειμμάτων του οπτικού πεδίου πραγματοποιείται με τον έλεγχο του οπτικού πεδίου (περιμετρία). Η οπτική οξύτητα δεν επηρεάζεται αρχικά. Με τη μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης και την εκτίμηση της εμφάνισης του οπτικού νεύρου, μπορεί να ανιχνευτεί ενδεχόμενη ή υπαρκτή βλάβη.[2]

2.4 ΔΙΑΤΗΡΗΣΗ ΤΗΣ ΕΝΔΟΦΘΑΛΜΙΑΣ ΠΙΕΣΗΣ

Σύμφωνα με τον Goldmann, η ενδοφθάλμια πίεση (P_0 σε mmHg) μεταβάλλεται ανάλογα με το βαθμό έκκρισης του υδατοειδούς υγρού (F σε $\mu\text{L}/\text{min}$) και αντιστρόφως ανάλογα με την αποχέτευση του υδατοειδούς (C).

$$P_0 = \frac{F}{C} + P_v \quad \text{όπου } P_v \text{ η επισκληρική φλεβική πίεση σε mmHg}$$

Παράγοντες όπως η ηλικία, ορμονικές διαταραχές, διακυμάνσεις στον όγκο του αίματος στο μάτι καθώς και στον καρδιακό ρυθμό, η λήψη φαρμάκων και εγχειρήσεις, επηρεάζουν σε κάποιο βαθμό την ενδοφθάλμια πίεση. Έχει βρεθεί επίσης ότι μεταβολές στην πίεση του αίματος στην καρωτίδα συνεπάγονται διακυμάνσεις στην ενδοφθάλμια πίεση. Ακόμα και η αναπνοή προκαλεί μικρο-ταλαντώσεις στο μάτι επηρεάζοντας την ενδοφθάλμια πίεση. Μεγάλες αλλαγές προκαλούν οι εξωτερικές πιέσεις στο μάτι, καθώς επίσης και το ανοιγόκλεισμα των βλεφάρων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΤΟΝΟΜΕΤΡΙΑ – ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

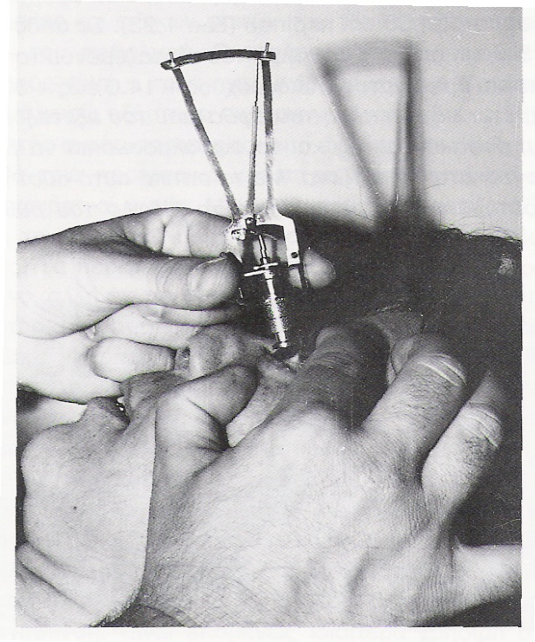
Η μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης με τα τονόμετρα είναι έμμεση, καθότι μετράμε το βαθμό αντίστασης του κερατοειδή στην παραμόρφωση που προκαλεί το τονόμετρο. Άμεση μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης θα μπορούσαμε να επιτύχουμε μόνο κατόπιν παρακέντησης του πρόσθιου θαλάμου, πράγμα που μπορεί να γίνει σε πειραματόζωα ή σε ανθρώπους διεγχειρητικά. Έτσι, οι κλινικές μετρήσεις της ενδοφθάλμιας πίεσης είναι έμμεσες και βασίζονται σε δημιουργία εμβύθισης ή επιπέδωσης στο μάτι. Οι κύριες -κλινικά χρησιμοποιούμενες- μέθοδοι μέτρησης της ενδοφθάλμιας πίεσης είναι:

1. Τονομετρία εμβύθισης (Schiotz)
2. Τονομετρία επιπέδωσης (Goldmann)
3. Οριζόντια τονομετρία επιπέδωσης
4. Το τονόμετρο Air puff
5. Το τονόμετρο Tonopen
6. Το τονόμετρο OBF
7. Dynamic Contour Tonometer

Στις παραγράφους που ακολουθούν περιγράφονται οι προαναφερθείσες μέθοδοι καθώς και η συγκριτική τους αίολογηση.

3.1 Τονομετρία εμβύθισης (Schiotz)

Ο προσδιορισμός της ενδοφθάλμιας πίεσης, γίνεται εφαρμόζοντας έναν βαθμονομημένο μηχανισμό πάνω στον κερατοειδή και μετρώντας στη συνέχεια το βάθος του εντυπώματος πάνω σε αυτόν από το έμβολο-προκαθορισμένου βάρους (Εικόνα 3.1.1).



Εικόνα 3.1.1 : Μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης με το τονόμετρο του Schiøtz

Το βάθος της εμβύθισης μετράται στην κλίμακα του οργάνου και μετατρέπεται κατόπιν σε mmHg με τη βοήθεια ειδικών πινάκων. Η κλίμακα του τονομέτρου Schiøtz είναι βαθμονομημένη έτσι, ώστε κάθε μονάδα της κλίμακας αντιπροσωπεύει 0.05 mm προεξοχής του εμβόλου. Τα πλεονεκτήματα του μηχανικού τονομέτρου είναι η απλή και εκτεταμένη κλινική του χρήση και το σχετικά χαμηλό του κόστος.

Σφάλματα στην τονομετρία εμβύθισης (Schiøtz)

Τα σφάλματα στην τονομετρία Schiøtz προέρχονται κυρίως από ελαττωματικά όργανα. Επίσης, αρκετές φορές, σφάλματα στη μέτρηση οφείλονται στην ακατάλληλη εφαρμογή του τονομέτρου πάνω στο μάτι. Κατά τη διάρκεια της μέτρησης, εφαρμόζεται στο μάτι ένα έμβολο, του οποίου η μάζα είναι 16.5 g η οποία προκαλεί μεγάλη μεταβολή της ενδοφθάλμιας πίεσης. Η βαθμονόμηση εξαρτάται από τις μετρήσεις, τις εκτιμήσεις, τις προσεγγίσεις που έχουν γίνει στις μέσες τιμές των φυσιολογικών ματιών. Επιπλέον, η βαθμονόμηση της κλίμακας του τονομέτρου μεταβάλλεται με την καμπυλότητα του κερατοειδή.

Η μέτρηση βασίζεται όχι μόνο στο βάρος που εφαρμόζεται πάνω στο μάτι, αλλά και στη διόγκωση του συγκεκριμένου ματιού. Η διόγκωση ποικίλει από

μάτι σε μάτι και για καθένα μάτι χωριστά ποικίλει από ώρα σε ώρα. Το βάθος της εμβύθισης και κατά συνέπεια ο όγκος που εκτοπίζεται κατά τη μέτρηση, μεταβάλλεται με την καμπυλότητα και το πάχος του κερατοειδή, καθώς επίσης και με το βάρος που εφαρμόζεται.

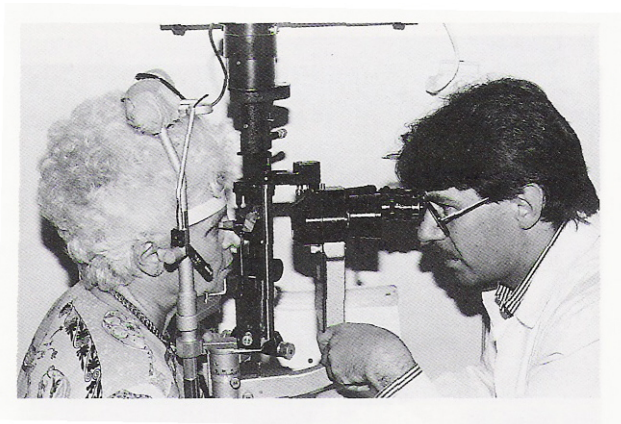
Ο βαθμός της εμβύθισης εξαρτάται, εκτός από το ύψος της ενδοφθάλμιας πίεσης και από την ακαμψία των τοιχωμάτων του οφθαλμού. Επειδή το όργανο είναι βαθμονομημένο για το μέσο όρο ακαμψίας του οφθαλμού, σε ακραίες περιπτώσεις ελαττωμένης (υψηλή μυωπία) ή αυξημένης δυσκαμψίας είναι δυνατόν να μας δώσει ψευδώς χαμηλότερες ή υψηλότερες τιμές ενδοφθάλμιας πίεσης αντίστοιχα.

3.2 Τονομετρία επιπέδωσης (Goldmann)

Το πιο γνωστό τονόμετρο στην κατηγορία αυτή είναι το τονόμετρο Goldmann. Πρόκειται για μία απλή, άμεση και αξιόπιστη μέθοδο μέτρησης της ενδοφθάλμιας πίεσης. Με την τονομετρία επιπέδωσης, εφαρμόζεται δύναμη πάνω στον κερατοειδή και επιπεδώνεται η κεντρική περιοχή του, διαμέτρου 3.06 mm (Εικόνα 3.2.1).

$$\text{Area} = \pi(r)^2 = 3.1416 \times (1.53)^2 = 7.3542 \text{ mm}^2$$

Έχει βρεθεί πειραματικά, ότι αυτή η επιφάνεια επιπέδωσης είναι η ελάχιστη δυνατή για να έχουμε ακριβή αποτελέσματα. Η αύξηση στην ενδοφθάλμια πίεση που η επιπέδωση αυτή προκαλεί είναι, της τάξης του 2,5%.





Εικόνα 3.2.1 : Μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης με το τονόμετρο του Goldmann

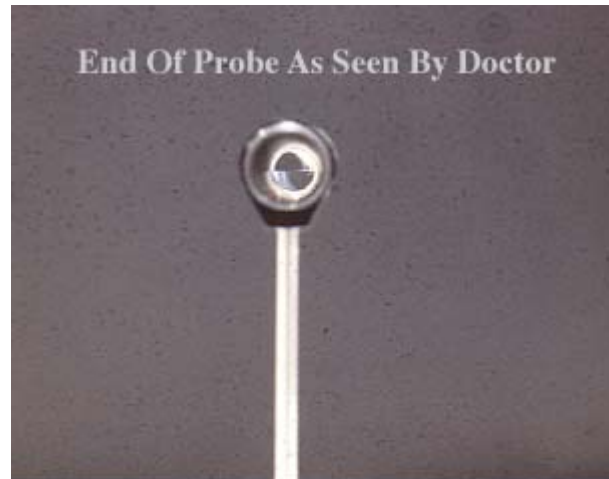
Το τονόμετρο του Goldmann, αποτελείται από τη βάση (Εικόνα 3.2.2), μια «κεφαλή» που μπορεί να περιστρέφεται έως 180° και όλο το σύστημα προσαρμόζεται πάνω σε μία σχισμοειδή λυχνία με τη βοήθεια της οποίας γίνεται η παρατήρηση. Η βάση είναι κατασκευασμένη έτσι, ώστε να βλέπει ο εξεταστής ακριβώς τη δύναμη που εφαρμόζει ανά πάσα στιγμή πάνω στον οφθαλμό.



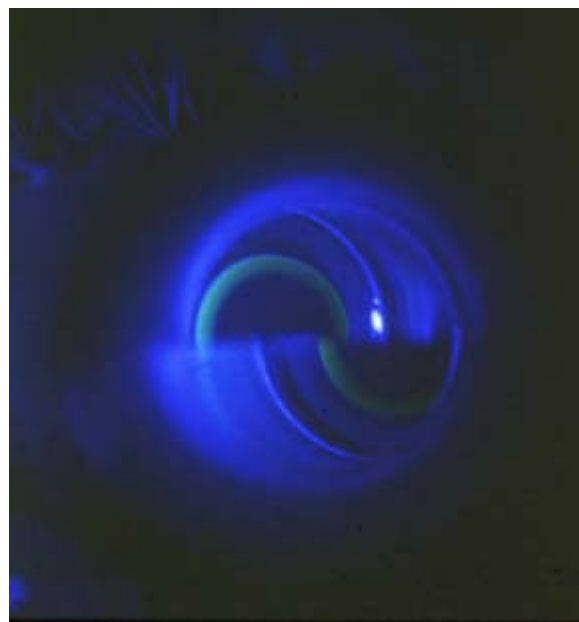
Εικόνα 3.2.2 : Το τονόμετρο Goldmann

Η δύναμη αυτή εξαρτάται από το ύψος της ενδοφθάλμιας πίεσης και είναι ανεξάρτητη από την ακαμψία των τοιχωμάτων του οφθαλμού, αφού δεν εκτοπίζει αρκετό υγρό (περίπου $5 \mu\text{L}$). Γι'αυτό το τονόμετρο του Goldmann είναι ακριβέστερο από αυτό του Schiøtz.

Αρχικά, η δακρυϊκή στιβάδα χρωματίζεται με μία ειδική χρωστική (fluorescein) τη φλουοροσκεΐνη. Τοποθετείται ένα μπλε φίλτρο μπροστά στη φωτεινή δέσμη της σχισμοειδούς λυχνίας, για να επιτρέπει μόνο στο μπλε χρώμα, προερχόμενο από το φθορισμό της χρωστικής, να είναι ορατό. Στη



συνέχεια εφαρμόζεται δύναμη πάνω στο μάτι και η περιοχή επαφής παρατηρείται με τη βοήθεια ενός διπρίσματος. Η δέσμη εισέρχεται στο πρίσμα υπό 60° γωνία. Ο ασθενής κοιτάζει ευθεία μπροστά και το πρίσμα μετακινείται με τη βοήθεια ενός μοχλού (control stick) μέχρι να έλθει μόλις σε επαφή με το μάτι. Σ' αυτή τη φάση φωτίζεται το σκληροκερατοειδικό όριο. Με το μικροσκόπιο παρατηρούμε δύο πρασινοκίτρινα ημικύκλια σε μπλε φόντο. Κάνοντας κατάλληλες ρυθμίσεις με το μοχλό έτσι, ώστε τα ημικύκλια να έχουν το ίδιο μέγεθος, η ένδειξη στη βάση δίνει και τη μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης στον εξεταστή (Εικόνα 3.2.3). [29]



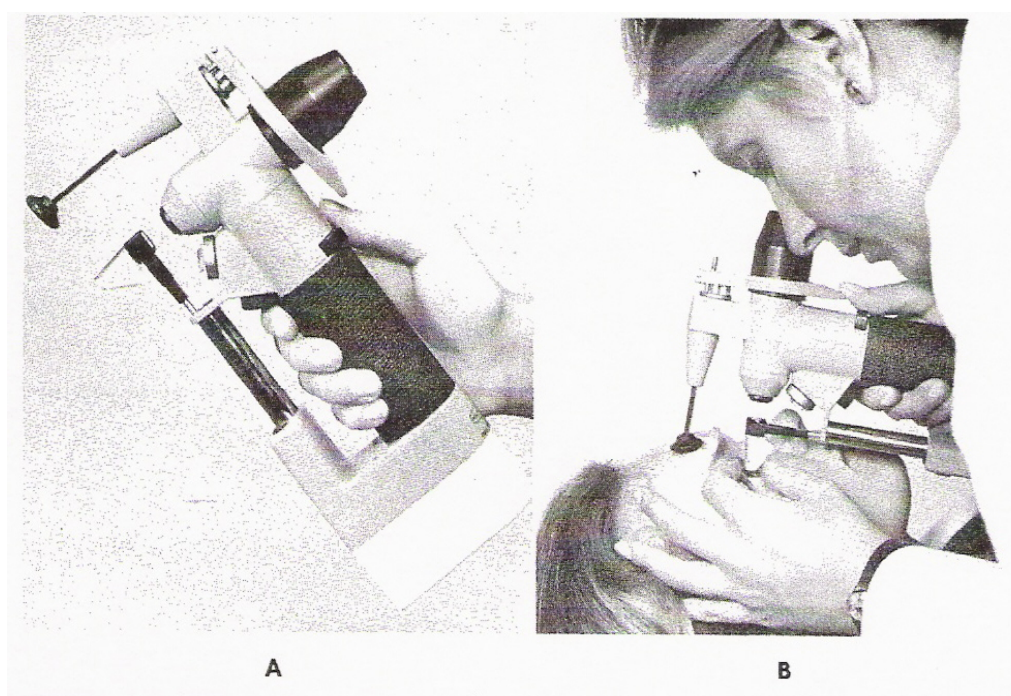
Εικόνα 3.2.3: Παρατήρηση μέσω του μικροσκοπίου στο τονόμετρο του Goldmann

3.3 Οριζόντια τονομετρία επιπέδωσης

Εκτός από τους δύο παραπάνω τύπους τονομέτρων, τα τελευταία χρόνια έχουν κατασκευαστεί ηλεκτρονικά τονόμετρα διαφόρων τύπων, που βασίζονται είτε στην αρχή εμβύθισης, είτε στην αρχή επιπέδωσης.

i) Τονόμετρο Graeger

Ο ασθενής βρίσκεται σε οριζόντια θέση (Εικόνα 3.3.1). Η περιοχή επιπέδωσης είναι 3,06 mm κεντρικά του κερατοειδή. Η δύναμη εφαρμόζεται χρησιμοποιώντας ένα ηλεκτρικό μηχανισμό και τα αποτελέσματα που δίνει η μέτρηση συμφωνούν σε μεγάλο βαθμό με εκείνα του τονομέτρου Goldmann.[3]



Εικόνα 3.3.1: Το τονόμετρο επιπέδωσης Graeger

ii) Τονόμετρο Mackay-Marg

Είναι ένα ηλεκτρονικό τονόμετρο το οποίο μετράει ενδοφθάλμια πίεση σε ασθενείς που βρίσκονται σε οριζόντια θέση. Πρόκειται για έναν ακριβή και γρήγορο τρόπο μέτρησης. Ωστόσο, το σύστημα Mackay-Marg είναι πολύ ακριβό και όχι ευρέως αποδεκτό από τους οφθαλμιάτρους. Εφαρμόζεται κυρίως, σε πειράματα που γίνονται σε ζώα. Χρησιμοποιείται κυρίως από οπτομέτρες και όταν η μέτρηση γίνεται χωρίς τοπική αναισθησία και δίνει ανακριβή αποτελέσματα, έναντι εκείνων που λαμβάνονται με τη χρήση τοπικού αναισθητικού. [3]

Σφάλματα στην τονομετρία επιπέδωσης

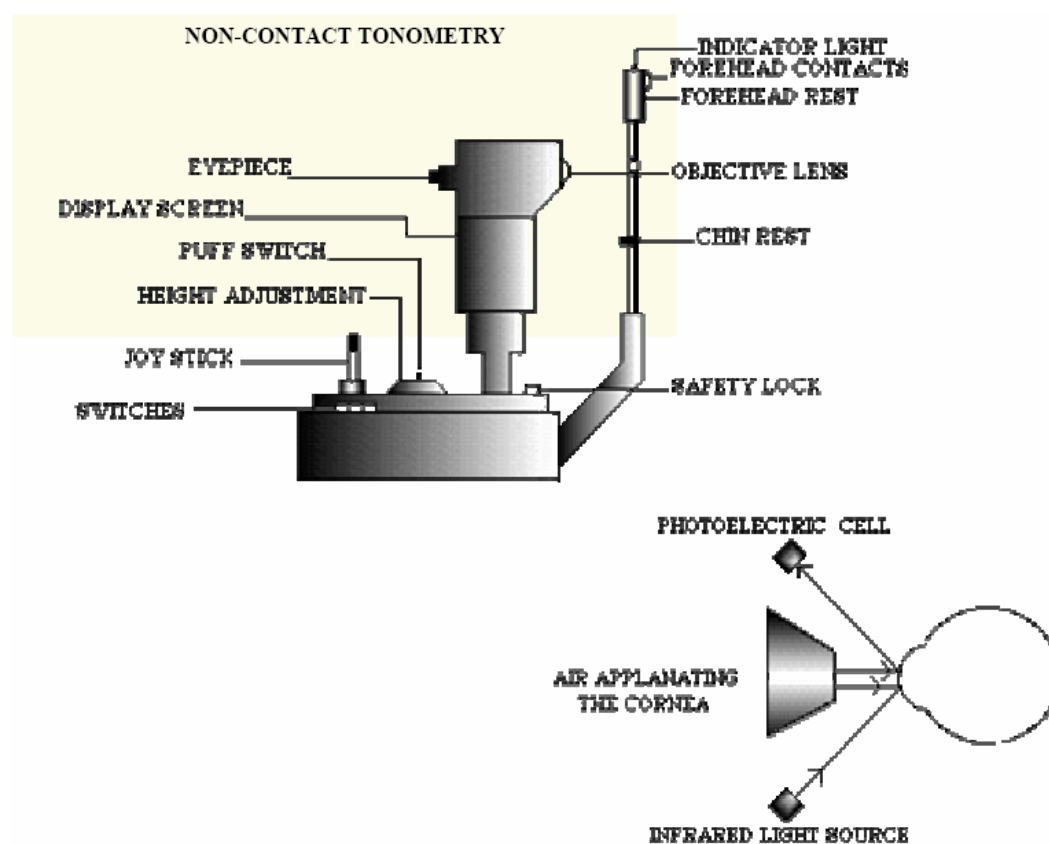
Τα σφάλματα στην τονομετρία επιπέδωσης προέρχονται κυρίως από:

1. Απειρία του εξεταστή
2. Λανθασμένη βαθμονόμηση του οργάνου
3. Έλλειψη συνεργασίας από τον ασθενή (κινητικότητα, νυσταγμός, κτλ)
4. Μη ομοιόμορφη κατανομή της φλουροσκεΐνης στη δακρυϊκή στιβάδα
5. Τα τοπικά αναισθητικά καταστρέφουν πολλές φορές το φθορισμό της φλουροσκεΐνης
6. Ανωμαλίες της επιφάνειας του κερατοειδή

Έτσι υπάρχει υπερεκτίμηση της περιοχής επιπέδωσης ή υποεκτίμηση της ενδοφθάλμιας πίεσης. [3]

3.4 Το τονόμετρο Air puff (Εικόνα 3.4.1)

Το τονόμετρο Air puff ανήκει στην κατηγορία των τονομέτρων χωρίς επαφή (non – contact), μετράει την ενδοφθάλμια πίεση, υπολογίζοντας το χρόνο που είναι απαραίτητος (μερικά msec) για μια δεδομένη ταχύτητα αέρα να επιπεδωθεί ο κερατοειδής. Οι μετρήσεις αυτών των τονομέτρων ποικίλουν και συχνά υπερεκτιμούν την ενδοφθάλμια πίεση. [4] Απαιτείται λιγότερος χρόνος να επιπεδωθεί ένα «μαλακό» από ό,τι ένα «σκληρό» μάτι. Στην προηγούμενη διατύπωση οι όροι «σκληρό» και «μαλακό» μάτι αναφέρονται σε μάτι με υψηλή και χαμηλή πίεση αντίστοιχα και όχι στην οφθαλμική ακαμψία που περιγράφεται στη συνέχεια. Τα τονόμετρα αυτά χρησιμοποιούνται σε ευρείας κλίμακας προγράμματα παρακολούθησης της ενδοφθάλμιας πίεσης του πληθυσμού, κυρίως λόγω του ότι δεν απαιτείται απολύμανση της κεφαλής μεταξύ διαδοχικών μετρήσεων σε ασθενείς καθώς αυτή -όπως προαναφέρθηκε- δεν έρχεται σε επαφή με τον οφθαλμό.



