



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ  
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ  
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ  
ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ



## ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΕΚΤΡΟΠΗ ΤΩΝ ΕΝΔΟΦΑΚΩΝ

ΚΑΛΤΣΑ Α. ΔΗΜΗΤΡΑ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: ΓΚΙΝΗΣ ΧΑΡΙΛΑΟΣ

ΑΚΑΔΗΜΑΙΚΟ ΕΤΟΣ: 2007-2008



ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΕΘΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ ΚΑΙ ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ  
ΕΙΔΙΚΗ ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΗΣ ΕΠΕΑΕΚ



ΕΥΡΩΠΑΪΚΗ ΕΝΩΣΗ  
ΣΥΓΧΡΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣΗ  
ΕΥΡΩΠΑΪΚΟ ΚΟΙΝΩΝΙΚΟ ΤΑΜΕΙΟ





**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ**  
**ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ**  
**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ**  
**ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ**



## **ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΕΚΤΡΟΠΗ ΤΩΝ ΕΝΔΟΦΑΚΩΝ**

**ΚΑΛΤΣΑ Α. ΔΗΜΗΤΡΑ**

**ΕΠΙΒΛΕΠΟΝ :ΓΚΪΝΗΣ ΧΑΡΙΛΑΟΣ**

Η παρούσα εργασία υπεβλήθη ως μέρος των υποχρεώσεών μου για την απονομή του μεταπτυχιακού διπλώματος ειδίκευσης του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών "ΟΠΤΙΚΗ & ΟΡΑΣΗ" και παρουσιάστηκε στην τριμελή επιτροπή αποτελούμενη από τους:

1. Γκίνη Χαρίλαο
2. Τσιλιμπάρη Μιλτιάδη
3. Siedleski Damian



**ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΕΘΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ ΚΑΙ ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ**  
**ΕΙΔΙΚΗ ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΗΣ ΕΠΕΔΕΚ**



**ΕΥΡΩΠΑΪΚΗ ΕΝΩΣΗ**  
**ΣΥΓΧΡΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣΗ**  
**ΕΥΡΩΠΑΪΚΟ ΚΟΙΝΩΝΙΚΟ ΤΑΜΕΙΟ**



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

---

### Σκοπός

Η συχνότερη οφθαλμολογική επέμβαση στην οποία καλείται να υποβληθεί το μεγαλύτερο ποσοστό ατόμων ηλικίας περί τα εξήντα έτη, είναι η επέμβαση καταρράκτη. Αυτή η παθολογική κατάσταση χαρακτηρίζεται από μείωση της ποιότητας της όρασης, που προκύπτει κατά κύριο λόγο σαν συνέπεια της δημιουργίας εκτεταμένων θολώσεων στην επιφάνεια του κρυσταλλοειδούς φακού. Συνεπώς, η αποκατάσταση της όρασης, επέρχεται μέσω της αντικατάστασης του φακού του οφθαλμού με έναν τεχνητό ενδοφακό. Σκοπός της παρούσας εργασίας, ήταν η αξιολόγηση της επίδρασης που έχει στην χρωματική εκτροπή του οφθαλμού, η ένθεση διαφόρων τύπων ψευδοφακών, μέσω της ανάπτυξης ενός συστήματος μέτρησης τροποποιημένου οπτομέτρου.

### Μεθοδολογία

Στη μελέτη έλαβαν μέρος 40 συμμετέχοντες εκ των οποίων οι 13 αποτέλεσαν την ομάδα ελέγχου. Η ομάδα ελέγχου χρησίμευσε και για την αξιολόγηση της ορθότητας της μεθόδου μέτρησης καθώς και για τον υπολογισμό της χρωματικής εκτροπής του οφθαλμού *in vivo*.

Αρχικά κατασκευάστηκε το τροποποιημένο οπτόμετρο Badal και στη συνέχεια επιλέχθησαν τα άτομα που αποτέλεσαν το δείγμα της μέτρησης, με βασικό κριτήριο την καλύτερη διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά μεγαλύτερη ή ίση με 8/10.

Οι καταγραφές τις χρωματικής εκτροπής για τα διάφορα μήκη κύματος, προέκυψαν μέσω της τοποθέτησης χρωματικών φίλτρων μπροστά από το οπτόμετρο. Με τον τρόπο αυτό συλλέξαμε μετρήσεις για διαφόρους τύπους ενδοφακών και κατασκευάσαμε καμπύλες μεταβολής της διάθλασης συναρτήσεως του μήκους κύματος. Στη συνέχεια πραγματοποιώντας συγκρίσεις μεταξύ των καμπυλών που προέκυψαν, με την τυπική καμπύλη DLCA (*chromatic difference of refraction*)- $\lambda$  (*wavelength*) όπως προκύπτει από την βιβλιογραφία, αξιολογήσαμε την επίδραση της ενσωμάτωσης στους ενδοφακούς UV και blue-light φίλτρου, στην συνολική χρωματική εκτροπή του οφθαλμού.