Εικόνα 3.4.1: Το τονόμετρο Air puff

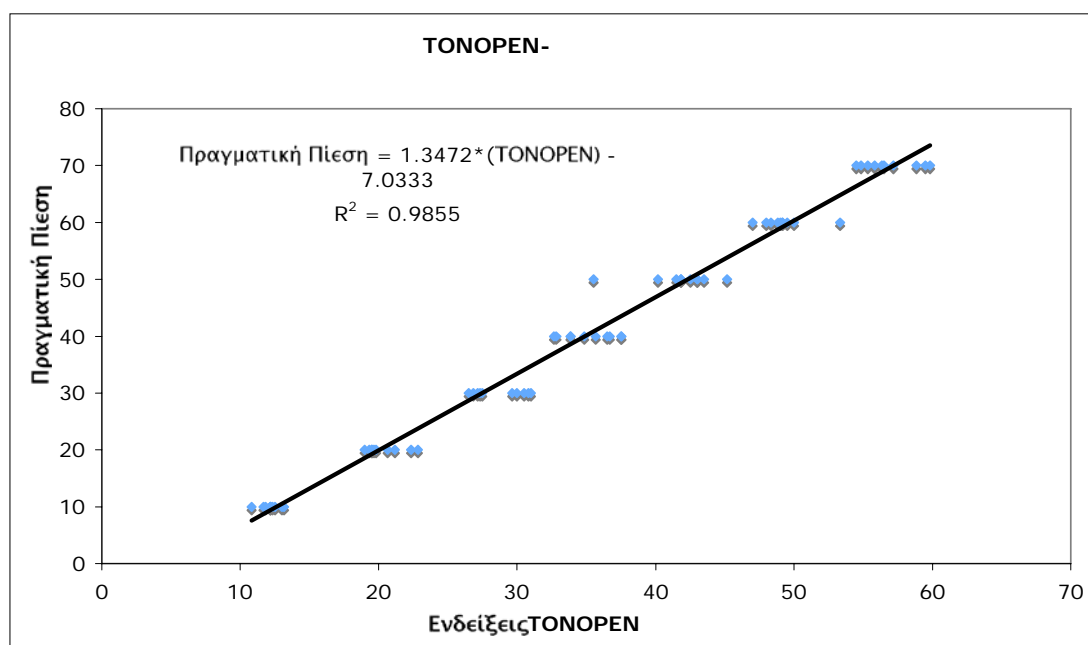
3.5 Το τονόμετρο Tonopen (Εικόνα 3.5.1)

Είναι ένα φορητό ηλεκτρονικό τονόμετρο το οποίο επιπεδώνει μια μικρή περιοχή του κερατοειδή και είναι ιδιαίτερη χρήσιμη μέθοδος μέτρησης της ενδοφθάλμιας πίεσης σε κάθε περίπτωση και ιδιαίτερα όταν υπάρχουν ουλές ή οίδημα στον κερατοειδή.[3], [22]



Εικόνα 3.5.1: Το τονόμετρο Tonopen

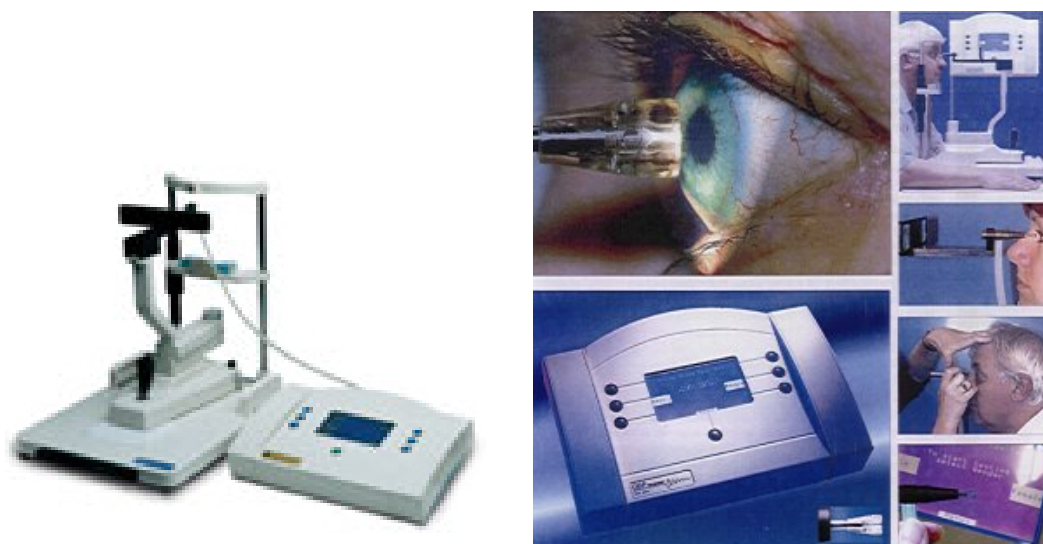
Το τονόμετρο αυτό είναι κατάλληλο για χρήση σε πειραματικά μοντέλα όπου χρησιμοποιούνται πειραματόζωα καθώς είναι δυνατή η μέτρηση ακόμη και σε περίπτωση όπου δεν υπάρχει συνεργασία από την πλευρά του εξεταζόμενου.



Εικόνα 3.5.2: Πειραματικός έλεγχος της λειτουργίας του TONOPEN σε οφθαλμούς κουνελιών. Η διαφοροποίηση στην περίπτωση του ανθρώπινου οφθαλμού αναμένεται να είναι μικρότερη λόγω του διαφορετικού πάχους του κερατοειδούς.

3.6 Το τονόμετρο OBF (Εικόνα 3.6.1)

Η λειτουργία του τονομέτρου OBF βασίζεται στην ύπαρξη μίας ελαστικής μεμβράνης η οποία ταλαντώνεται μέσω παροχής πεπιεσμένου αέρα στον κερατοειδή. Η μεμβράνη έρχεται σε επαφή με τον κερατοειδή και οι αλλαγές στην ενδοφθάλμια πίεση προκαλούν αλλαγές στην ιδιοσυχνότητα του συστήματος. Η μέτρηση της πίεσης γίνεται έμμεσα μέσω της μέτρησης της συχνότητας με την οποία ταλαντώνεται η μεμβράνη μέσω ενός κατάλληλου μικροφώνου τοποθετημένου στον αυλό παροχής του πεπιεσμένου αέρα. Οι ιδιοσυχνότητες της ταλάντωσης είναι της τάξης των μερικών kHz γεγονός που θεωρητικά και πρακτικά επιτρέπει τη δειγματοληψία της της πίεσης πολλές εκατοντάδες φορές το δευτερόλεπτο.[18]



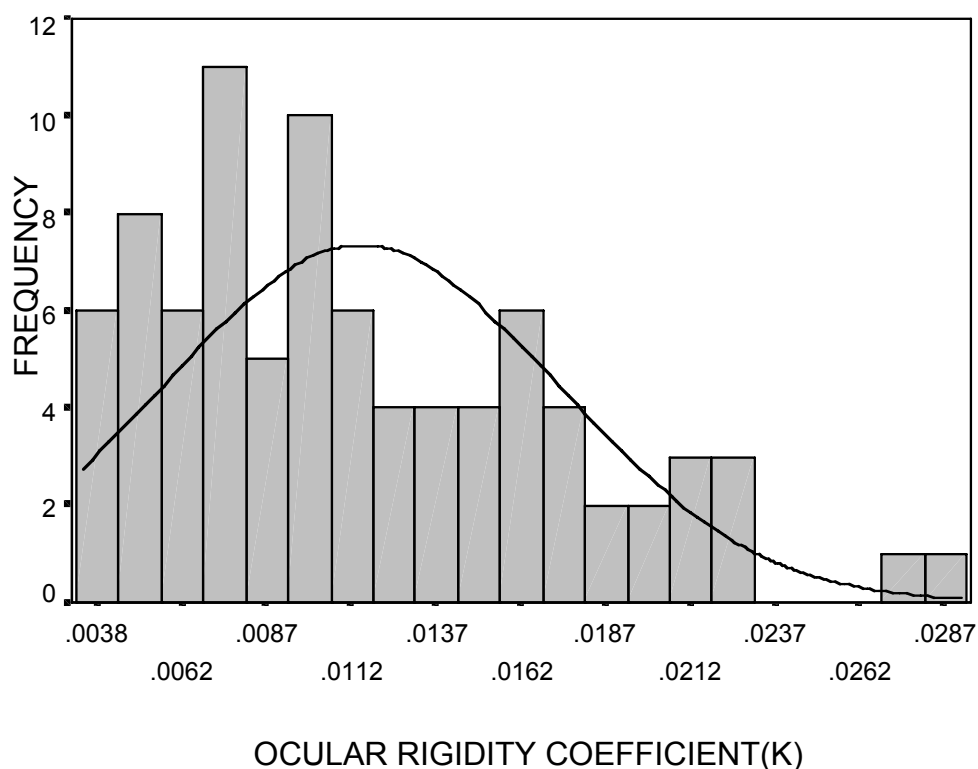
Εικόνα 3.6.1: Το τονόμετρο OBF

Το γεγονός αυτό επιτρέπει την καταγραφή των διακυμάνσεων της πίεσης που προκαλούνται από την αιματική ροή στον οφθαλμό. Σε μία μέτρηση (διάρκειας 10 second) μπορούμε να καταγράψουμε για τον ασθενή ταυτόχρονα:

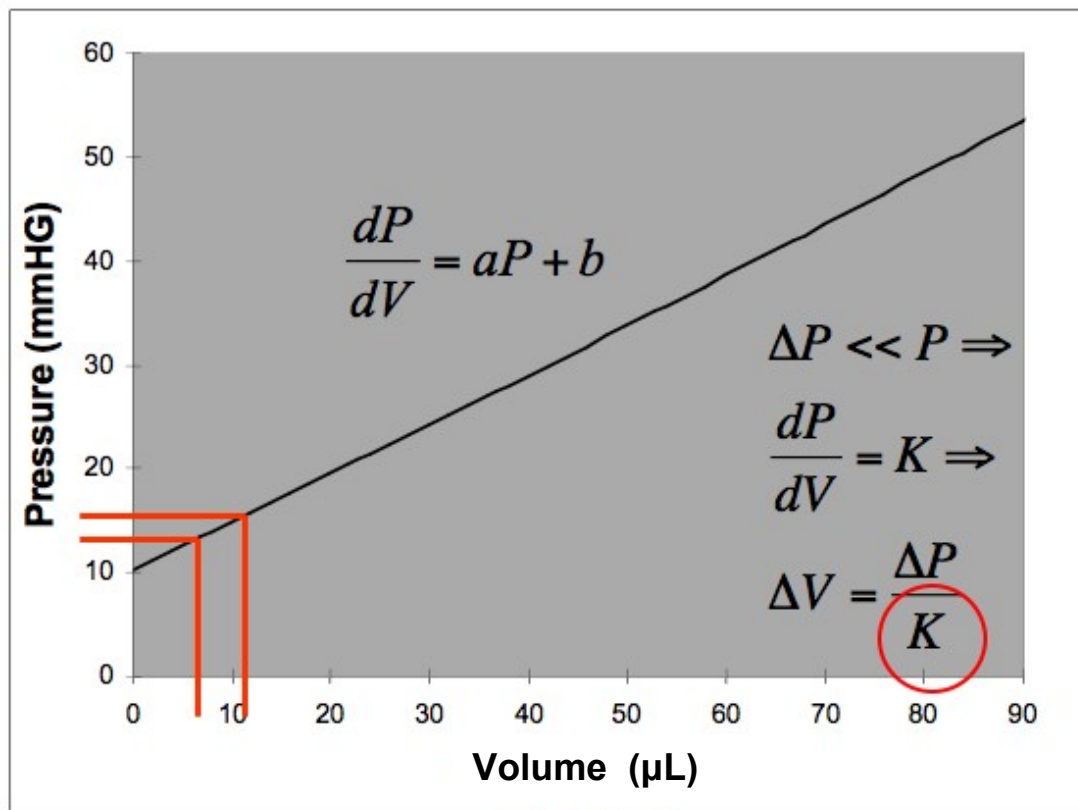
1. Ενδοφθάλμια πίεση
2. Πλάτος παλμού
3. Κύκλους συστολής-διαστολής
4. Οφθαλμική ροή αίματος (microliters/sec) (έμμεσα, όπως φαίνεται στη συνέχεια)

Ο Blood Flow Analyzer (BFA) παίρνει 200 μετρήσεις ενδοφθάλμιας πίεσης το δευτερόλεπτο, ενώ ταυτόχρονα εκτιμά την οφθαλμική ροή αίματος (microliters/sec). Η ενδοφθάλμια πίεση παρουσιάζει διακυμάνσεις σε κάθε καρδιακό παλμό. Η συστολική αύξηση και η διαστολική μείωση της ενδοφθάλμιας πίεσης προκαλείται από την παλμική ροή αίματος στη χοριοειδική κυκλοφορία. [18], [19].

Η μετατροπή της διακύμανσης της πίεσης σε αιματική ροή γίνεται μέσω της υπόθεσης ότι ο μετρούμενος οφθαλμός έχει δεδομένη οφθαλμική ακαμψία. Η υπόθεση αυτή ενώ μπορεί να δώσει συγκριτικά αποτελέσματα όταν οι μετρήσεις γίνονται στον ίδιο ασθενή, δεν ανταποκρίνονται κατ' ανάγκη σε απόλυτους αριθμούς καθώς η οφθαλμική ακαμψία μπορεί να μεταβάλλεται σημαντικά ανάμεσα σε διαφορετικούς οφθαλμούς, όπως φαίνεται και στο ακόλουθο διάγραμμα. (Τα δεδομένα προέρχονται από τη βιβλιογραφική αναφορά [24]).



Εικόνα 3.6.2: Πειραματικές τιμές οφθαλμικής ακαμψίας



Εικόνα 3.6.3: Διάγραμμα μετατροπής διακύμανσης της ενδοφθάλμιας πίεσης σε αιματική ροή [24].

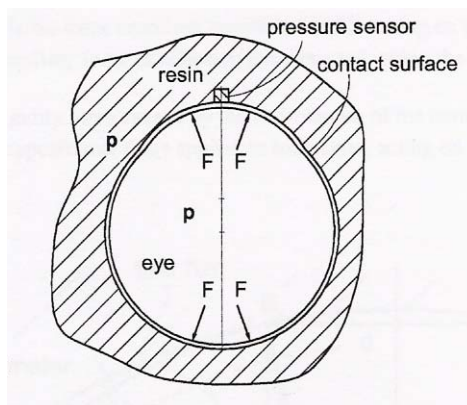
Για να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα αυτό, αναπτύχθηκε το όργανο το οποίο βρίσκεται υπό μελέτη στην παρούσα εργασία, το οποίο μπορεί αφενός να μετρήσει τις διακυμάνσεις της πίεσης αφετέρου να εκτιμήσει την οφθαλμική ακαμψία του μετρούμενου οφθαλμού.

3.7 Dynamic Contour Tonometer

Τα συστήματα Goldmann, Schiötz, Mackay-Marg, Draeger, καθώς και όλα τα non-contact τονόμετρα ανήκουν στην ίδια κατηγορία (τονόμετρα δύναμης), αφού σε όλα απαιτείται η εφαρμογή κάποιας δύναμης πάνω στον κερατοειδή. Με τη βοήθεια της γνωστής αυτής δύναμης, υπολογίζεται η ενδοφθάλμια πίεση. Αυτά τα τονόμετρα όμως, μετρούν μόνο στατική ενδοφθάλμια πίεση.

Η βασική θεώρηση της DCT (Dynamic Contour Tonometry) στηρίζεται στην εφαρμογή κάποιας πίεσης στο μάτι, χωρίς την αλλαγή σχήματος του κερατοειδή. Ο κερατοειδής προσομοιώνεται με σφαιρικό κέλυφος. Αντιστέκεται στην πίεση, αλλά είναι ευλίγιστος και μπορεί εύκολα να αλλάζει σχήμα. Η εξίσωση ισορροπίας για στοιχειώδες τμήμα της επιφάνειας του κερατοειδή απαιτεί ο κερατοειδής να διατηρεί το σχήμα του όταν η πίεση που ασκείται και από τις δύο πλευρές, είναι η ίδια.[7]

Έγινε η εξής υπόθεση πάνω στην οποία βασίστηκε η δημιουργία του συγκεκριμένου τονομέτρου. Ο μηχανισμός που ασκεί την πίεση στον κερατοειδή είναι ένα εκμαγείο γεμισμένο με μια ρητίνη το οποίο περικλείει όλο το βολβό (Εικόνα 3.7.1).

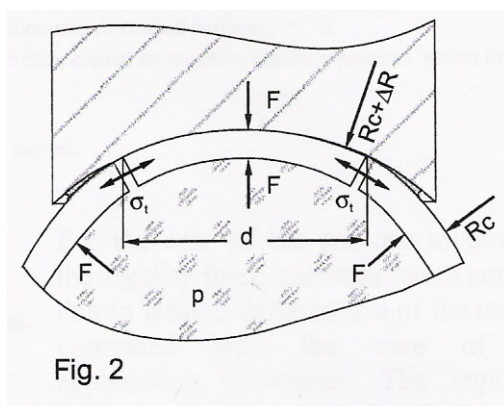


Εικόνα 3.7.1: Εκμαγείο γεμισμένο με ρητίνη περικλείει το βολβό

Οι δυνάμεις F που ασκούνται στο σύστημά μας λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης, δρουν μεταξύ κερατοειδή και σκληρού στην επιφάνεια μεταξύ του βολβού και της ρητίνης. Αν το εκμαγείο της ρητίνης διατηρεί το σχήμα του κάτω από σταθερές συνθήκες, δημιουργεί μια κοιλότητα της οποίας τα σχήμα και το μέγεθος, ταιριάζει με εκείνο του βολβού. Αν αντικαταστήσουμε ένα μικρό μέρος του τοιχώματος με έναν ανιχνευτή πίεσης όμοιου σχήματος με εκείνο της επιφάνειας, τότε μπορούμε να μετρήσουμε την ενδοφθάλμια πίεση, με ακρίβεια.

Αυτή η υποθετική συσκευή, η οποία για προφανείς λόγους δεν είναι πρακτική, μπορεί να αντικατασταθεί με μια κοίλη σφαιρική επιφάνεια, η οποία καλύπτει μόνο το κεντρικό τμήμα του κερατοειδή (Εικόνα 3.7.2). Η ακτίνα της

επιφάνειας ταιριάζει με την ακτίνα στο τμήμα εκείνο του κερατοειδή (και για το μέσο όρο των οφθαλμών), όταν η πίεση εξισωθεί με την ενδοφθάλμια.



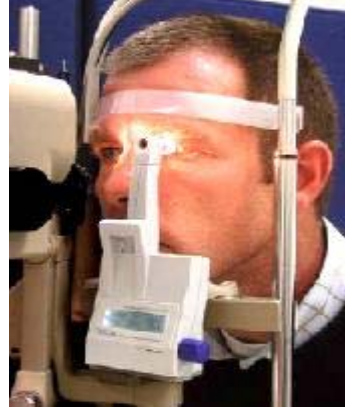
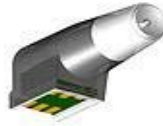
Εικόνα 3.7.2: Κοίλη σφαιρική επιφάνεια καλύπτει μόνο το κεντρικό τμήμα του κερατοειδή

Λόγω των δυνάμεων F , δημιουργούνται τάσεις σ_t στα σημεία επαφής του κερατοειδή με την επιφάνεια όπου η ακτίνα ($R_c + \Delta R$) είναι μεγαλύτερη από την ακτίνα R_c του κερατοειδή υπό κανονικές συνθήκες. Η εξίσωση των ακτίνων (contour matching) κερατοειδή και επιφάνειας, καθορίζει τη διάμετρο d επιπέδωσης. Αν χρησιμοποιήσουμε έναν ανιχνευτή δύναμης με διάμετρο μικρότερη από την d , τότε η ενδοφθάλμια πίεση μετριέται με ακρίβεια.[7]

Βρέθηκε ότι υπάρχει σχέση μεταξύ των αποτελεσμάτων της ενδοφθάλμιας πίεσης, όπως αυτά προκύπτουν από το Goldmann applanation tonometer (GAT) και το dynamic contour tonometer (DCT). Η δεύτερη μέθοδος δίνει υψηλότερες τιμές από ό,τι η πρώτη. Σε αντίθεση με το Goldmann, οι μετρήσεις με το DCT δεν επηρεάζονται από το πάχος του κερατοειδή, τον αστιγματισμό, το βάθος του πρόσθιου θαλάμου, το αξονικό μήκος και την ακτίνα καμπυλότητας του κερατοειδή.[16], [17]

Ένα τονόμετρο που ανήκει στην κατηγορία αυτή, είναι το PASCAL Dynamic Contour Tonometer (Εικόνα 3.7.3) το οποίο είναι ένα ψηφιακό τονόμετρο επαφής, αναρτημένο πάνω σε μια σχισμοειδή λυχνία. Η κεφαλή περιλαμβάνει μία ακίδα η οποία ακουμπάει τον κερατοειδή. Καθώς η παραμόρφωση του κερατοειδή είναι ελάχιστη, αποφεύγονται τα σφάλματα κατά τη μετατροπή δύναμης σε πίεση [14].

**Pascal
Dynamic
Contour
Tonometer**



Εικόνα 3.7.3: PASCAL Dynamic Contour Tonometer

ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΟΝΟΜΕΤΡΩΝ

Μέθοδος	Πλεονεκτήματα	Μειονεκτήματα
Schiotz	Αξιόπιστο Απλό στη χρήση Μικρό κόστος αγοράς και συντήρησης Εύκολη βαθμονόμηση	Απαιτείται αναισθησία Απαιτεί συνεργάσιμους ασθενείς Μπορεί να τραυματίσει τον κερατοειδή Πρέπει να αποσυναρμολογείται και να καθαρίζεται μετά από κάθε χρήση Εκτοπίζει αρκετή ποσότητα υδατοειδούς υγρού
Goldmann	Αναφέραται ως το πιο αξιόπιστο Σπάνια χρειάζεται βαθμονόμηση Εκτοπίζει μικρή ποσότητα υδατοειδούς υγρού Μετρήσεις με επανάληψη, παρέχουν μεγαλύτερη ακρίβεια Σχετικά, όχι πολύ ακριβό Μετακινείται εύκολα Χωρίς χρήση ηλεκτρονικών	Απαιτείται αναισθησία Όχι ακριβή αποτελέσματα σε κερατοειδείς με οίδημα Μη συνεργάσιμοι ασθενείς Εργοστασιακή βαθμονόμηση Μπορεί να τραυματίσει τον κερατοειδή
Non Contact	Χωρίς χρήση αναισθητικού Εκτοπίζει μικρή ποσότητα υδατοειδούς υγρού Δεν προκαλεί εκδορές στο επιθήλιο Γρήγορη μέτρηση Μετρά και μέσω των φακών επαφής	Μη συνεργάσιμοι ασθενείς Μεγάλο κόστος Μεγάλο σε όγκο σύστημα Η βαθμονόμηση πρέπει να γίνεται από τον κατασκευαστή Απαιτούνται πολλές μετρήσεις
Tonopen	Η πιο ακριβής μέθοδος σε οιδηματικά μάτια Γρήγορη μέτρηση Ελάχιστος τραυματισμός κερατοειδή Εύκολο κατά τη μετακίνηση Ελαφρύ	Εργοστασιακή βαθμονόμηση Μεγάλο κόστος συντήρησης και επισκευής Εκτοπίζει αρκετή ποσότητα υδατοειδούς υγρού

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

4.1 ΟΦΘΑΛΜΙΚΗ ΑΚΑΜΨΙΑ

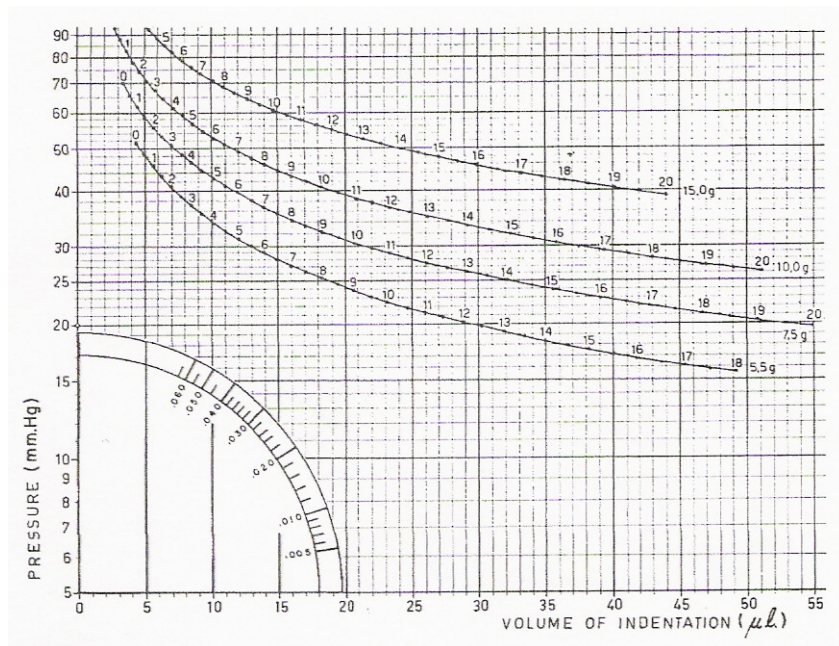
Η εξίσωση του Friedenwald, ήταν η πρώτη ποσοτικοποίηση της οφθαλμικής ακαμψίας και δημιουργήθηκε για να περιγράψει τη σχέση πίεσης-όγκου. Με βάση εμπειρικά δεδομένα, ο Friedenwald ανέφερε ότι, η αλλαγή στον όγκο του βολβού ΔV_s , μεταβάλλεται συναρτήσει της ενδοφθάλμιας πίεσης. Στο τονόμετρο του Schiötz, όταν η αρχική πίεση, πριν την τοποθέτηση του τονομέτρου, φτάνει στην τιμή P_t (μετά την εφαρμογή του τονομέτρου) ο όγκος V_c του κερατοειδή που έχει παραμορφωθεί είναι ίσος με τη διόγκωση του σκληρού (ΔV_s) :

$$\log \frac{P_t}{P_0} = E \cdot \Delta V_s = E \cdot V_c \quad \text{ή} \quad \log P_t = \log P_0 + E \cdot V_c$$

όπου E ο συντελεστής οφθαλμικής ακαμψίας.

Αυτή η διαδικασία όμως δε λαμβάνει υπόψιν τον ενδοφθάλμιο όγκο αίματος καθώς και την εκροή αίματος από το μάτι, λόγω του τονομέτρου. Τόσο η εκροή του αίματος όσο και το βάθος της εμβύθισης, μπορεί να μην είναι ανάλογα του $\log P_t$ και να μεταβάλλονται από ασθενή σε ασθενή. Παρά τους θεωρητικούς αυτούς περιορισμούς, η οφθαλμική ακαμψία είναι μία υπαρκτή και χρήσιμη παράμετρος που θα πρέπει να καθορισθεί.

Το νομόγραμμα του Friedenwald (εικόνα 4.1.1), δημιουργήθηκε από πειραματικά δεδομένα των μεταβλητών P_t και V_c όπως αυτά προκύπτουν με τη βοήθεια του τονομέτρου του Schiötz, χρησιμοποιώντας διαφορετικά βάρη.



Εικόνα 4.1.1 : Το νομόγραμμα του Friedenwald

Με βάση τις καμπύλες αυτές μπορούν να γίνουν εκτιμήσεις για τις μεταβλητές P_0 και E , όχι όμως με μεγάλη ακρίβεια, γιατί οι μετρήσεις πίεσης-όγκου μπορεί να συμπίπτουν. Ο συνδυασμός χρήσης της τονομετρίας επιπέδωσης και της τονομετρίας Schiotz παρέχει ακριβέστερες εκτιμήσεις για την οφθαλμική ακαμψία E , γιατί οι διαφορές στις τιμές όγκων και πιέσεων είναι μεγαλύτερες. Η τιμή της E εξαρτάται από την ενδοφθάλμια πίεση. Με βάση την έρευνα του Friedenwald, για τον υπολογισμό της μεταβλητής P_0 χρησιμοποιήθηκε μία μέση τιμή για την $E \sim 0,0215$. [3]

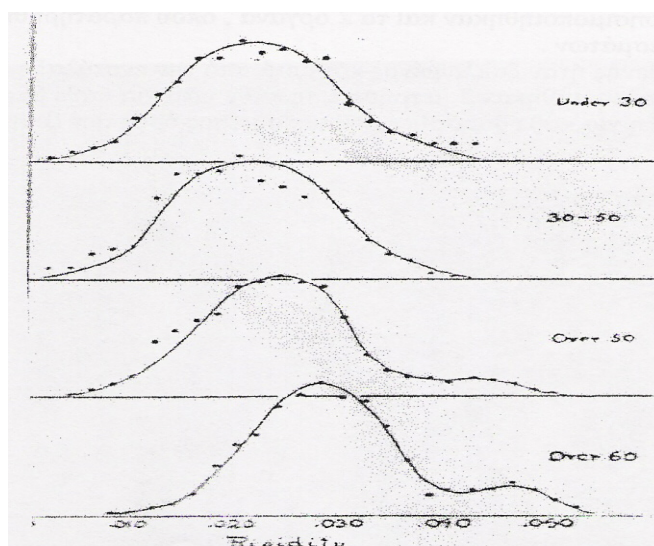
4.2 Συσχετισμός της οφθαλμικής ακαμψίας με άλλες παραμέτρους

Συσχετισμός της οφθαλμικής ακαμψίας με την ηλικία

Σημαντικά είναι τα ευρήματα της έρευνας του Friedenwald σχετικά με τη συσχέτιση του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας με την ηλικία [15]. Το όργανο που χρησιμοποιήθηκε στην έρευνα αυτή ήταν το τονόμετρο του Schiottz ελαφρά διαφοροποιημένο στο βάρος. Το τονόμετρο (χωρίς να συμπεριλαμβάνεται το εμβόλο) είχε μάζα 13 g σε αντίθεση με εκείνο του Schiottz που είχε μάζα 12 g. Ωστόσο οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και με τα δύο παραπάνω τονόμετρα και παρατηρήθηκε ταύτιση των αποτελεσμάτων.

Στις μετρήσεις, ο ασθενής ήταν ξαπλωμένος και μετά από την ενστάλαξη αναισθητικού, πραγματοποιήθηκαν 2 μετρήσεις σε κάθε μάτι για κάθε βάρος ξεχωριστά. Οι τιμές που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή των παρακάτω διαγραμμάτων προέκυψαν από το μέσο όρο των δύο μετρήσεων.

Αρχικά, δημιουργήθηκαν τέσσερις ηλικιακές ομάδες και απεικονίστηκαν γραφικά οι τιμές της οφθαλμικής ακαμψίας ανά ομάδα (Εικόνα 4.2.1).

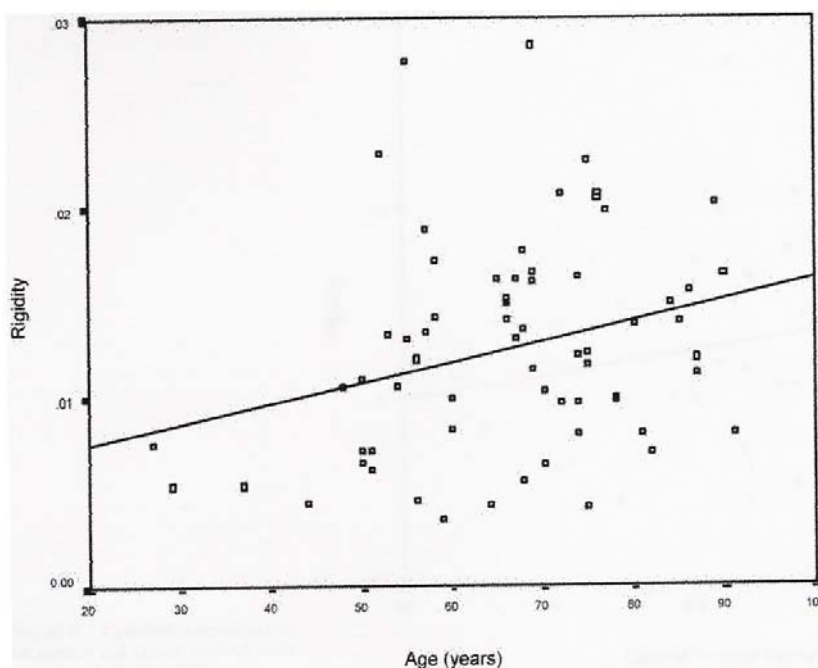


Εικόνα 4.2.1: Γραφική παράσταση οφθαλμικής ακαμψίας σε 4 ηλικιακές ομάδες [15]

Παρατηρώντας τις γραφικές παραστάσεις της εικόνας 13, καταλήγουμε στα εξής συμπεράσματα:

- Στις δύο πρώτες ομάδες, οι τιμές ακολουθούν κανονική κατανομή, είναι συμμετρικές και σχεδόν ταυτίζονται
- Στις δύο τελευταίες ομάδες, οι τιμές παρουσιάζουν ασυμμετρία και οι τιμές του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας είναι αυξημένες

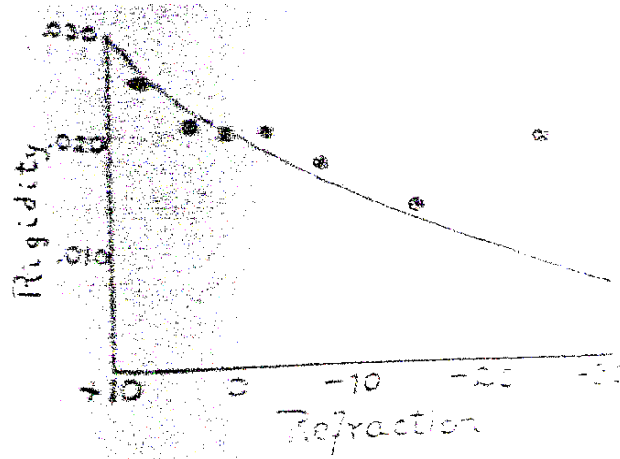
Σε νεότερες έρευνες που πραγματοποιήθηκαν [8], βρέθηκε ότι υπάρχει θετική συσχέτιση της ηλικίας και της οφθαλμικής ακαμψίας. Για την ερμηνεία των αποτελεσμάτων έγινε η υπόθεση ότι, με την αύξηση της ηλικίας ο σκληρός γίνεται πιο δύσκαμπτος και αυξάνεται η τιμή της οφθαλμικής ακαμψίας (Εικόνα 4.2.2).



Εικόνα 4.2.2: Συσχέτιση οφθαλμικής ακαμψίας και ηλικίας [8]

Συσχετισμός της οφθαλμικής ακαμψίας με την αξονική διάθλαση

Στην εικόνα 4.2.3 απεικονίζεται η συσχέτιση του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας και της αξονικής διάθλασης. [15]

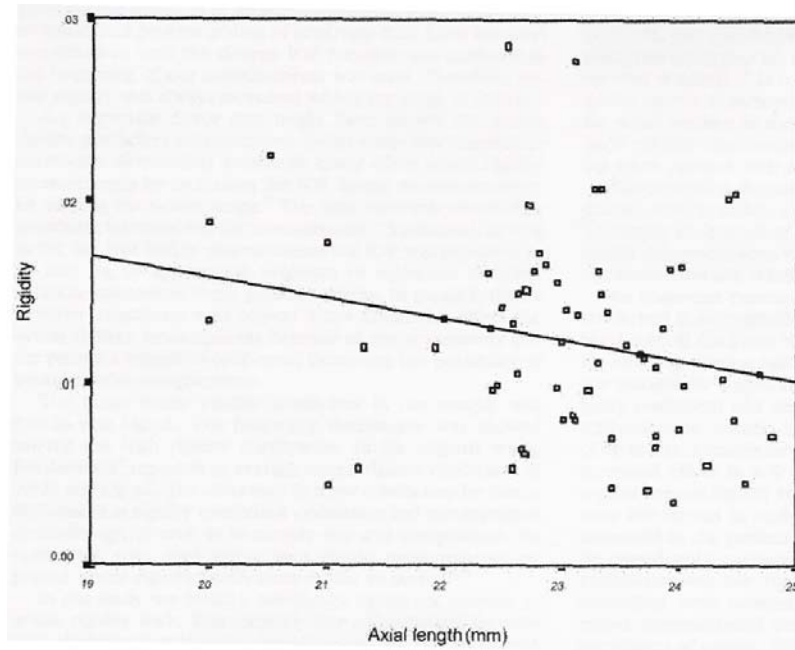


Εικόνα 4.2.3: Συσχέτιση οφθαλμικής ακαμψίας και αξονικής διάθλασης [15]

Άτομα άνω των 50 δεν συμπεριλαμβάνονται, διότι είναι πιθανή η δημιουργία μυωπίας λόγω σκλήρυνσης του φακού που μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένα αποτελέσματα. Παρατηρήθηκε ότι οι τιμές του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας είναι μεγαλύτερες στα υπερμετρωπικά μάτια από ότι στα εμμετρωπικά και τα μυωπικά. Δηλαδή η οφθαλμική ακαμψία ακολουθεί την εξής σειρά:

$$\text{Rigidity (υπερμετρωπικά)} > \text{Rigidity (εμμετρωπικά)} > \text{Rigidity (μυωπικά)}$$

Δηλαδή η τιμή της οφθαλμικής ακαμψίας έχει αρνητική συσχέτιση με το αξονικό μήκος (Εικόνα 4.2.4) και έτσι τα μυωπικά μάτια είναι λιγότερο σκληρά (αντίθετα από ό,τι θα περιμέναμε).



Εικόνα 4.2.4: Συσχέτιση οφθαλμικής ακαμψίας και αξονικού μήκους του οφθαλμού [8]

Συσχετισμός της οφθαλμικής ακαμψίας με την καμπυλότητα του κερατοειδή

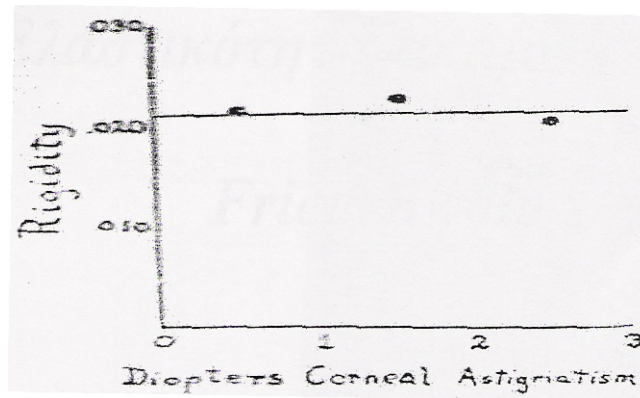
Στην εικόνα 4.2.5 παρουσιάζονται τα δεδομένα της έρευνας του Friedenwald [15] με βάση τα οποία φαίνεται η σχέση της οφθαλμικής ακαμψίας με τον κερατοειδικό αστιγματισμό και την ακτίνα καμπυλότητας.

Corneal Astigmatism	Average Ocular Rigidity
0 to 1 diopter	.0215
1 to 2 diopters	.0227
2 to 3 diopters	.0203

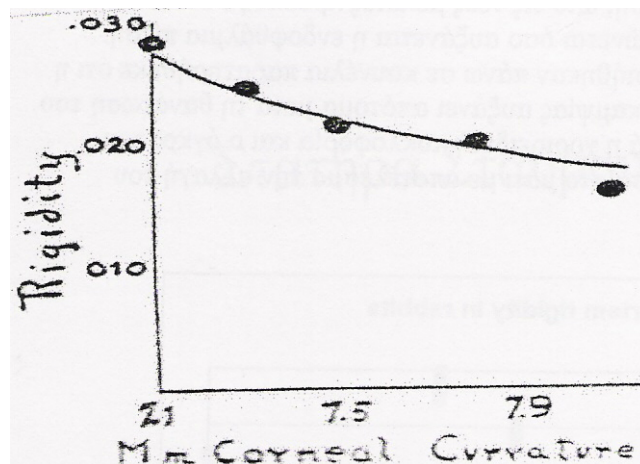
RELATION OF AVERAGE CORNEAL CURVATURE TO OCULAR RIGIDITY	
Mean Radius of Corneal Curvature	Average Ocular Rigidity
7.0 to 7.2 mm.	.0281
7.2 to 7.4 mm.	.0248
7.4 to 7.6 mm.	.0215
7.6 to 8.0 mm.	.0204
8.0 to 8.2 mm.	.0162

Εικόνα 4.2.5: Α. Σχέση κερατοειδικού αστιγματισμού-οφθαλμικής ακαμψίας, Β. Σχέση καμπυλότητας-οφθαλμικής ακαμψίας [15]

Δε βρέθηκε σχέση μεταξύ αστιγματισμού και συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας (Εικόνα 4.2.6), σε αντίθεση με την ακτίνα καμπυλότητας (Εικόνα 4.2.7) με την οποία σχετίζονται αρνητικά. Αξίζει να παρατηρήσουμε ότι ο συντελεστής οφθαλμικής ακαμψίας έχει μεγαλύτερη τιμή σε οφθαλμούς με μικρή ακτίνα καμπυλότητας. Επομένως μάτια με επίπεδο κερατοειδή, έχουν μεγάλη ελαστικότητα.