### Αποτελέσματα

Η μέση τιμή της χρωματικής εκτροπής για την ομάδα ελέγχου και για ένα εύρος 490nm έως 630nm του ορατού φάσματος, υπολογίσθηκε περίπου ίση με μία διοπτρία. Επίσης, προέκυψε όπως ήταν αναμενόμενο με βάση προηγούμενες *in-vitro* μετρήσεις, ότι οι ψευδοφακοί οφθαλμοί παρουσίαζαν μεγαλύτερη χρωματική εκτροπή σε σχέση με του κρυσταλλοειδούς φακού.

Όπως έγινε εμφανές, οι οφθαλμοί με ενδοφακούς που περιλαμβάνουν φίλτρο UV καθώς και εκείνοι με φίλτρο για το μπλε μέρος του ορατού, παρουσίασαν αυξημένη χρωματική εκτροπή σε σχέση με τους οφθαλμούς στους οποίους έχει εμφυτευθεί απλός ενδοφακός και επιπλέον οι φακοί με φίλτρο μπλε φως, εμφάνισαν επιπρόσθετη αύξηση της χρωματικής εκτροπής σε σχέση με υπόλοιπους ενδοφακούς.

### **Συμπεράσματα**

Το είδος και το υλικό του ενδοφακού επιφέρει σημαντικές αλλαγές στις ιδιότητες διασποράς του υλικού και κατά συνέπεια στη συνολική χρωματική εκτροπή του οφθαλμού και επιπλέον, η συνολική χρωματική εκτροπή ενός οφθαλμού στο οποίο εμφυτεύεται κάποιος ενδοφακός, παρουσιάζεται εμφανώς αυξημένη σε σχέση με έναν “άθικτο” οφθαλμό, χωρίς όμως να μπορούμε να επιβεβαιώσουμε ταυτόχρονη πρόκληση αρνητικών επιπτώσεων στην ποιότητα της όρασης.

## **ABSTRACT**

---

### **Purpose**

One of the most frequent ophthalmological operations that a big percentage of elderly people is subjected to, is cataract surgery. This pathological situation is characterized by reduction of the quality of vision, which results as a consequence of extensive opacities in the surface of crystalline lens. Consequently, the restoration/re-establishment of vision is achieved by the replacement of the crystalline lens by an intraocular lens. The aim of the present study was to estimate the effect of the artificial lens at the total chromatic aberration of the eye via the growth of a modified system of measurement called Badal optometer.

### **Methods**

The participants of the present study were forty pseudophakic patients, thirteen of which was served as the control group. This group was used to validate measurement method and also to calculate the chromatic aberration of the eyes in vivo.

After the modified optometer was constructed, was selected the sample of measurement, with best spectacle corrected visual acuity at least 8/10. Moreover, a variety of chromatic filters were placed between the eye and the optometer in order to measure the chromatic focal shift for various wavelengths. Thus, we selected measurements for various types of intraocular lens and we created diagrams of *chromatic difference of refraction* in association with *wavelength*. By the comparison of these graphics with the diagram of chromatic aberration presented in the literature, we estimated the presence of the UV and blue-light absorbing that are added in the IOL material, at the total chromatic aberration of the eye.

### **Results**

The average chromatic difference of refraction of the control group at a visible spectrum 490nm to 630nm, was calculated almost equal to 1D. Therefore, the chromatic aberration of the pseudophakic eye was improved in comparison to the crystalline lens.

As it is obvious in this study, eyes which has implanted with intraocular lens with UV absorber as well as those with filter for the blue spectrum, have increased chromatic aberration than that of an intact eye. Moreover lenses with blue-light absorber presented an additional increase concerning all the other lenses.

### **Conclusions**

As a conclusion the type and the material of the artificial lens has a significant effect in its dispersive properties and as a consequence it affects its longitudinal chromatic aberration. Moreover, the total chromatic aberration of an eye which is implanted with IOL, suffer from increased LCA in comparison with an "intact" eye, without however we can confirm its negative impact in the quality of vision.

## **ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ**

---

Αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω θερμά όλους εκείνους που συντέλεσαν στην ολοκλήρωση της παρούσας εργασίας και με βοήθησαν ο καθένας με τον δικό του τρόπο.

Κατά κύριο λόγο θα ήθελα να ευχαριστήσω τα μέλη της τριμελούς μου επιτροπής κ.Damian Sieldeski, κ.Τσιλιμπάρη Μιλτιάδη και κυρίως τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ.Χαρίλαο Γκίνη που με την καθοδήγησή του, τον πολύτιμο χρόνο που μου αφιέρωσε και την ουσιαστική υποστήριξή του με βοήθησε να ολοκληρώσω την διπλωματική μου εργασία.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Κρικώνη Θεμιστοκλή για τις πολύτιμες πληροφορίες και τα δεδομένα που με προμήθευσε σχετικά με τους ενδοφακούς, καθώς και τους Κονταδάκη Γιώργο και Παπαδιαμάντη Αναστάσιο που ήταν πάντα πρόθυμοι να με βοηθήσουν σε οποιοδήποτε πρόβλημα αντιμετώπιζα.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους του συμφοιτητές μου για την υποστήριξή τους και που όλοι μαζί πορευθήκαμε αυτά τα δύο χρόνια.

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

---

<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1<sup>ο</sup>: ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b> .....	<b>11</b>
1.1 Ανατομία.....	11
1.2 Οφθαλμός ως Οπτικό Σύστημα.....	12
1.3 Ποιότητα Αμφιβληστροειδικού Ειδώλου .....	15
1.3.1 Εκτροπές .....	16
1.3.1.1 Μετρικές της οπτικής ποιότητας .....	18
1.3.1.2 Μονοχρωματικές εκτροπές χαμηλής τάξης.....	22
1.3.1.3 Μονοχρωματικές εκτροπές υψηλής τάξης.....	25
1.3.2 Χρωματικές εκτροπές.....	27
1.3.2.1 Τρόποι μέτρησης των χρωματικών εκτροπών .....	35
1.3.2.1.1 Μετρήσεις Υποκειμενικής Διάθλασης.....	35
1.3.2.1.2 Μετρήσεις Αντικειμενικής Διάθλασης.....	41
1.3.2.1.3 Διάγραμμα μεταβολής της χρωματικής εκτροπής.....	44
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2<sup>ο</sup></b> .....	<b>46</b>
2.1 Κρυσταλλοειδής Φακός.....	46
2.1.1 Ανατομία και Φυσιολογία του Φακού.....	46
2.1.2 Ηλικιακή εξέλιξη του φακού.....	48
2.1.3 Προσαρμογή.....	49
2.1.3.1 Μηχανισμός Προσαρμογής.....	49
2.1.3.2 Προσαρμογή γενικά .....	50
2.1.4 Καταρράκτης.....	51
2.1.4.1 Επιδημιολογία του καταρράκτη.....	51
2.1.4.2 Είδη Καταρράκτη.....	52



2.1.4.3	Γεροντικός.....	53
2.1.4.4	Οπτική του Καταρράκτη.....	54
2.1.4.5	Συμπτώματα Καταρράκτη.....	55
2.1.4.6	Θεραπεία Καταρράκτη.....	57
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3<sup>ο</sup></b>	<b>.....</b>	<b>59</b>
3.1	Ενδοφακοί.....	59
3.1.1	Υλικά κατασκευές ενδοφακων.....	60
3.1.2	Θέση-τοποθέτηση ενδοφακού.....	61
3.1.3	Νέοι Ενδοφακοί.....	64
3.1.4	Πολυεστιακοί ενδοφακοί.....	66
3.1.5	Προσαρμοστικοί ενδοφακοί.....	72
3.1.6	IOL με φίλτρο μπλε φωτός.....	73
3.1.7	Μελλοντικοί ενδοφακοί.....	75
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4<sup>ο</sup>: ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b>	<b>.....</b>	<b>77</b>
4.1	Σκοπός Εργασίας.....	77
4.2	Προηγούμενη Ερευνά.....	78
4.3	Οπτικά Μοντέλα Οφθαλμών.....	83
4.3.1	Γενικά.....	83
4.3.2	Gullstrand- Le grand.....	85
4.3.3	Liou – Brennan και Navvaro Eye Model.....	88
4.4	Πειραματική Διάταξη - Οπτομετρο Badal.....	93
4.4.1	Αρχή Λειτουργίας οπτόμετρου.....	93
4.4.2	Περιγραφή Οργάνου Μέτρησης.....	96
4.5	Οργάνωση Πειράματος.....	98
4.5.1	Χαρακτηριστικά δείγματος.....	98