Εικόνα 4.2.6: Συσχέτιση οφθαλμικής ακαμψίας – κερατοειδικού αστιγματισμού [15]

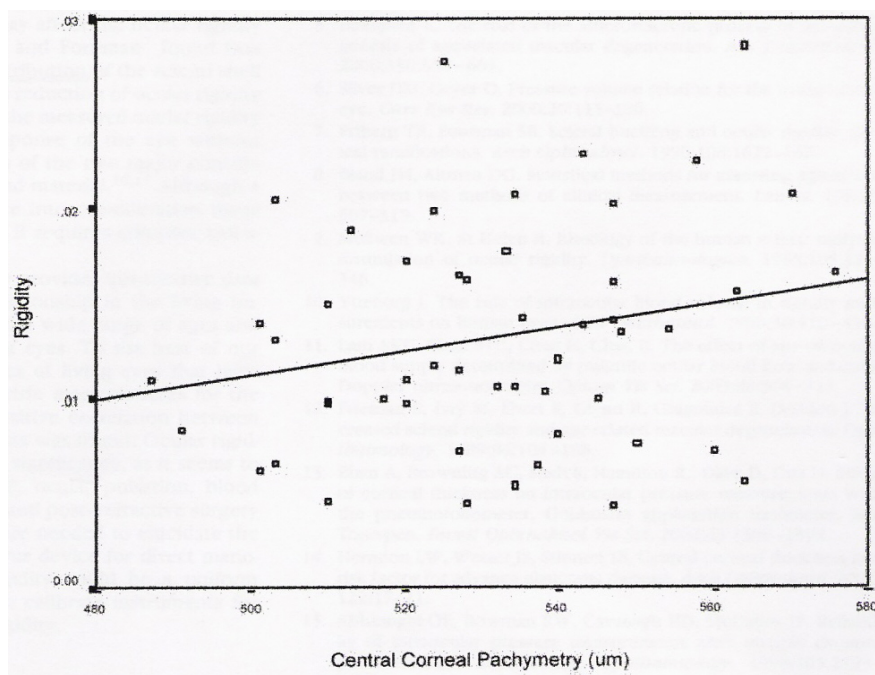


Εικόνα 4.2.7: Συσχέτιση οφθαλμικής ακαμψίας – καμπυλότητας κερατοειδή [15]

Σε νεότερες μελέτες [8], δεν έχει βρεθεί ανάλογη συσχέτιση μεταξύ οφθαλμικής ακαμψίας – καμπυλότητας κερατοειδή. Ενδέχεται, στα αποτελέσματα του Friedenwald όπως αυτά παρουσιάζονται στην εικόνα 4.2.7 η εξάρτηση αυτή να αντιπροσωπεύει σφάλμα της μέτρησης (με το τονόμετρο του Schiotz), αφού οι μετρήσεις της πίεσης εξαρτώνται από την καμπυλότητα του κερατοειδή.

Συσχετισμός της οφθαλμικής ακαμψίας με το πάχος του κερατοειδή

Μια σημαντική παράμετρος που επηρεάζει την οφθαλμική ακαμψία είναι το πάχος κεντρικά του κερατοειδή. Αρκετές μελέτες σχετίζουν την παράμετρο αυτή με την ενδοφθάλμια πίεση. Διαφορές στο πάχος του κερατοειδή στην επιφάνεια επιπέδωσης (3,06 mm κεντρικά του κερατοειδή με το τονόμετρο Goldmann) δημιουργούν αύξηση στη μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης, λόγω των τοπικών αλλαγών στην οφθαλμική ακαμψία και των ελαστικών ιδιοτήτων του κερατοειδή. Έχει παρατηρηθεί ότι, όσο αυξάνεται το πάχος κεντρικά του κερατοειδή, αυξάνεται η οφθαλμική ακαμψία (Εικόνα 4.2.8).[8]



Εικόνα 4.2.8: Συσχέτιση οφθαλμικής ακαμψίας – πάχους κερατοειδή [8]

4.3 Ο ρόλος της οφθαλμικής ακαμψίας σε υπερτασικούς ασθενείς

Οι υπερτασικοί ασθενείς είναι γνωστό ότι αναπτύσσουν μετεγχειρητικές επιπλοκές σε ενδοοφθαλμικές επεμβάσεις, όπως μετακίνηση του υαλώδους σώματος ή ακατάσχετη αιμορραγία στην πληγή. Επιπλέον υπάρχει θετική συσχέτιση μεταξύ υπέρτασης και οφθαλμικής υπέρτασης. [9]

Για τη μελέτη του συσχετισμού οφθαλμικής ακαμψίας και υπέρτασης έγιναν μετρήσεις σε 30 ασθενείς και τα αποτελέσματα των μετρήσεων κατηγοριοποιήθηκαν με βάση την ηλικία και το φύλο [10]

Η τεχνική που χρησιμοποιήθηκε για τη μέτρηση της οφθαλμικής ακαμψίας βασίζεται στην αρχή της τονομετρίας επιπέδωσης και της τονομετρίας Schiotz. Έτσι, καταγράφηκαν οι μετρήσεις ενδοφθάλμιας πίεσης στους ασθενείς και με τα δύο τονόμετρα χρησιμοποιώντας μάζες 5.5, 7.5 και 10 g. Στους πίνακες που ακολουθούν, φαίνονται οι μετρήσεις οφθαλμικής ακαμψίας σε δύο ομάδες ανθρώπων. Στην πρώτη ομάδα, (Group 1) ανήκουν οι υπερτασικοί ασθενείς, ενώ στη δεύτερη οι μη υπερτασικοί. Η μέση ηλικία των ατόμων του Group 1 είναι 50, ενώ η μέση ηλικία των ατόμων του Group 2 είναι 55. Στον πίνακα I παρατηρούμε ότι, δεν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ οφθαλμικής ακαμψίας και φύλου στους υπερτασικούς και τους μη υπερτασικούς ασθενείς.

ΠΙΝΑΚΑΣ I : Συσχετισμός φύλου - οφθαλμικής ακαμψίας

	No. of patients		Scleral Rigidity
Group I	Male	10	0.021
	Female	20	0.0259
Group 2	Male	14	0.0248
	Female	16	0.0214

Στον πίνακα II, σύμφωνα με τη συγκεκριμένη μελέτη, φαίνεται ότι δεν υπάρχει ισχυρή συσχέτιση της οφθαλμικής ακαμψίας με την ηλικία (τόσο στους υπερτασικούς όσο και στους μη υπερτασικούς ασθενείς), γεγονός που

έρχεται σε αντίθεση με τις μελέτες των Friedenwald [15] και IG Pallikaris, et all [8].

ΠΙΝΑΚΑΣ II : Συσχετισμός ηλικίας - οφθαλμικής ακαμψίας

Age Group	No. of patient		Mean scleral rigidity	
	G-1	G-2	G-1	G-2
30-40	6	2	0.023	0.020
40-50	10	9	0.026	0.021
50-60	10	11	0.025	0.023
60 and above	4	8	0.019	0.021

Στον πίνακα III, η μέση ενδοφθάλμια πίεση κατά την επιπέδωση ήταν 15.66 και 16.00 mmHg στο Group 1 και 14.83 με 13.83 mmHg στο Group 2. Η μέση ενδοφθάλμια πίεση με τη βοήθεια της τονομετρίας Schiottz ήταν 17.83 και 18.90 mmHg στο Group 1 και 13.40 με 14.60 mmHg στο Group 2. Η μέση οφθαλμική ακαμψία ήταν 0.024 και στα δύο μάτια στο Group 1, ενώ στο Group 2 για το δεξί μάτι, η μέση οφθαλμική ακαμψία ήταν 0.020 και 0.024 για το αριστερό. Η διαφορά αυτή όμως, δεν είναι στατιστικά σημαντική.

ΠΙΝΑΚΑΣ III : Συσχετισμός ηλικίας - οφθαλμικής ακαμψίας

Measure	Group 1		Group 2	
	Right Eye	Left Eye	Right Eye	Left Eye
Goldmann IOP	15.66	16.0	14.83	13.83
Schiottz IOP	17.3	18.9	13.4	14.6
Scleral Rigidity	0.024	0.024	0.020	0.024

Έτσι, με τη βοήθεια των πινάκων, καταλήγουμε στα εξής:

- ❖ Στους υπερτασικούς (άνδρες) ασθενείς η μέση οφθαλμική ακαμψία ήταν 0.021, ενώ η αντίστοιχη τιμή για τους μη υπερτασικούς άνδρες ήταν 0.0248
- ❖ Στους υπερτασικούς (γυναίκες) ασθενείς η μέση οφθαλμική ακαμψία ήταν 0.025, ενώ η αντίστοιχη τιμή για τις μη υπερτασικές γυναίκες ήταν 0.0214

(Δεν είναι στατιστικά σημαντική η διαφορά στην τιμή της οφθαλμικής ακαμψίας μεταξύ υπερτασικών και μη, ασθενών).

Θα μπορούσαμε να πούμε ότι μία μέση τιμή για την οφθαλμική ακαμψία με βάση την παραπάνω μελέτη είναι 0.0243 (έναντι της 0.0233 που ισχύει για το control group)

Με βάση και άλλες έρευνες που έχουν γίνει για τη μέτρηση του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι:

- ❖ Σύμφωνα με τον Friedenwald, ο συντελεστής οφθαλμικής ακαμψίας K όπως μετρήθηκε στα πειράματά του, έχει τιμή 0.0245.[15]
- ❖ Η τιμή του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας μετρούμενη με το τονόμετρο του Schiøtz, είναι πιο ακριβής έπειτα από χρήση μάζας 10 g, από ό,τι με εκείνη των 5.5 g.
- ❖ Οι καταστάσεις που σχετίζονται με μεγάλο συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας είναι, η υψηλή υπερμετρωπία, το χρόνιο γλαύκωμα, η θεραπεία με αγγειοσυσταλτικά φάρμακα. Από την άλλη πλευρά, οι καταστάσεις που σχετίζονται με μικρό συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας είναι, η υψηλή μυωπία, εγχειρήσεις στον αμφιβληστροειδή και η θεραπεία με αγγειοδιασταλτικά φάρμακα.[11],[25]
- ❖ Ο συντελεστής οφθαλμικής ακαμψίας έχει μεγαλύτερη τιμή σε ασθενείς με ηλικιακή εκφύλιση της ωχράς.[12]
- ❖ Γενικά, η τιμή του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας, όπως παρουσιάζεται στη βιβλιογραφία, έχει τιμή από 0.0215 έως 0.0267 ± 0.005 σε άτομα χωρίς τα αναφερθέντα προβλήματα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

5.1 Μαθηματική ανάλυση της μέτρησης της ενδοφθάλμιας πίεσης με τη μέθοδο Maklakov

Στην μέθοδο Maklakov ο οφθαλμός προσεγγίζεται με ένα σφαιρικό κέλυφος το οποίο περιέχει υγρό. Για να μετρηθεί η ενδοφθάλμια πίεση, εκτιμάται η διάμετρος της ζώνης επιπέδωσης του κερατοειδή και η ένδειξη της δύναμης που εφαρμόζεται από το τονόμετρο (κλινικά υπάρχουν πίνακες που εκτιμούν την ενδοφθάλμια πίεση με βάση τη διάμετρο επιπέδωσης).

Για να μετρηθεί η ενδοφθάλμια πίεση, ο Maklakov (1884) πρότεινε την εφαρμογή βάρους ($P = 5$ ή 10 g) στον κερατοειδή και τη μέτρηση της αλλαγής του σχήματος του τελευταίου.

Η επιφάνεια που έρχεται σε επαφή με τον κερατοειδή είναι επίπεδη και μετράται η διάμετρος d επιπέδωσης. Η εκτίμηση της ενδοφθάλμιας πίεσης γίνεται με τη βοήθεια ειδικών πινάκων, καθώς και της μετρούμενης διαμέτρου d . Οι πίνακες αυτοί υπολογίζονται με βάση τις αλλαγές στην εσωτερική πίεση του σφαιρικού μοντέλου κατά τη διαδικασία της επιπέδωσης.

Έχουμε υποθέσει ότι η σφαίρα είναι ομογενής και η ίδια για όλους τους ασθενείς. Τη δεκαετία 1920-1930, πρώτος ο P.Romer πρότεινε τη μέτρηση του όγκου επιπέδωσης του οφθαλμού σαν μέσο, για τη μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης. Η αλλαγή στην ενδοφθάλμια πίεση στο «φουσκωμένο» μάτι, είναι ίση με την πίεση στο μη διαταραγμένο μάτι αν προσθέσουμε την πίεση που προκαλεί υγρό όγκο ΔV που εισάγεται στον οφθαλμό. Την ιδέα υιοθέτησαν οι Bauer et al το 2000. Έτσι βρήκαν ότι η αρχική πίεση μέσα στο σφαιρικό κέλυφος P_0 , δίνεται από τη σχέση:

$$P_0 = P_t - \frac{E \cdot h}{2\pi R^4 (1-\nu)} \Delta V = P_t - K \cdot \Delta V \quad (1)$$

$$\text{Όπου: } P_t = \frac{4P}{\pi d^2} \quad \text{και} \quad K = \frac{E \cdot h}{2\pi R^4 (1 - \nu)}$$

P_t : ένδειξη τονομέτρου, P : η μάζα που εφαρμόζουμε, d : η διάμετρος της επιφάνειας επαφής, R : η ακτίνα του σφαιρικού κελύφους, h : το πάχος του σφαιρικού κελύφους, E : η παράμετρος Young, ν : ο λόγος Poisson, ΔV ο όγκος του υγρού, που παρεκτοπίζεται.

Από την (1) και δεδομένου ότι όλες οι προσεγγίσεις για το σφαιρικό κέλυφος είναι σωστές, με δύο ανεξάρτητα τονομετρικά τεστ (με χρήση διαφορετικών βαρών), μπορεί να μετρηθεί η ενδοφθάλμια πίεση P_0 της μη επιπεδωμένης σφαίρας, καθώς και του συντελεστή K που περιγράφει τις ελαστικές ιδιότητες του σφαιρικού κελύφους. Από κλινικής απόψεως, παρομοιάζοντας το μάτι με το ελαστικό σφαιρικό κέλυφος, μπορούμε να βγάλουμε συμπεράσματα για τις ελαστικές ιδιότητες του σκληρού.

Ο Friedenwald το 1937 για τη μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης P_0 του οφθαλμού πριν την εισαγωγή υγρού όγκου ΔV σε αυτό, είχε προτείνει τη σχέση [15]:

$$\ln P_0 = \ln P_t + A \cdot \Delta V \quad (2)$$

P_t : ένδειξη τονομέτρου και A : μια σταθερά που την ονόμασαν συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας.

Η σχέση (2), συμφωνεί με την (1), αφού για μικρές αλλαγές στον όγκο ΔV και

την πίεση $\Delta P = P_t - P_0$ σε σχέση με τις αρχικές τιμές, P_0 και $V = \frac{4}{3}\pi R^3$, τότε

μπορούμε να γράψουμε :

$$A = \frac{K}{P} ; \frac{K}{P_0} \quad (3)$$

Είναι σημαντικό το γεγονός ότι και οι δύο μέθοδοι εκτίμησης της ενδοφθάλμιας πίεσης με βάση τις σχέσεις (1) και (2), χρησιμοποιούν το ίδιο μοντέλο οφθαλμού. Η σχέση (1) είναι ακριβέστερη, ενώ η (2) δίνει κατά προσέγγιση

σωστή τιμή. Σε πραγματικές συνθήκες, $\frac{\Delta V}{V} : 10^{-3}$ και $\frac{\Delta P}{P_0} : 10^{-1}$ επομένως

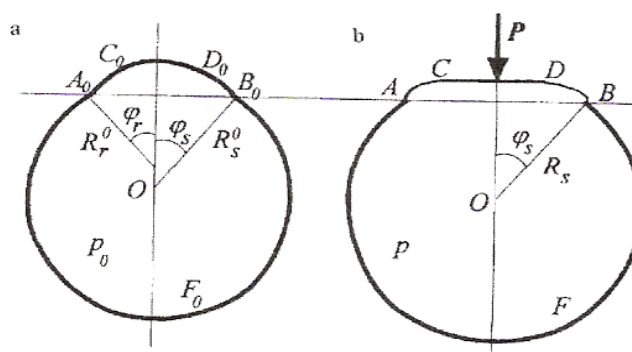
υπάρχουν κάποιες διαφορές στις τιμές της ενδοφθάλμιας πίεσης και της σταθεράς K της τάξεως του 10 %.

Η ανάπτυξη της τονομετρίας βασίστηκε στη σχέση του Friedenwald και μάλιστα αναζητήθηκαν τρόποι βελτίωσης της σχέσης (2). Για παράδειγμα, στον υπολογισμό του όγκου ΔV υποστήριζαν οι Nestorov και Vurgaft (1972), η περιοχή επαφής περιλαμβάνει και το δακρυϊκό φιλμ.

Οι σημερινοί πίνακες υπολογισμού της ενδοφθάλμιας πίεσης, με τη βοήθεια του σφαιρικού μοντέλου που περιγράφηκε προηγουμένως, βασίζονται σε εμπειρικά δεδομένα. Αξίζει να σημειωθεί ότι για την κατασκευή των πινάκων πρέπει να λαμβάνονται υπόψη οι γεωμετρικές και ελαστικές ιδιότητες του μοντέλου του οφθαλμού. Όμως, παρόλο που τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του οφθαλμού είναι περίπου σταθερά για τα περισσότερα μάτια, οι ελαστικές ιδιότητες μεταβάλλονται από άτομο σε άτομο και είναι κυρίως εξάρτηση της ηλικίας, διαφόρων παθολογιών της όρασης. Παρατείνεται στη συνέχεια η λύση του προβλήματος του μηχανικού μοντέλου. Το μάτι μοντελοποιείται με ένα λεπτό κέλυφος και λαμβάνονται υπόψη και οι ελαστικές ιδιότητες του κελύφους στην επιφάνεια επαφής.

Εξίσωση αξονικής συμμετρίας του αποσχηματισμού

Στην εικόνα 5.1.1 βλέπουμε τον οφθαλμό, πριν και μετά τον αποσχηματισμό.



Εικόνα 5.1.1: Ο οφθαλμός, πριν (α) και μετά (β) τον αποσχηματισμό

Το τόξο A_0B_0 (αριστερόστροφα) της εικόνας 5.1.1 α απεικονίζει το σκληρό, του οποίου η ακτίνα είναι R_s^0 (και όλοι οι δείκτες s , αναφέρονται στο σκληρό). Το τόξο $A_0C_0D_0B_0$ της εικόνας 5.1.1 α απεικονίζει τον κερατοειδή. Η ακτίνα του είναι R_r^0 (και όλοι οι δείκτες r , αναφέρονται στον κερατοειδή). Με την επιπέδωση (εικόνας 5.1.1 β), ο σκληρός αλλάζει σχήμα, έτσι ώστε η κεντρική γωνία ϕ_s , είναι σταθερή:

$$A_0B_0 = 2R_s^0 \sin \phi_s = 2R_r^0 \sin \phi_r \quad (4)$$

Ενώ το σχήμα του σκληρού παραμένει σφαιρικό, με νέα όμως ακτίνα R_s . Η παράμετρος Young για τον κερατοειδή, είναι αρκετά μικρότερη από ό,τι η αντίστοιχη παράμετρος για το σκληρό ($E_s \gg E_r$).

Ο κερατοειδής, μοντελοποιείται ως τμήμα ενός μαλακού κελύφους, το οποίο για αυτόν ακριβώς το λόγο (επειδή είναι μαλακός), δεν προβάλλει αντίσταση στον όποιο αποσχηματισμό αυτού. Έτσι, η αλλαγή στο σχήμα του κερατοειδή είναι μεγάλη και παίρνει τη μορφή που βλέπουμε στην εικόνα 5.1.1 β.

Η πίεση συνδέεται με το βάρος που εφαρμόζουμε με τη σχέση :

$$P = pS, \quad S = \pi r_d^2, \quad r_d = \frac{CD}{2},$$

Όπου S , είναι η επιφάνεια επαφής κερατοειδή – τονομέτρου.

Έστω s_0 το αρχικό μήκος, r_0 η απόσταση μεταξύ του κέντρου της επιφάνειας και του άξονα περιστροφής πριν την επιπέδωση και $0 \leq s_0 \leq s_0^b = R_r^0 \phi_r$.

Έστω το σημείο s_0^d αντιστοιχεί στο σημείο D (όριο της περιοχής επαφής).

Οι εξισώσεις ισορροπίας του κελύφους και οι γεωμετρικές σχέσεις στο τμήμα DB (πχ $s_d \leq s_0 \leq s_b$), έχουν τις ακόλουθες σχέσεις:

$$\begin{aligned} (r_0 T_1)' - T_2 \cos \varphi &= 0, & \varphi_0 &= \frac{s_0}{R_r^0}, & r_0 &= R_r^0 \sin \varphi_0, \\ -T_2 \sin \varphi - r_0 \varphi' T_1 + l_1 r p &= 0, & \varepsilon_2 &= \frac{r}{r_0} - 1, & T_2 &= \nu_r T_1 + E_r h_r \varepsilon_2 + T_0 (1 - \nu_r), \\ r' &= l_1 \cos \varphi, & l_1 &= 1 + \varepsilon_1, & \varepsilon_1 &= \frac{(T_1 - T_0)(1 - \nu_r^2)}{E_r h_r} - \nu_r \varepsilon_2, \\ & & & & & \nu_r = \frac{d}{ds_0} \end{aligned} \quad (5)$$

Όπου h_r το πάχος του κερατοειδή, T_1 , T_2 οι εφαπτομενικές τάσεις μετά την επιπέδωση και T_0 πριν την επιπέδωση αντίστοιχα, φ η γωνία μεταξύ του άξονα του οφθαλμού και του ευθυγράμμου τμήματος OB (εικόνα 5.1.1. β), ε_1 , ε_2 είναι σταθερές που εξαρτώνται από τη συνισταμένη δύναμη.

$$T_1 - T_0 = \frac{E_r h_r (\varepsilon_1 + \nu_r \varepsilon_2)}{1 - \nu_r^2}, \quad T_2 - T_0 = \frac{E_r h_r (\varepsilon_2 + \nu_r \varepsilon_1)}{1 - \nu_r^2}, \quad T_0 = \frac{p_0 R_r^0}{2}.$$

Οι άγνωστες τιμές στο σύστημα (5) είναι οι συναρτήσεις T_1 , r , φ . Οι υπόλοιπες τιμές εκφράζονται μέσω αυτών από το σύστημα (5). Όταν το μάτι είναι επιπεδωμένο με το τονόμετρο ($0 \leq s_0 \leq s_d$), τότε το $\varphi = 0$.

$$(r_0 T_1)' - T_2 = 0, \quad r' = l_1. \quad (6)$$

Οι συναρτήσεις T_1 , r , φ πρέπει να είναι ομαλές στο σημείο D. Λύνοντας το σύστημα των (5) και (6), προκύπτει:

$$r(s_d) = r_d, \quad r(s_b) = r_b, \quad r_b = R_s^0 \sin \varphi_s \left(1 + \frac{(1 - \nu_s) R_s^0 (p - p_0)}{2 E_s h_s} \right), \quad (7)$$

(η (7) πρέπει να ισχύει στο σημείο B)

Όπου το r_b καθορίζεται από την αλλαγή σχήματος του σκληρού και h_s είναι το πάχος του σκληρού. Για να εκτιμήσουμε την τιμή της r_b , πρώτα πρέπει να εκτιμήσουμε τη μείωση του όγκου ΔV κάτω από το τόξο ACDB μετά την επιπέδωση από το τονόμετρο.

$$\Delta V = \pi \int_0^{s_b} (r_0^2 \sin \varphi_0 - r^2 l_1 \sin \varphi) ds_0.$$

Αυτή η μείωση του όγκου μπορεί να εξισορροπηθεί από την τάση του σκληρού και τη συστολή του υαλώδους σώματος με την αύξηση της πίεσης.

$$\Delta V_1 = \Lambda (p - p_0), \quad \Lambda = \frac{3(1 - \nu_s) R_s^0}{2 E_s h_s} V_s + \frac{1}{K} (V_s + V_r).$$

Όπου Λ είναι η ευκαμψία του οφθαλμού, K η ακαμψία στον όγκο του υαλώδους σώματος (για εντελώς άκαμπτο υαλοειδές, $\frac{1}{K} = 0$), V_s, V_r είναι οι όγκοι των τμημάτων της σφαίρας που περικλείονται από τα τόξα $A_0C_0D_0B_0$ και $A_0F_0B_0$, αντίστοιχα.

$$V_s = \frac{\pi R_s^3}{3}(2 + 3 \cos \varphi_s - \cos^3 \varphi_s), \quad V_r = \frac{\pi R_r^3}{3}(2 - 3 \cos \varphi_r + \cos^3 \varphi_r).$$

Στα συστήματα (5) και (6) οι τιμές P, r_d, p είναι δεδομένες (λόγω της (4)) και οι τιμές των $\rho_0, s_d, \Delta V$ μπορούν να υπολογιστούν.

Για τη αριθμητική λύση των συστημάτων (5) και (6), θα πρέπει να εισάγουμε τη συνάρτηση p^* , με:

$$p^* = \begin{cases} 0 & \text{for } r < r_d, \\ p & \text{for } r \geq r_d, \end{cases}$$

Τότε το σύστημα (6), είναι τμήμα του συστήματος (5). Το σύστημα (6) έχει περιορισμό, το $s_0 = 0$.

Η ασυμπτωτική ανάλυση του συστήματος, δείχνει ότι στη «γειτονιά» εκείνου του σημείου ,

$$T_1(s_0) = T_{10} + O(s_0^2), \quad \varphi = 0, \quad r = r_1 s_0 + O(s_0^3), \quad r_1 = 1 + \frac{(1 - \nu_r)(T_{10} - T_0)}{E_r h_r},$$

Όπου T_{10} , είναι σταθερό.

Δίνοντας αυθαίρετες τιμές στα ρ_0, T_{10} (ώστε να ικανοποιείται η (7)), μπορούμε να λύσουμε αριθμητικά το σύστημα (6).

Στον πίνακα που ακολουθεί, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των υπολογισμών των παραμέτρων που περιγράφουν το μοντέλο του σφαιρικού κελύφους για: $P = 5$ g, κεντρική γωνία του σημείου επαφής με το κέντρο της σφαίρας $\varphi_r = 38^\circ$, ακαμψία στον όγκο του υαλώδους σώματος $K = 100$ MP, παράμετρο Young $E_r = 1.2$ MPa, και λόγο Poisson $\nu_r = 0.5$ για τον κερατοειδή, αρχική ακτίνα κερατοειδή (πριν την επιπέδωση) $R_r = 8$ mm. Για το σκληρό, $h_s = 1$ mm, $R_s = 12$ mm, $\nu_s = 0.45$.

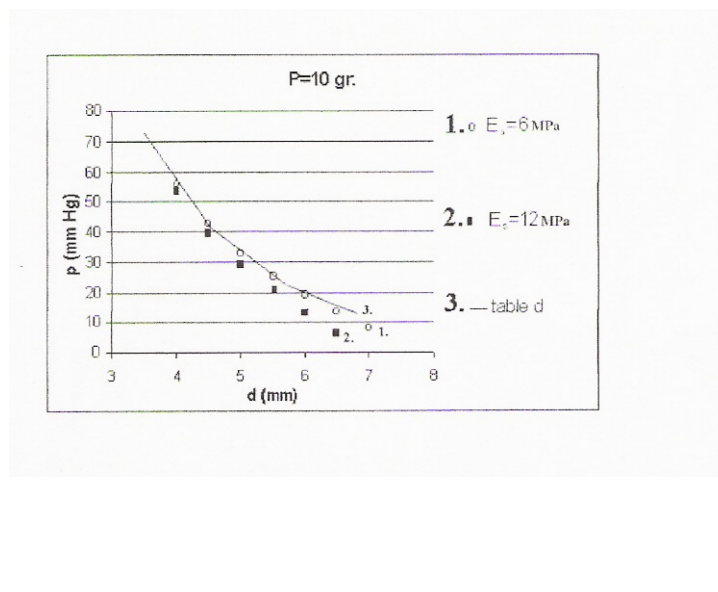
Παράμετροι Young ($E_s = 6$ MPa, $E_s = 12$ MPa), πάχος κερατοειδή $h_r = 0.5$ mm, $h_r = 0.3$ mm. Οι τιμές των p και ρ_0 είναι σε mmHg. $d = 2r_d$ είναι η διάμετρος της

περιοχής επαφής. Στην τελευταία στήλη του πίνακα παρατίθενται οι τιμές βαθμονόμησης για το τονόμετρο.

d	p	$h_r = 0.5$ $E_s = 6$	$h_r = 0.3$ $E_s = 6$	$h_r = 0.5$ $E_s = 12$	$h_r = 0.3$ $E_s = 12$	Nesterov and Vurgaft (1972)
3.5	38.2	36.7	35.6	35.6	34.9	50.7
4.0	29.3	27.5	26.8	26.3	25.5	36.9
4.5	23.1	21.1	20.4	19.7	18.9	27.1
5.0	18.7	16.4	15.7	14.7	13.9	20.0
5.5	15.5	12.7	12.1	10.7	10.0	15.2
6.0	13.0	9.7	8.9	7.3	6.6	11.2

Όπως βλέπουμε, η ενδοφθάλμια πίεση εξαρτάται από τις παραμέτρους για τον κερατοειδή και το σκληρό και η αλλαγή στην παράμετρο Young επηρεάζει σε μεγαλύτερο βαθμό τα αποτελέσματα, από ό,τι το πάχος του κερατοειδή.

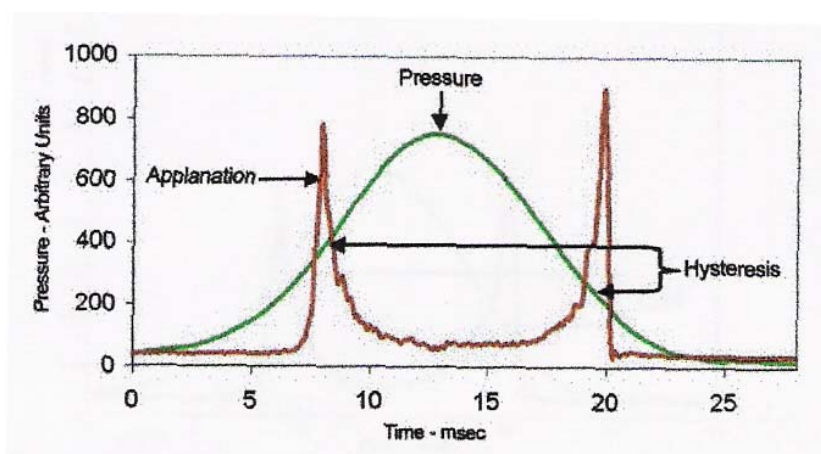
Στο διάγραμμα που ακολουθεί, φαίνονται οι τιμές της ενδοφθάλμιας πίεσης, συναρτήσει της διαμέτρου της περιοχής επαφής. [6], [23]



5.2 Καθορισμός in vivo των βιο-μηχανικών ιδιοτήτων του κερατοειδή με έναν οπτικό αναλυτή (Ocular Response Analyzer - ORA) και η σχέση τους με την ενδοφθάλμια πίεση

Με τη χρήση του οπτικού αναλυτή, μπορούν να καθοριστούν οι βιο-μηχανικές ιδιότητες του κερατοειδή με τη βοήθεια της σχέσης δύναμης – εκτόπισης. Υπάρχει ένα air jet όμοιο με το τονόμετρο air puff που προκαλεί πίεση στον κερατοειδή.

Χρησιμοποιούνται ζεύγη μετρήσεων, για τον καθορισμό των ιδιοτήτων του κερατοειδή και της ενδοφθάλμιας πίεσης. Οι δύο μετρήσεις λαμβάνουν χώρα σε 20 msec, για να μη μετακινηθεί το μάτι κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Κατά τη διάρκεια της μέτρησης, ένας παλμός αέρα πέφτει πάνω στο μάτι και προκαλεί μετακίνηση του κερατοειδή προς το εσωτερικό. Αρχικά προκαλεί επιπέδωση και μετά, ελαφριά κοίλανση προς το εσωτερικό του οφθαλμού. Μερικά msec μετά την πρώτη επιπέδωση, σταματά η παραγωγή παλμών και η πίεση μέσα στο μάτι μειώνεται με το χρόνο. Καθώς επανέρχεται το μάτι, περνάει και μια δεύτερη φάση επιπέδωσης (Εικόνα 5.2.1). Έτσι παρατηρούνται δύο κορυφές peaks (δύο επιπεδώσεις). Η διάμετρος επιπέδωσης είναι 3mm και η διαδικασία της μέτρησης διαρκεί 20 msec.



Εικόνα 5.2.1: Σήμα όπως προκύπτει με τη χρήση του ORA

Οι δύο κορυφές της πίεσης (κατά τις δύο επιπεδώσεις) είναι διαφορετικές λόγω:

- Των ελαστικών ιδιοτήτων του κερατοειδή

- Διαφορετικής πυκνότητας (μάζα ανά μονάδα όγκου) του κερατοειδή
- Την συνολική ιξωδο-ελαστική υστέρηση του προσθίου θαλάμου

Αυτή η διαφορά στην πυκνότητα του κερατοειδή συνεπάγεται μία διαφορά στην ενδοφθάλμια πίεση, μικρότερη από 1 mmHg. Επίσης η απορρόφηση ενέργειας κατά τον επανασχηματισμό του κερατοειδή, δίνει πιθανόν τη διαφορά στο peak. Αυτή η διαφορά στη πίεση κατά την έσω και έξω επιπέδωση, ονομάζεται υστέρηση του κερατοειδή. Η υστέρηση, χαρακτηρίζει τη δυναμική μηχανική συμπεριφορά του κερατοειδή και εξαρτάται από ένα σύνολο παραγόντων όπως το πάχος του κερατοειδή, η ακαμψία και η ενυδάτωση [13]. Ενδέχεται σημαντικό ρόλο να παίζει και η γεωμετρία της γωνίας του προσθίου θαλάμου καθώς και η διάμετρος της κόρης.

Σε εργασία αξιολόγησης της μεθόδου και για να ελεγχθεί η συσχέτιση μεταξύ υστέρησης - ενδοφθάλμιας πίεσης πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις τόσο με το τονόμετρο Goldmann, όσο και με το ORA.

Μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε:

- φυσιολογικά μάτια,
- μάτια με δυστροφία του Fuch's,
- μάτια με κερατόκωνο,
- μάτια πριν και μετά το LASIK

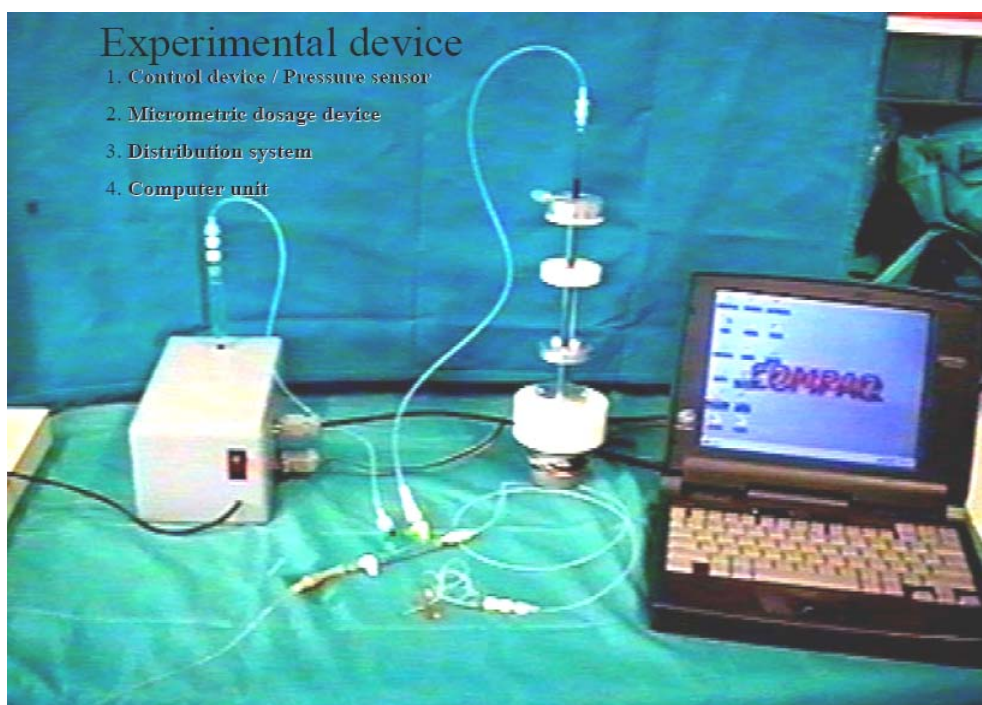
Στα φυσιολογικά μάτια, έγιναν μετρήσεις για τρεις διαφορετικές δυνάμεις με το τονόμετρο Goldmann. Η παράμετρος της υστέρησης παρέμεινε σταθερή για τα ίδια μάτια. Άρα η υστέρηση είναι ανεξάρτητη από την ενδοφθάλμια πίεση.

Τα αποτελέσματα για τις άλλες τρεις περιπτώσεις, έδειξαν μειωμένη υστέρηση σε σχέση με τα φυσιολογικά μάτια (η μικρότερη υστέρηση μετρήθηκε στα μάτια με δυστροφία του Fuch's, ενώ οι δύο τελευταίες περιπτώσεις παρουσίασαν παρόμοια υστέρηση, ενδεχομένως λόγω της μειωμένης ελαστικότητας του κερατοειδή).[13]

5.3 Μέτρηση συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας με επεμβατική μέθοδο

Η οφθαλμική ελαστικότητα (το αντίστροφο της οφθαλμικής ακαμψίας - ocular rigidity), είναι μια παράμετρος με κλινική αξία, καθώς σχετίζεται με την αιματική ροή στον οφθαλμό και ενδεχομένως εξαρτάται από πολλές παραμέτρους, όπως το μέγεθος του οφθαλμού, η ασφαιρικότητά του, το πάχος του τοιχώματος και την ηλικία. Η ελαστικότητα του οφθαλμού είναι μία ποσότητα, η οποία είναι επιθυμητό να μπορεί να μετρηθεί με απλό τρόπο και επιπλέον να μπορεί να ελεγχθεί με χειρουργική επέμβαση.

Στο παρελθόν έχει αναπτυχθεί ειδική συσκευή, με την οποία μπορεί να μετρηθεί η ελαστικότητα του οφθαλμού διεγχειρητικά [8]. Η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε φαίνεται στην εικόνα 5.3.1.

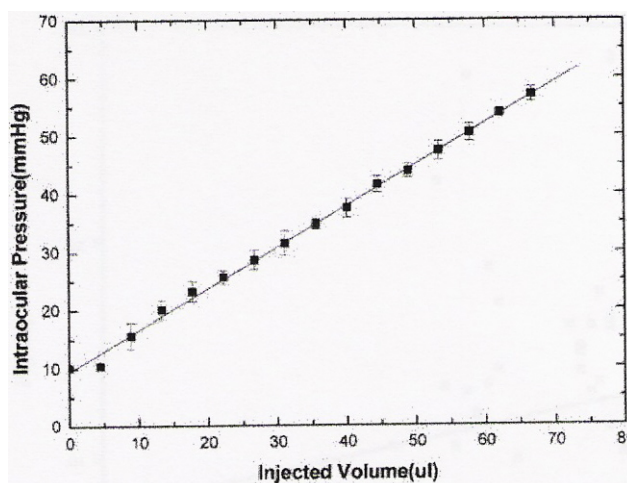


Εικόνα 5.3.1: Πειραματική διάταξη επεμβατικής ελαστομετρίας του οφθαλμού

Έγιναν μετρήσεις σε 79 οφθαλμούς (για τους οποίους δεν υπήρχε υποψία γλαυκώματος, ή οφθαλμική υπέρταση ή ιστορικό προηγούμενης εγχείρησης) στους οποίους, μετά από αναισθησία του βολβού, εισήχθησαν 200 μL

διαλύματος BSS (με βήματα των 4.5 μL), μέσω του ηθμού στον πρόσθιο θάλαμο. Ο μικρομετρικός δοσομετρητής, περιλαμβάνει σύριγγα χωρητικότητας 1 mL και κατευθύνεται μέσω του ηλεκτρονικού υπολογιστή από ένα μοτέρ. Η διαδικασία της μέτρησης ξεκίνησε 15 λεπτά μετά την εισαγωγή του αναισθητικού στον οφθαλμό. Μετά από κάθε δόση (4.5 μL διαλύματος BSS), γινόταν δύο μετρήσεις ενδοφθάλμιας πίεσης ο μέσος όρος των οποίων έδινε κάθε μία μέτρηση.

Στο διάγραμμα που ακολουθεί (Εικόνα 5.3.2), απεικονίζονται οι μετρήσεις πίεσης-όγκου για έναν ασθενή:



Εικόνα 5.3.2: Καμπύλη πίεσης – όγκου

Όπως φαίνεται στο διάγραμμα, οι τιμές δεν έχουν μεγάλη απόκλιση από την ευθεία, επομένως οι μετρήσεις είναι αξιόπιστες. Η κλίση της γραφικής παράστασης, δίνει τον συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας $K = \frac{dP}{dV}$ (σε mmHg / μL).

Έτσι, μετρήθηκε με τη βοήθεια γραμμικής προσαρμογής και με εύρος δεδομένων πίεσης 10 – 35 mmHg, το **$K = 0.0126 \text{ mmHg} / \mu\text{L}$** .

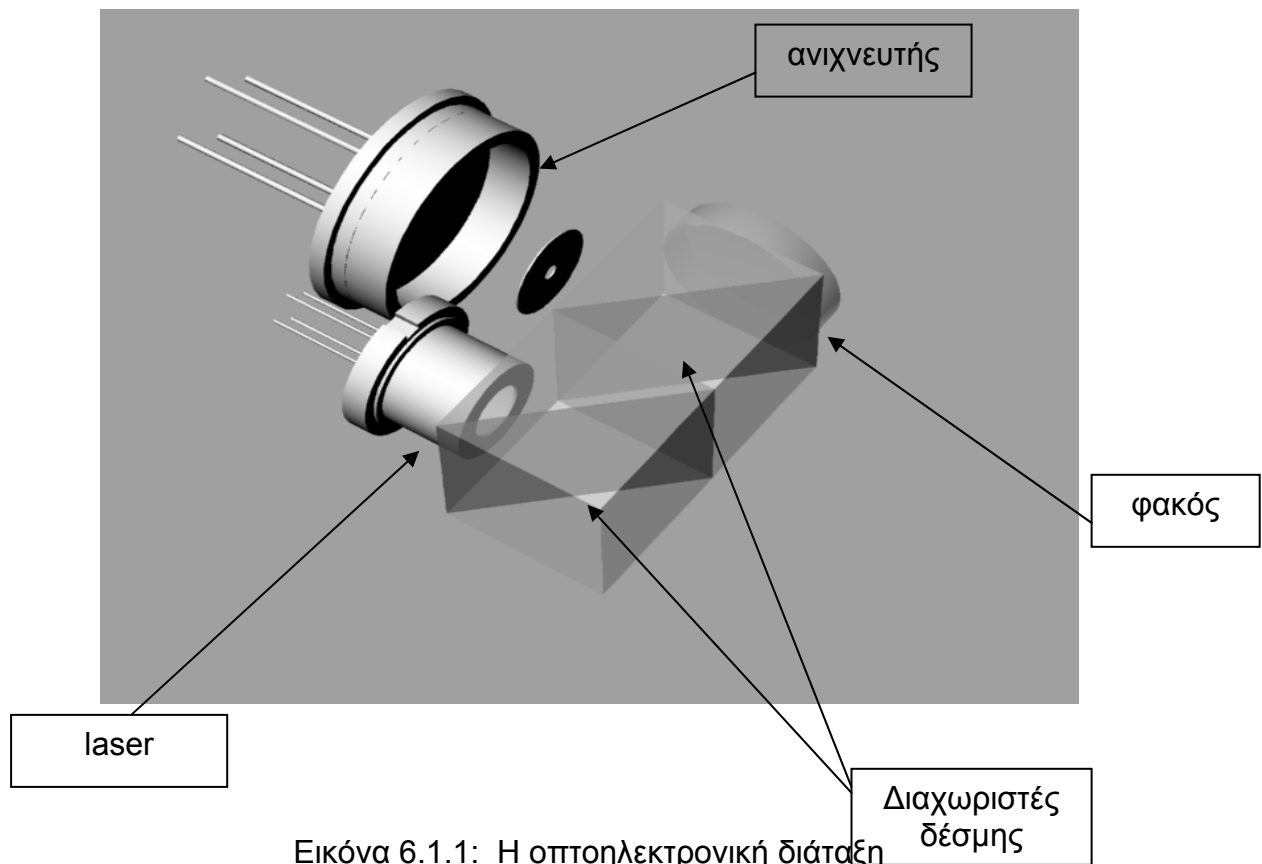
ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

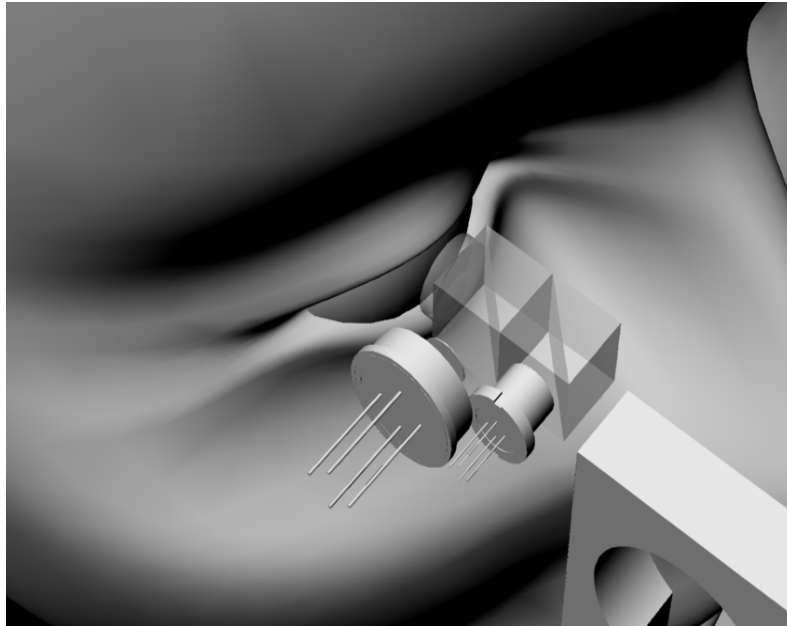
6.1 Μη επεμβατική συσκευή μέτρησης του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας. Διαδικασία λήψης μετρήσεων

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η βαθμονόμηση και η πιλοτική χρήση μιας οπτοηλεκτρονικής διάταξης (ελαστομέτρο), ικανής για τη μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσης, καθώς και των διακυμάνσεων αυτής, όπως επίσης τη μέτρηση της οφθαλμικής ακαμψίας, μέσω παρεκτόπισης όγκου υδατοειδούς υγρού από τον πρόσθιο θάλαμο. Επίσης θεωρητικά μπορεί να γίνει εκτίμηση της οφθαλμικής αιματικής ροής αν είναι γνωστή η διακύμανση της ενδοφθάλμιας πίεσης και της οφθαλμικής ακαμψίας.

Η αρχή λειτουργίας είναι παρόμοια με αυτή του τονομέτρου Goldmann, με τη διαφορά ότι η επιφάνεια που έρχεται σε επαφή με τον κερατοειδή είναι σφαιρική και όχι επίπεδη. Η μέτρηση της πίεσης πραγματοποιείται μέσω της ταυτόχρονης μέτρησης της δύναμης, με τον αισθητήρα δύναμης (εικόνα 6.1.2), που απαιτείται για την επαφή του τμήματος της σφαίρας με τον κερατοειδή και του εμβαδού της επιφάνειας επαφής.

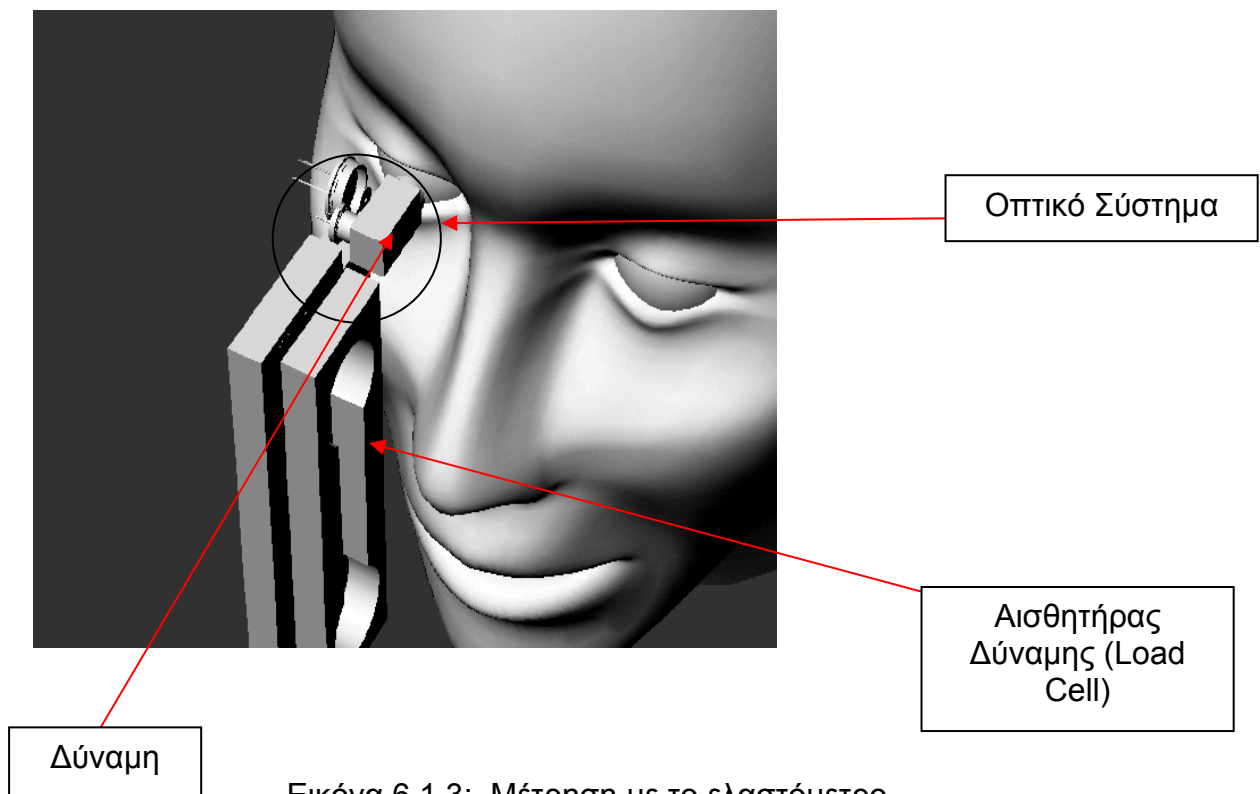


Εικόνα 6.1.1: Η οπτοηλεκτρονική διάταξη



Εικόνα 6.1.2: Ο αισθητήρας της δύναμης. (Το σύστημα ανάρτησης της οπτικής διάταξης στον αισθητήρα της δύναμης δεν απεικονίζεται)

Στη συνέχεια η οπτική διάταξη αναρτάται σε load cell (Εικόνα 6.1.3) (για τη μέτρηση της δύναμης), το οποίο με τη σειρά του αναρτάται σε μία σχισμοειδή λυχνία.

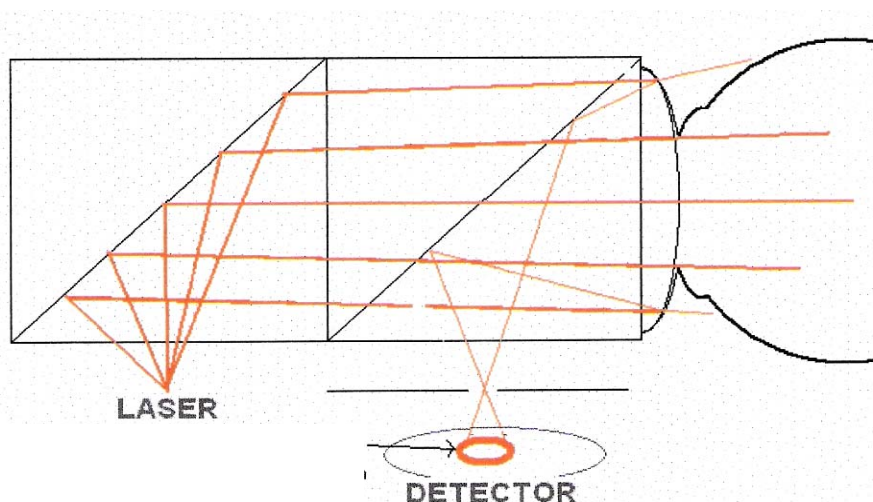


Εικόνα 6.1.3: Μέτρηση με το ελαστόμετρο

Όπως προαναφέραμε, η οφθαλμική ακαμψία είναι η αύξηση της πίεσης του οφθαλμού για μοναδιαία αύξηση του όγκου του. Αν παραμορφώσουμε το μάτι, παρεκτοπίζοντας κάποιον όγκο στο εσωτερικό του, η ενδοφθάλμια πίεση αυξάνεται και παράλληλα αλλοιώνεται το σχήμα του από το φυσιολογικό.

Περιγραφή διαδικασίας λήψης των μετρήσεων

Μετά από τοπική ενστάλλαξη αναισθητικού, τοποθετούμε τον ασθενή στη σχισμοειδή λυχνία. Πλησιάζουμε την κεφαλή του ελαστόμετρου στον κερατοειδή του ασθενή και ταυτόχρονα ενεργοποιούμε την πηγή Laser (650 nm) (Εικόνα 6.1.3). Χρησιμοποιούμε ένα οπτικό στοιχείο (φακός) το οποίο έρχεται σε επαφή και αλλάζει το σχήμα του οφθαλμού (Εικόνα 6.1.4) μέσω σταθερής αύξησης της δύναμης που ασκούμε στο μοχλό της λυχνίας. Η εμφύθιση του κερατοειδή διαρκεί 20sec.

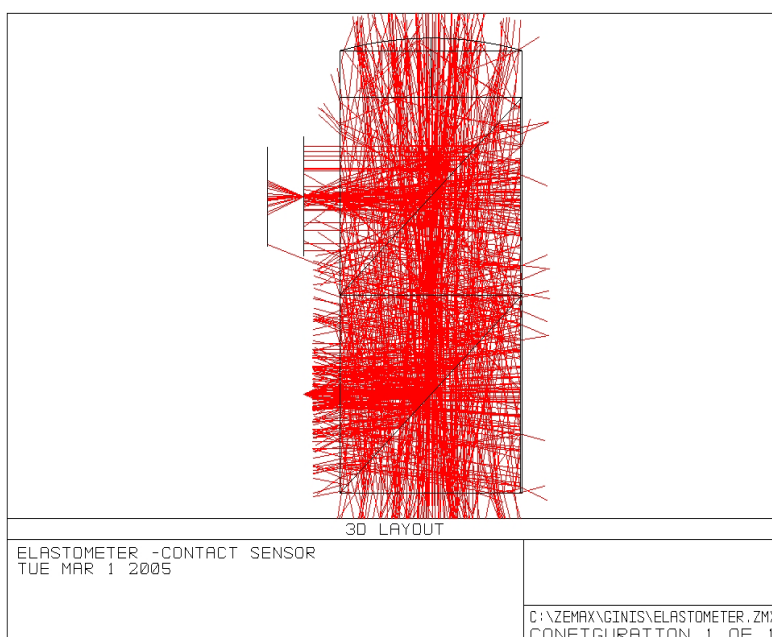


Εικόνα 6.1.4: Σχηματική αναπαράσταση της οπτοηλεκτρονικής διάταξης.

Περιγραφή της οπτοηλεκτρονικής διάταξης

Το φως του laser (650 nm) κατευθύνεται προς τον κερατοειδή μέσω του πρώτου διαχωριστή δέσμης (beamsplitter). Η ανακλώμενη από το φακό ακτινοβολία ανιχνεύεται από μία φωτοδίοδο. Η κυκλική περιοχή επαφής φακού - κερατοειδή έχει μικρότερη ανακλαστικότητα από την περιφερική

ζώνη καθώς η διαφορά του δείκτη διάθλαση είναι μικρότερη. Το ποσοστό του φωτός που δεν εισέρχεται μέσω του κερατοειδή στο μάτι, ανακλάται στην επιφάνεια του φακού (λόγω της διαφοράς στο δείκτη διάθλασης φακού-αέρα) και συλλέγεται με τη βοήθεια του δεύτερου διαχωριστή δέσμης (Εικόνα 6.1.5) από τον ανιχνευτή (συστοιχία τεσσάρων φωτοδιόδων). Όσο μεγαλύτερη η επιφάνεια επαφής του φακού με τον κερατοειδή, τόσο λιγότερο φως φτάνει στον ανιχνευτή. Άρα η συνολική ένταση του φωτός που ανιχνεύεται εξαρτάται από την επιφάνεια της ζώνης επαφής. Έτσι, με βάση την ανακλώμενη δέσμη, μπορούμε να εκτιμήσουμε το μέγεθος της ζώνης επιπέδωσης πάνω στον κερατοειδή, με τη βοήθεια της διαδικασίας βαθμονόμησης συστήματος μέτρησης ζώνης επιπέδωσης (παράγραφος 6.5). Το διάφραγμα μπροστά από την φωτοδίοδο είναι τοποθετημένο στο επίπεδο όπου σχηματίζεται το είδωλο από ανάκλαση της σημειακής πηγής (laser). Με τον τρόπο αυτό απορρίπτεται σε μεγάλο βαθμό η ακτινοβολία που προέρχεται από πολλές διαδοχικές ανακλάσεις στο σύστημα των διαχωριστών δέσμης. Η φωτοδίοδος αποτελείται από τέσσερα ανεξάρτητα τμήματα σχήματος τεταρτημορίου προκειμένου να είναι δυνατός ο έλεγχος της επικέντρωσης της ζώνης παραμόρφωσης. Οι διαφορές μεταξύ των σημάτων εκφράζουν την τυχόν έκκεντρη επαφή του φακού με τον κερατοειδή, ενώ το άθροισμα των σημάτων εκφράζει την επιφάνεια της ζώνης παραμόρφωσης.



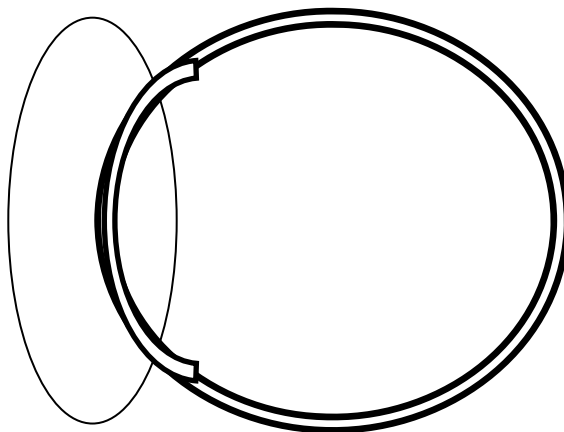
Εικόνα 6.1.5: Εξομοίωση με το πρόγραμμα ZEMAX του οπτικού τμήματος του οπτοηλεκτρονικού αισθητήρα

Η οπτοηλεκτρονική διάταξη τοποθετείται πάνω σε έναν αισθητήρα δύναμης, ο οποίος με τη σειρά του καταγράφει τη δύναμη επιπέδωσης. Κατ' αρχήν είναι δυνατός ο υπολογισμός της πίεσης αν είναι γνωστή η δύναμη που ασκείται και η επιφάνεια στην οποία ασκείται. Στο επόμενο κεφάλαιο περιγράφεται ο υπολογισμός αυτός όπου λαμβάνεται υπόψη και η αύξηση της τάσης του κερατοειδή λόγω της καμπυλότητας του στοιχείου που τον παραμορφώνει. Αν είναι γνωστή η διάμετρος της ζώνης παραμόρφωσης μπορεί να υπολογιστεί ο παρεκτοπιζόμενος όγκος σαν η τομή των δύο σφαιρών (φακού - κερατοειδή). Ο σχετικός υπολογισμός παρατίθεται στη συνέχεια. Τόσο η δύναμη όσο και η διάμετρος παραμόρφωσης μετρώνται 200 φορές το δευτερόλεπτο μέσω μιας εργαστηριακής κάρτας που διαθέτει μετατροπείς αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (A/D Converters). Οι προδιαγραφές του υπολογιστικού συστήματος περιλαμβάνονται στο ακόλουθο κεφάλαιο.

Παράλληλα με την μέτρηση της ζώνης παραμόρφωσης και της σχετικής δύναμης, χρησιμοποιείται ένας αισθητήρας καταγραφής καρδιακού παλμού (finger pulse oxymeter), ο οποίος δίνει πληροφορίες για τον καρδιακό ρυθμό. Το σήμα του καρδιακού ρυθμού πρόκειται να χρησιμοποιηθεί μελλοντικά ως σήμα χρονισμού για την ανάλυση της αιματικής ροής μέσω της διακύμανσης της πίεσης.

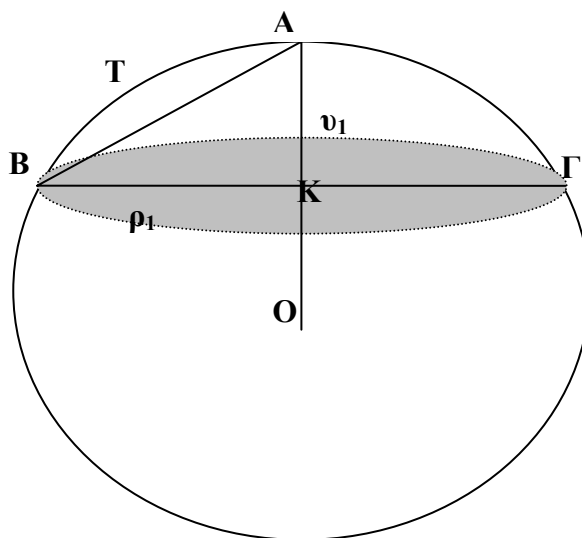
6.2 Όγκος Επιπέδωσης

Ας φανταστούμε το μάτι και το φακό του ελαστόμετρου που πλησιάζει για να επιπεδώσει τον κερατοειδή (Εικόνα 6.2.1)



Εικόνα 6.2.1: Ο φακός επιπεδώνει τον κερατοειδή

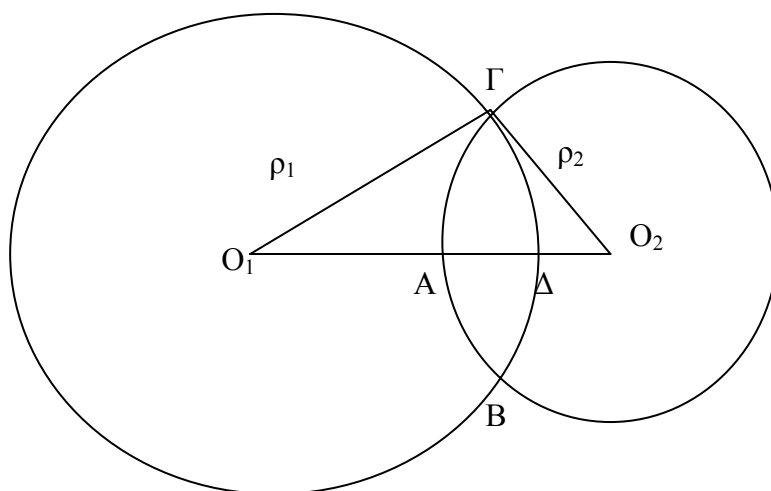
Ο όγκος αποκοπής των δύο σφαιρών, υπολογίζεται με τη βοήθεια των μαθηματικών:



Ο όγκος του σφαιρικού τμήματος με βάση τον κύκλο διαμέτρου ΒΓ, είναι: ο όγκος του κώνου με κορυφή Α και βάση το γραμμοσκιασμένο κύκλο και τον όγκο που γράφει το τμήμα (ΑΤΒΑ) που είναι:

$$V = \frac{1}{6}\pi \cdot (AB)^2 \cdot \nu_1 + \frac{1}{3}\pi \cdot \rho_1^2 \cdot \nu_1$$

Στο παρακάτω σχήμα:



$$BK = K\Gamma = d_2$$

$$KA = \nu_1$$

$$\nu_1 = O_2A - O_2K = \rho_2 - \sqrt{\rho_2^2 - \frac{d^2}{4}}$$

$$\nu_2 = O_1\Delta - O_1K = \rho_1 - \sqrt{\rho_1^2 - \frac{d^2}{4}}$$

$$AB^2 = \frac{d^2}{4} - \nu_1^2 = 2\rho_2 \left(\rho_2 - \sqrt{\rho_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right)$$

$$B\Delta^2 = \frac{d^2}{4} - \nu_2^2 = 2\rho_1 \left(\rho_1 - \sqrt{\rho_1^2 - \frac{d^2}{4}} \right)$$

Ο ζητούμενος όγκος, είναι:

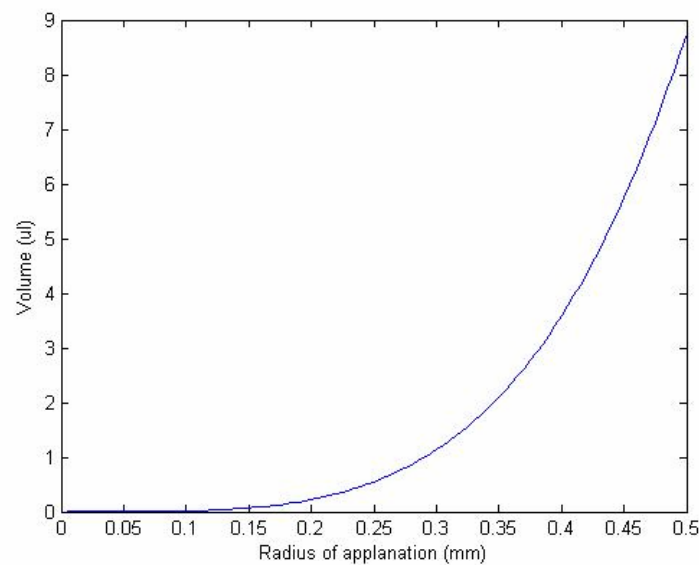
$$V = \frac{1}{6}\pi \cdot AB^2 \cdot \nu_1 + \frac{1}{3}\pi \cdot \left(\frac{d}{2}\right)^2 \cdot \nu_1 + \frac{1}{6}\pi \cdot B\Delta^2 \cdot \nu_2 + \frac{1}{3}\pi \cdot \left(\frac{d}{2}\right)^2 \cdot \nu_2$$

$$V = \frac{1}{6} \cdot \pi \cdot \left[2\rho_2 \left(\rho_2 - \sqrt{\rho_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right) \cdot \left(\rho_2 - \sqrt{\rho_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right) + 2\rho_1 \left(\rho_1 - \sqrt{\rho_1^2 - \frac{d^2}{4}} \right) \cdot \left(\rho_1 - \sqrt{\rho_1^2 - \frac{d^2}{4}} \right) \right]$$

$$+ \frac{1}{3} \cdot \pi \cdot \frac{d^2}{4} \cdot \left(\rho_1 + \rho_2 - \sqrt{\rho_1^2 - \frac{d^2}{4}} - \sqrt{\rho_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right)$$

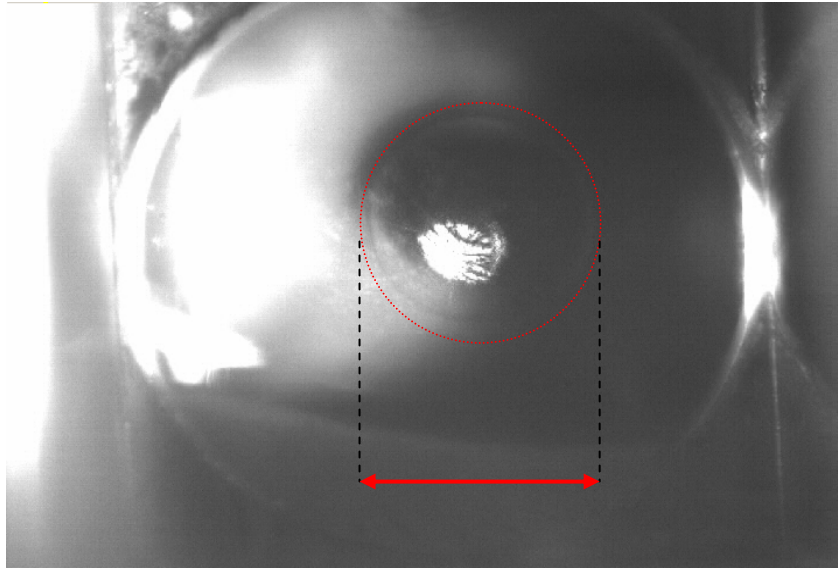
$$V = \frac{1}{3} \cdot \pi \cdot \left[\rho_2 \left(\rho_2 - \sqrt{\rho_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right)^2 + \rho_1 \left(\rho_1 - \sqrt{\rho_1^2 - \frac{d^2}{4}} \right)^2 + \frac{d^2}{4} \cdot \left(\rho_1 + \rho_2 - \sqrt{\rho_1^2 - \frac{d^2}{4}} - \sqrt{\rho_2^2 - \frac{d^2}{4}} \right) \right]$$

Η παραπάνω συνάρτηση, παριστάνεται γραφικά στην εικόνα 6.2.2:

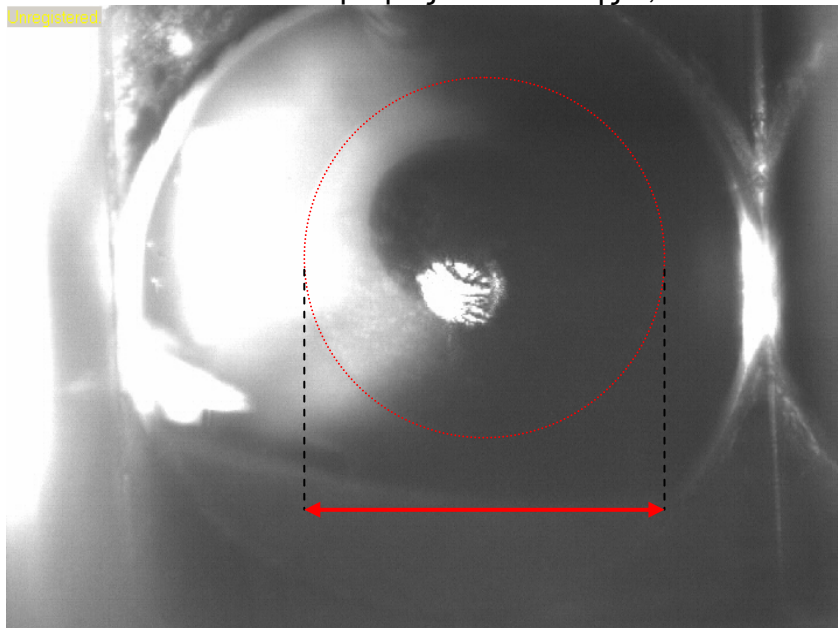


Εικόνα 6.2.2: Γραφική παράσταση παρεκτοπιζόμενου όγκου – ακτίνας επιπέδωσης

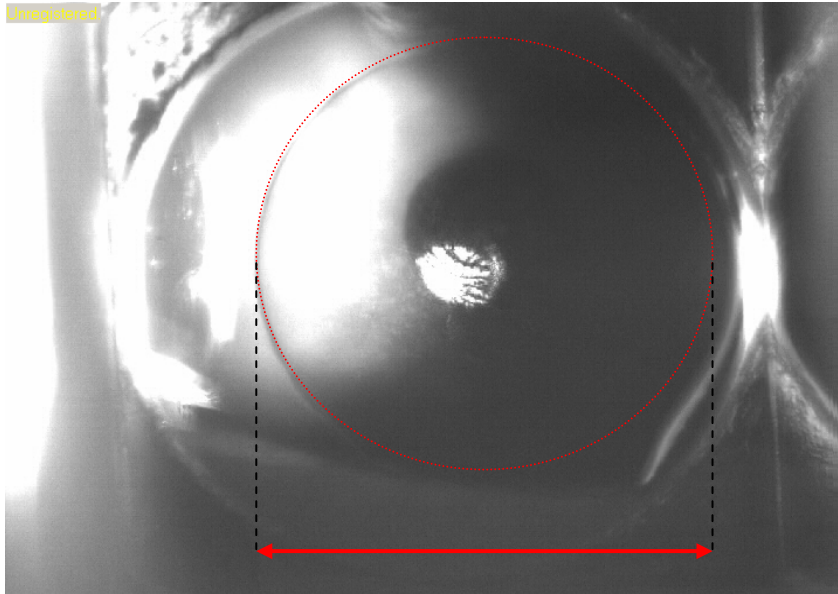
Σε πραγματικές συνθήκες, παρατίθενται στη συνέχεια 3 ενδεικτικές εικόνες (6.2.3-6.2.5) στις οποίες μπορούμε να διακρίνουμε την επιπέδωση του κερατοειδή, καθώς πλησιάζει ο φακός. Οι εικόνες έχουν ληφθεί μέσω των δύο διαχωριστών δέσμης με κατεύθυνση παράλληλη με τον άξονα του φακού (και του κερατοειδή).



Εικόνα 6.2.3: Διάμετρος επιπέδωσης 3,51 mm



Εικόνα 6.2.4: Διάμετρος επιπέδωσης 5,46 mm



Εικόνα 6.2.4: Διάμετρος επιπέδωσης 7,42 mm

6.3 Βαθμονόμηση συστήματος μέτρησης ζώνης επιπέδωσης

Η διάταξη η οποία χρησιμοποιήθηκε για την λήψη των προηγούμενων εικόνων χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη video σε ανάλυση 800X600 pixels με 15 frames το δευτερόλεπτο.

Στην συγκεκριμένη μέτρηση η συχνότητα δειγματοληψίας των σημάτων από την φωτοδίοδο καθορίστηκε στα 150 Hz προκειμένου να είναι εύκολη η εκ των υστέρων αντιστοίχιση των σημάτων με τις εικόνες από το video. Η διάρκεια της μέτρησης ήταν συνολικά 20 sec. Η διάμετρος της ζώνης παραμόρφωσης μετρήθηκε από τις εικόνες ενώ σε αυτήν αντιστοιχήθηκαν τα σήματα από τα τέσσερα τμήματα της φωτοδίοδου.

$$\left. \begin{array}{l} \text{Συνολικός αριθμός frames: } 15 \frac{\text{frames}}{\text{sec}} * 20 \text{sec} = 300 \text{ frames (images)} \\ \text{Συνολικός αριθμός δειγμάτων από τη φωτοδίοδο: } 150 \text{ Hz} * 20 \text{ sec} = 3000 \\ \text{signals} \end{array} \right\}$$

⇒ 1 εικόνα αντιστοιχεί σε 10 τιμές δειγματοληπτούμενου σήματος

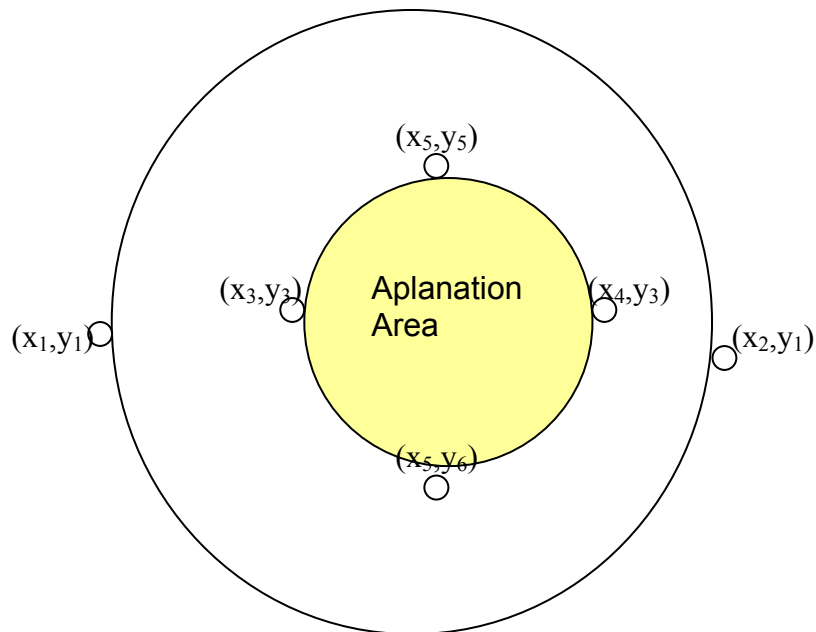
Το σήμα που φτάνει στον ανιχνευτή είναι το άθροισμα των σημάτων που δίνουν οι 4 φωτοδιόδοι του συστήματος. Οι μετρήσεις, παρατίθενται στον πίνακα I :

Πίνακας I

	MEAN	SD
Signal1	15,3393	1,40922
Signal2	16,31793	3,47041
Signal3	10,37533	0,38651
Signal4	11,90842	1,95086

SUM	53,94097	6,97216
------------	----------	---------

Για κάθε εικόνα, η διάμετρος παραμόρφωσης μετρήθηκε με τη βοήθεια προγράμματος επεξεργασίας εικόνων σύμφωνα με το ακόλουθο σχήμα.



Εικόνα 6.3.1: Μέτρηση της διαμέτρου επιπέδωσης

$$x_2 - x_1 = 226 - 32 = 194 \text{ (αυθαίρετες μονάδες)}$$

Το 194 αντιστοιχεί σε 10 mm που είναι η διάμετρος του φακού.

Άρα οι μετρήσεις των συντεταγμένων, πρέπει να πολλαπλασιαστούν με $\frac{1}{19.4}$ για να μετατραπούν σε mm.

Κατακόρυφη διάμετρος: $(y_5 - y_6) \cdot \frac{1}{19.4}$ mm

Οριζόντια διάμετρος: $(x_3 - x_4) \cdot \frac{1}{19.4}$ mm

Με βάση τη μέση τιμή της διαμέτρου, υπολογίζουμε το εμβαδόν της επιφάνειας επιπέδωσης με τον τύπο:

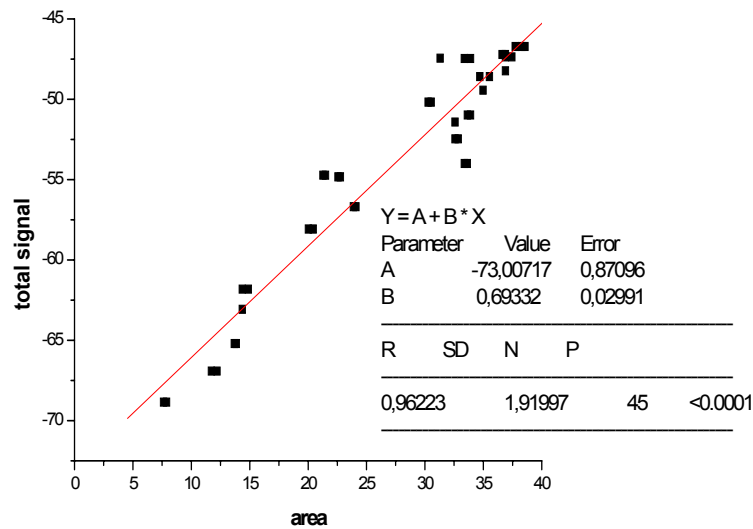
$$AREA = \pi * \left(\frac{diameter}{2} \right)^2$$

Έτσι, προκύπτουν οι τιμές του πίνακα II:

Πίνακας II

	MEAN	SD
DIAMETER	5,80813	1,15192
AREA	27,49999	9,67644
SUM	53,94097	6,97216

Κάνοντας στη συνέχεια τη γραφική παράσταση του συνολικού σήματος από τη φωτοδίοδο συναρτήσει της επιφάνειας επιπέδωσης, προκύπτει η γραφική παράσταση της εικόνας 6.3.2



Εικόνα 6.3.2: Γραφική παράσταση συνολικού σήματος φωτοδιόδου συναρτήσει της επιφάνειας επιπέδωσης

Έτσι, η σχέση μεταξύ σήματος και επιφάνειας επιπέδωσης, είναι γραμμική και με τη βοήθεια της γραμμικής προσαρμογής στα δεδομένα μας, η συνάρτηση που προκύπτει, είναι:

$$TS = (-73,007 \pm 0,871) + (0,693 \pm 0,0,030) * AREA$$

Ο ενισχυτής που έχουμε, αντιστρέφει τις πολικότητες και για αυτό το λόγο το σήμα βγήκε αρνητικό (στον κατακόρυφο άξονα). Αυτό που προαναφέραμε, ότι δηλαδή όσο μεγαλώνει η επιφάνεια επιπέδωσης τόσο λιγότερο σήμα φτάνει στον ανιχνευτή, επιβεβαιώνεται και από το διάγραμμα. Το σήμα μειώνεται (κατά απόλυτη τιμή) όσο αυξάνεται η περιοχή επιπέδωσης.

6.4 Βαθμονόμηση Δύναμης

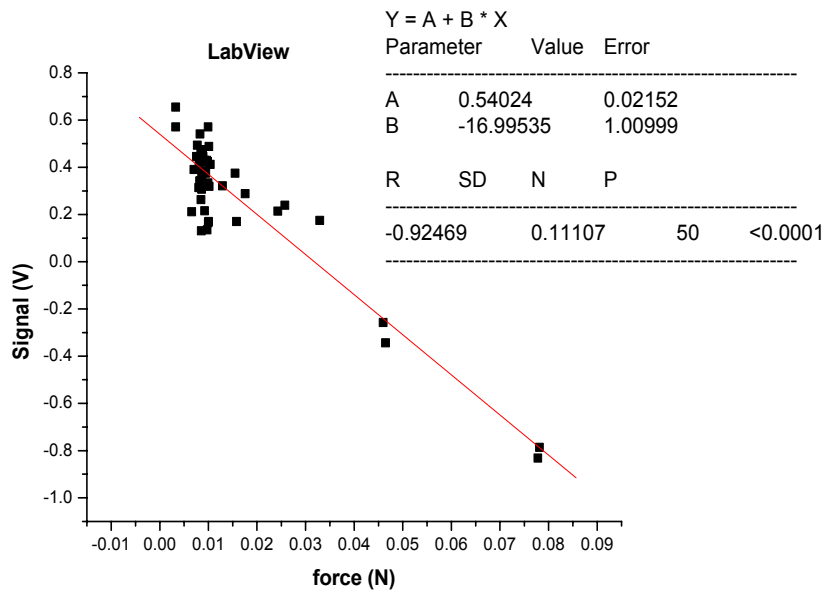
Για συσχέτιση της δύναμης με το σήμα που παίρνουμε, χρησιμοποιήθηκε ένα νήμα το ένα άκρο του οποίου στερεώθηκε στον αισθητήρα της δύναμης, ενώ στο άλλο άκρο αναρτήθηκαν διαδοχικά μέσω τροχαλίας διαφορετικές μάζες από 0,0037 g έως 41,7978 g έτσι ώστε να ασκούν οριζόντια δύναμη στον αισθητήρα. Με χρήση της εργαστηριακής κάρτας του υπολογιστή μετρήθηκε το σήμα (σε Volts), το οποίο αντιστοιχούσε σε κάθε μάζα.

Ο υπολογιστής που χρησιμοποιήσαμε είναι ένας Pentium Celeron. Για τη συλλογή των δεδομένων χρησιμοποιήσαμε μια εργαστηριακή κάρτα PC–LabCard Advantech Co., Ltd. IBM (PCI – 1711L). Τα σήματα από τις φωτοδιόδους και τον αισθητήρα της δύναμης προενισχύονται από κατάλληλες ηλεκτρονικές διατάξεις και στη συνέχεια οδηγούνται στις αναλογικές εισόδους της κάρτας (τέσσερις για τις φωτοδιόδους και μία για τον αισθητήρα της δύναμης). Επίσης με τον ίδιο τρόπο συνδέουμε τον αισθητήρα του καρδιακού ρυθμού.

Για να ελέγξουμε τα δεδομένα μας, μετρήσαμε το σήμα και με τη βοήθεια παλμογράφου.

Στη συνέχεια μετατρέποντας τη μάζα σε δύναμη, με τη βοήθεια της σχέσης:

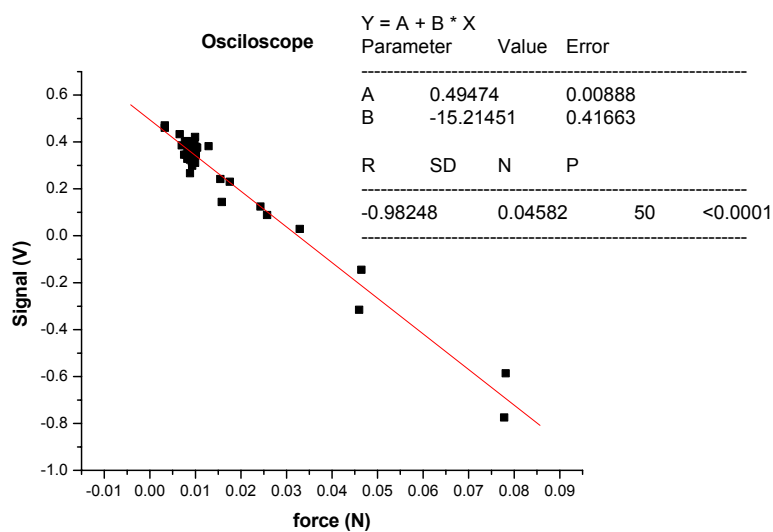
$F = mg$, κάνουμε τη γραφική παράσταση σήματος – δύναμης. Έτσι προκύπτουν οι εικόνες 6.4.1, 6.4.2.



Εικόνα 6.4.1: Γραφική παράσταση σήματος – δύναμης όπως ανιχνεύθηκε από τον A/D converter της εργαστηριακής κάρτας.

Έτσι, η συνάρτηση που περιγράφει τη συσχέτιση του σήματος με τη δύναμη, είναι:

$$\text{Signal} = (0.54 \pm 0.02) - (16.99 \pm 1.01) \text{ Force}$$

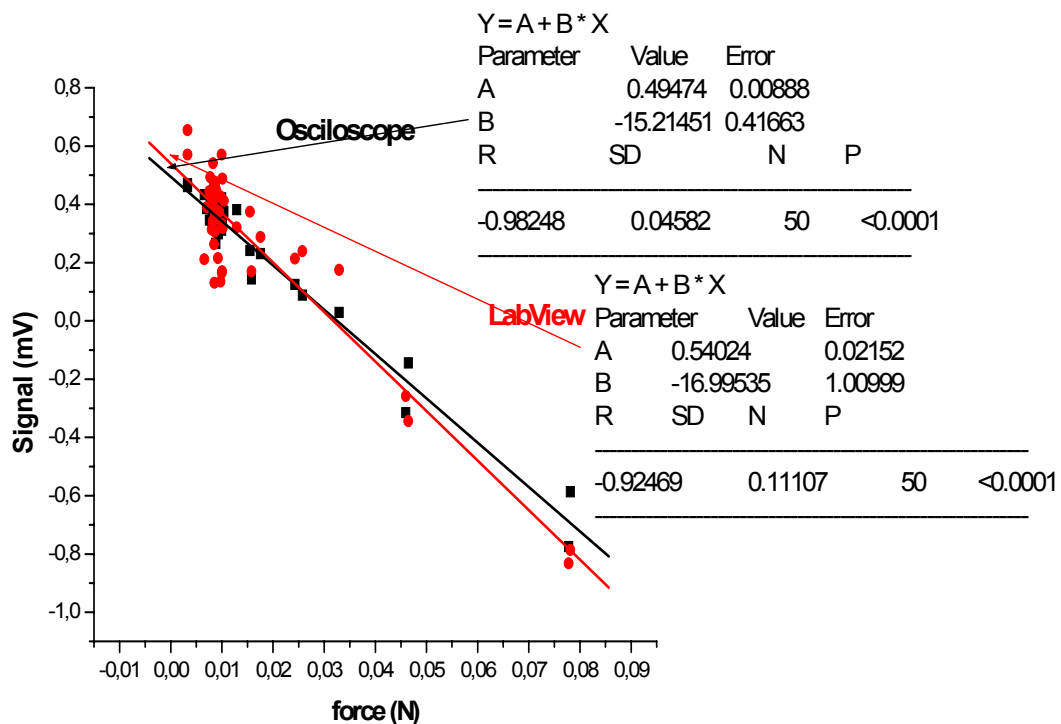


Εικόνα 6.4.2: Γραφική παράσταση σήματος – δύναμης με τη βοήθεια του παλμογράφου

Με τη βοήθεια του παλμογράφου, η συνάρτηση που περιγράφει τη συσχέτιση του σήματος με τη δύναμη, είναι:

$$\text{Signal} = (0.49 \pm 0.01) - (15.21 \pm 0.42) \text{ Force}$$

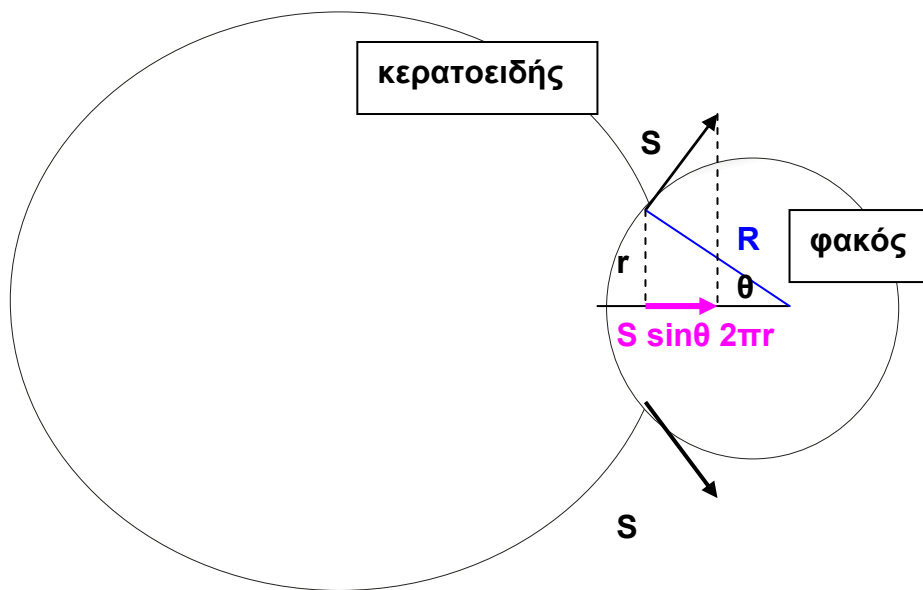
Συνολικά, μπορούμε να πούμε ότι η συνάρτηση που θα χρησιμοποιήσουμε για τη βαθμονόμηση της δύναμης, είναι εκείνη που προκύπτει με βάση τα δεδομένα του παλμογράφου, αφού η διασπορά των τιμών είναι μικρότερη από ό,τι εκείνων με που πήραμε με τη βοήθεια της εργαστηριακής κάρτας (Εικόνα 6.4.3). Αυτό συμβαίνει, γιατί στις μικρές δυνάμεις υπάρχει θόρυβος πράγμα το οποίο θα πρέπει να αντιμετωπιστεί με βελτίωση του ηλεκτρονικού κυκλώματος ανάγνωσης.



Εικόνα 6.4.3: Γραφική παράσταση σήματος – δύναμης με τον παλμογράφο και με το πρόγραμμα LabView

6.5 Υπολογισμός της ενδοφθάλμιας πίεσης και του συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας

Καθώς ο φακός ασκεί στον κερατοειδή δύναμη F_L , ασκεί και ο κερατοειδής στο φακό μία δύναμη λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης με μέτρο $IOP \cdot A$ (όπου A η επιφάνεια επιπέδωσης) και μία δύναμη F_s (Εικόνα 6.5.2) που αποτελεί τη συνισταμένη των δυνάμεων που σχετίζονται με την τάση του κερατοειδή.

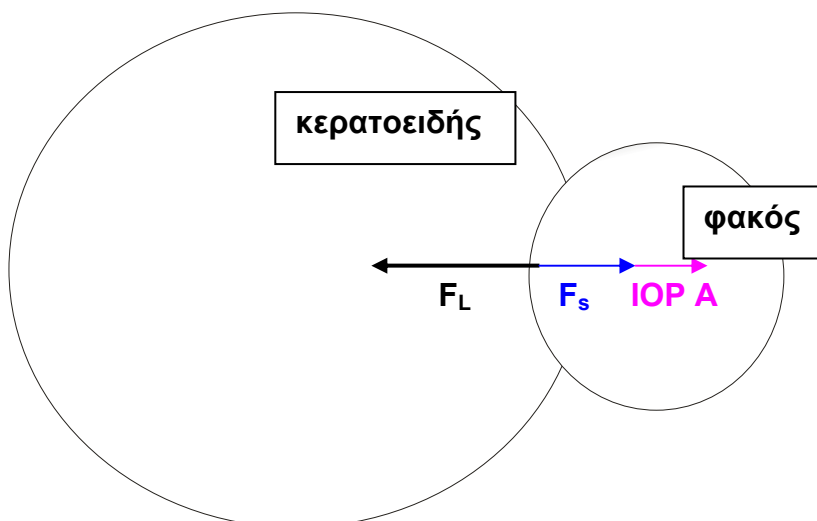


Εικόνα 6.5.1

Οι κάθετες συνιστώσες, αλληλοεξουδετερώνονται και έτσι μένουν εκείνες (S) που ασκούνται στα σημεία επαφής του κερατοειδή με το φακό (Εικόνα 6.5.1). Τα σημεία αυτά αποτελούν το μήκος του κύκλου που ορίζει την επιφάνεια επιπέδωσης του κερατοειδή. Αθροίζοντας όλες τις δυνάμεις S κατά μήκος του κύκλου, υπολογίζουμε τη συνισταμένη, την οποία έχουμε συμβολίσει με F_s (Εικόνα 6.5.2).

$$F_s = S \cdot \sin \theta \cdot 2\pi r = S \cdot \frac{r}{R} \cdot 2\pi r = \frac{2S}{R} \cdot \pi r^2$$

$$F_s = \frac{2S}{R} \cdot A \quad (6.5.1)$$



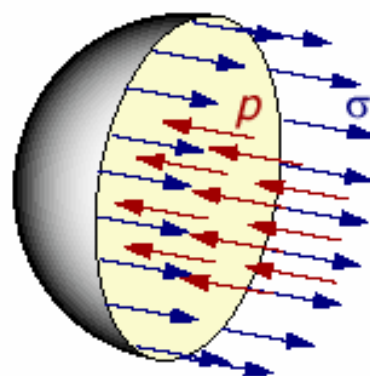
Εικόνα 6.5.2

$$F_L = F_s + IOP \cdot A$$

$$F_L = \frac{2S}{R_{lens}} \cdot A + IOP \cdot A \quad (6.5.2)$$

Για να υπολογίσουμε τη δύναμη S , θεωρούμε τον κερατοειδή, πριν την επιπέδωση. Οι δυνάμεις ασκούνται κάθετα σε κάθε σημείο του (εφαπτομενικές συνιστώσες, δεν υπάρχουν).

Τότε:



$$IOP \cdot A = 2\pi R_{eye} \cdot S \Rightarrow IOP \cdot \pi R_{eye}^2 = 2\pi R_{eye} \cdot S$$

$$S = \frac{IOP \cdot R_{eye}}{2} \quad (6.5.3)$$

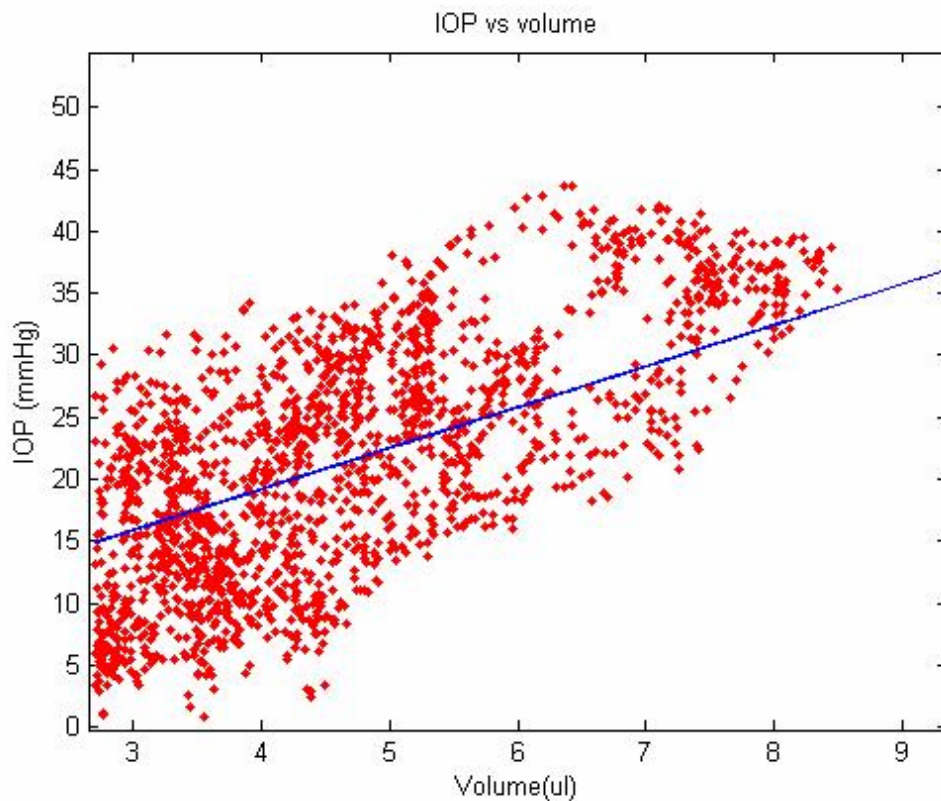
Από τις σχέσεις (6.5.2), (6.5.3) \Rightarrow

$$F_L = \frac{2}{R_{lens}} \cdot \frac{IOP \cdot R_{eye}}{2} \cdot A + IOP \cdot A \Rightarrow$$

$$F_L = IOP \cdot A \left(\frac{R_{eye}}{R_{lens}} + 1 \right)$$

$$IOP = \frac{F_L}{A} \cdot \frac{1}{\left(1 + \frac{R_{eye}}{R_{lens}} \right)}$$

Από την τελευταία σχέση, η δύναμη που εξασκεί ο φακός στον κερατοειδή, είναι γνωστή, καθώς επίσης και η επιφάνεια επιπέδωσης. Χρησιμοποιώντας τις τιμές: $R_{eye} = 7.73$ mm και $R_{lens} = 21$ mm, μπορούμε να υπολογίσουμε την ενδοφθάλμια πίεση. Κάνοντας στη συνέχεια τη γραφική παράσταση IOP vs Volume (Εικόνα 6.5.3), μετράμε το συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας (από την κλίση της γραφικής παράστασης)



Εικόνα 6.5.2

Η συνάρτηση είναι της μορφής:

$$P = P_0 + K \cdot \Delta V \quad (6.5.4)$$

(όπου P_0 η αρχική ενδοφθάλμια πίεση και K ο συντελεστής οφθαλμικής ακαμψίας)

Με βάση το διάγραμμα και την εξίσωση 6.5.4, παρατηρούμε ότι:

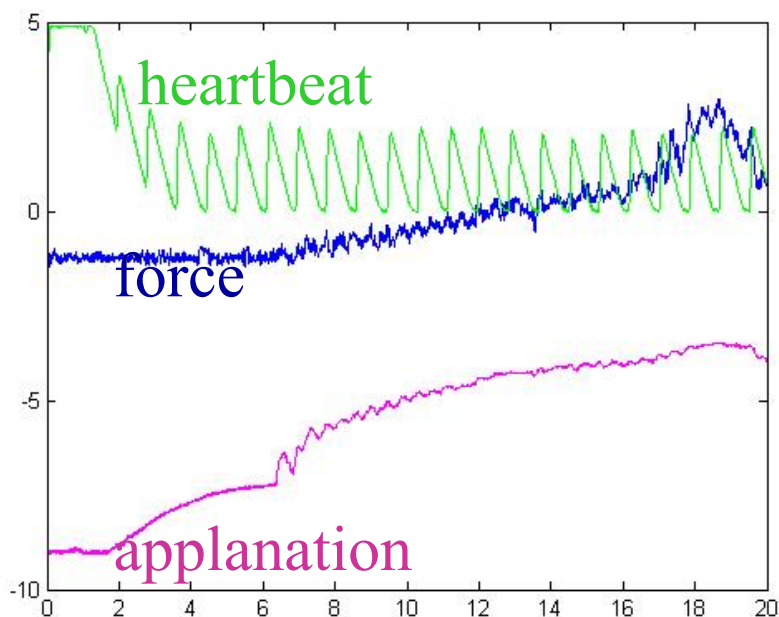
- Για $V=0$ έχουμε την αρχική πίεση του ματιού δηλ 15 mmHg
- Από την κλίση της καμπύλης έχουμε το $K= 4,7$.

Η διασπορά στις τιμές οφείλεται στα ηλεκτρονικά ανάγνωσης, τα οποία όπως προαναφέρθηκε υπάρχει ανάγκη να βελτιωθούν.

ΓΕΝΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η οπτο-μηχανική διάταξη που περιγράψαμε, μπορεί να μετρήσει τόσο την ενδοφθάλμια πίεση μη επεμβατικά, όσο και τις ελαστικές ιδιότητες του τοιχώματος του οφθαλμού.

Επίσης, όπως είδαμε, το σύστημα μας δίνει αποτελέσματα πίεσης – όγκου για τους εξεταζόμενους (τα οποία απεικονίσαμε σε διάγραμμα P-V). Γνωρίζουμε ακόμα ότι οι διακυμάνσεις της ενδοφθάλμιας πίεσης σχετίζονται με τον καρδιακό ρυθμό (ο οποίος επίσης καταγράφεται από το σύστημα). Η κλίση της γραφικής παράστασης P-V μαζί με την αντίστοιχη διακύμανση της πίεσης, μπορεί να μας δώσει πληροφορίες για να εκτιμήσουμε με ακρίβεια την οφθαλμική αιματική ροή.



Συμπερασματικά λοιπόν, αναφέρουμε ότι με το συγκεκριμένο σύστημα μπορούμε:

- Να μετρήσουμε την ΕΟΠ
- Να μετρήσουμε το συντελεστή οφθαλμικής ακαμψίας (Ocular Rigidity)

- Να κάνουμε εκτιμήσεις για την οφθαλμική αιματική ροή

Τα ηλεκτρονικά που περιλαμβάνει το σύστημα θα πρέπει στο μέλλον να βελτιωθούν, έτσι ώστε να πραγματοποιούνται μετρήσεις με μεγαλύτερη ακρίβεια. Επιπλέον θα πρέπει να ελεγχθεί η εξάρτηση του σφάλματος των μετρήσεων της οφθαλμικής ακαμψίας από διάφορους ανατομικούς παράγοντες του οφθαλμού όπως για παράδειγμα το πάχος και την καμπυλότητα του κερατοειδή. Ακόμη στην μέτρηση της ζώνης επιπέδωσης υπεισέρχεται ένας περιφερικός δακτύλιος δακρυϊκής στιβάδας. Ενδέχεται το πάχος της δακρυϊκής στιβάδας να πρέπει να λαμβάνεται υπόψη στις μετρήσεις της ζώνης παραμόρφωσης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] Κωνσταντίνος Γ. Ψύλλας: Εισαγωγή στην οφθαλμολογία και στη Νευροοφθαλμολογία
- [2] Frank G. Berson, MD: Βασική Οφθαλμολογία
- [3] Basic and clinical science course: Glaucoma (American Academy of Ophthalmology, ISBN: 1560553537)
- [4] Swiss Microtechnology AG, May 2002, ARVO 2002 Poster Text, Dr Hartmut Kangiesser: Dynamic Contour Tonometry
- [5] David A. Luce, PhD: Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer, J Cataract Refract Surg 2005;31:156-162
- [6] S.M.Bauer, A.G.Lyubimov, P.E.Tovstik : On the Mathematical Simulation of the Measuring of the Intraocular Pressure by Maklakov Method, Technische Mechanik, Band 24, Heft 3-4, (2004), 231-235
Manuskripteingang: 11. April 2004
- [7] Dynamic Contour Tonometry: A New Method for the direct and continuous Measurement of Intraocular Pressure (IOP) , H.E. Kanngiesser, ODC AG, Zurich and Y.C.A. Robert, Stadspital Triamli, Zurich, Switzerland, ARVO May 2002.
- [8] Ioannis G Pallikaris, George D Kymionis, Harilaos S Ginis, George A Kounis and Miltiadis K Tsilimbaris, Ocular Rigidity in Living Human Eyes, Investigative Ophthalmology & Visual Science, February 2005, Vol.46, No 2
- [9] Williams BI, Ledingham JG – Significance of intraocular pressure measurement in systemic hypertension. BJO 68:383, 1984.

- [10] Role of Scleral Rigidity in Hypertensive Patients Undergoing Cataract Surgery, Dr Sudesh K Arya, Dr Ram Lal Sharma, Dr S P Dhir, Dept. of Ophthalmology, Govt. Medical College Hospital, Sector-32, Chandigarh. Department of Ophthalmology, Institute of Medical Sciences, Banaras Hindu University, Varanasi – 221005
- [11] Drance SM : The coefficient of scleral rigidity in normal and glaucomatous eyes. *Arch Ophthalmol* 63: 668, 1960.
- [12] Friedman E, Ivry M, Ebert E, Glynn R, Gradoudas E, Seddon J. Decreased scleral rigidity and Age-related macular degeneration. *Ophthalmology*. 1988. 104-108.
- [13] David A. Luce, Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer, *J Cataract Refract Surg* 2005; 31:156-162 2005
- [14] Esther M Hoffmann, Franz-H Grus and Norbert Pfeiffer, Intraocular pressure and ocular pulse amplitude using dynamic contour tonometry and contact lens tonometry, *BMC Ophthalmology* 2004, 4:4
- [15] Friedenwald JS. Contribution to the theory and practice of tonometry *Am J. Ophthalmol* 20:985, 1937
- [16] Dynamic Contour Tonometry, A Comparative Study on Human Cadaver Eyes, Christoph Kniestedt, MD; Michelle Nee, MD; Robert L. Stamper, MD *Arch Ophthalmol*. 2004;122:1287-1293.
- [17] Kaufmann C, Bachmann LM, Thiel MA. Comparison of dynamic contour tonometry with Goldmann applanation tonometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45(9):3118-21.

- [18] Butt, Z. Pulsatile Ocular Blood Flow In Untreated High And Normal Pressure Glaucomas: Effects Of Posture. in Blood Flow Glaucoma. 1995. Edinburgh UK.
- [19] Silver, D.M. and R.A. Farrell, Validity of pulsatile ocular blood flow measurements. *Surv Ophthalmol*, p.S72-80; 1994.
- [20] Moses RAE. The Goldmann applanation tonometer. *Am J Ophthalmol* 1958;46:865- 869.
- [21] MacMilan F, Forster RK. Comparison of MacKay- Marg, Goldmann and Perkins tonometers in abnormal corneas. *Arch Ophthalmol*. 1975;93:1420-1424.
- [22] Rootman DS, Insler MS, Thompson HW, Parelman J, Poland D, Unterman SR. Accuracy and precision of the TonoPen in measuring intraocular pressure after keratoplasty and epikeratophakia and in scarred corneas. *Arch Ophthalmol*. 1988;106:1697-1700.
- [23] Taber, L.A. 1984. "Large Deformation Mechanics of the Enucleated Eyeball." *J. Biomechanical Engr.*, Vol. 106, 229-233.
- [24] Ginis HS, Tsilimbaris MK, Kymionis G, Kounis GA, Pallikaris IG. Pressure- volume relation in the living human eye and its implication in the choroidal blood flow measurements. Παρουσίαση στο AeGEAN RETINA VIII, Santorini 2003.
- [25] Singh YP, Goel SK, Misra RN: Scleral rigidity in emmetropes *J.AIOS* – 1970;18:167-9.
- [26] Colton T, Ederer F. The distribution of intraocular pressures in the general population. *Surv Ophthalmol*. 1980 Nov-Dec;25(3):123-9.

ΕΠΙΠΛΕΟΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ / Βιβλιογραφία

Bucci, Massimo G. (1997). "Tonometry. Advantages and Disadvantages of Different Instruments." www.glaucomaworld.net.

Riley, H.D. (2003). "Goldmann Applanation Tonometer." www.opt.indiana.edu/riley/rileyshome.html

Diestelhorst, Michael (no date). "Goldmann Applanation Tonometry our Golden Standard? Measure Central Corneal Thickness?" www.glaucom.com/Meetings/4-3/cct.htm

hcs.harvard.edu/~weber/franklin/cgi/viewprod.cgi?file=fr_tono.txt

hpd.nova.edu/otm/otm-c/lec.tono.html

www.online-ambulance.com/medical%20tests/Tonometry.htm

www.eyecare.org/consumer/disease/gl.html

www.mydr.com.au/default.asp?article=3429

faculty.washington.edu/kepeter/119/labs/eye-lab.htm

clem.mscd.edu/~raoa/eyeweb/tsld003.htm

anatomy.yonsei.ac.kr/slide/histo/SpecialSense/tsld002.htm

Fyfe, C.J. and Newson, T.A. (2001). "Numerical Modelling of the Indentation of Thin Corneas." asb-biomech.org/onlineabs/abstracts2001/pdf/164.pdf

Power, Erik D., Stitzel, Joel D., West, Robert L., Herring, Ian P., and Duma, Stefan M. (2001). "A Nonlinear Finite Element Model of the Human Eye For Large Deformation Loading."

Asb-biomech.org/onlineabs/abstracts2001/pdf/044.pdf