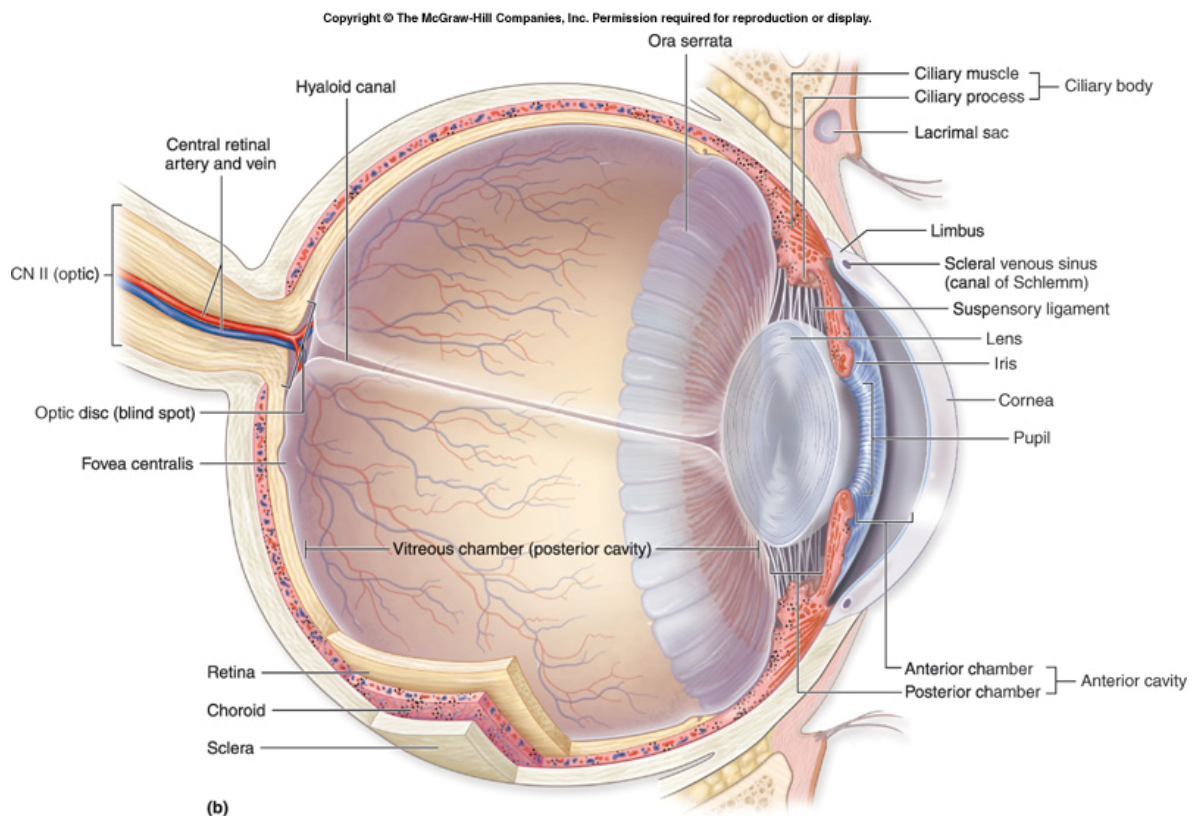
4.5.2	Κριτήρια επιλογής δείγματος.....	101
4.5.3	Τύπος Ενδοφακών.....	102
4.5.4	Προετοιμασία Μέτρησης.....	105
4.5.5	Διαδικασία Καταγραφής - Επεξεργασία μετρήσεων.....	106
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5<sup>ο</sup></b> .....		<b>111</b>
5.1	Χρωματική εκτροπή κρυσταλλοειδούς φακού .....	111
5.2	Χρωματική εκτροπή των ενδοφακών.....	113
5.3	Χρωματική εκτροπή ενδοφακών με φίλτρο UV.....	115
5.4	Χρωματική εκτροπή ενδοφακών με blue-light φίλτρο.....	116
5.5	Διοπτρίες και χρωματική εκτροπή ενδοφακών.....	117
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6<sup>ο</sup></b> .....		<b>119</b>
6.1	Συμπεράσματα.....	119
6.2	Περιορισμοί παρούσας εργασίας.....	120
6.3	Μελλοντικές Εργασίες.....	121
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ</b> .....		<b>122</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</b> .....		<b>129</b>

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1<sup>ο</sup>

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

### 1.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ

Οι οφθαλμοί αποτελούν το αισθητήριο όργανο της όρασης. Εξαιτίας αυτών μας δίνεται η δυνατότητα να αντιληφθούμε τον χώρο που μας περιβάλλει. Συγκεκριμένα ο οφθαλμός και κυρίως ο αμφιβληστροειδής, αποτελεί το δέκτη των οπτικών ερεθισμάτων. Τα ερεθίσματα αυτά με τα οπτικά νεύρα και μέσω των οπτικών οδών, μεταφέρονται στον ινιακό λοβό, όπου γίνεται η ανώτερη επεξεργασία τους. Η περιοχή αυτή του εγκεφάλου αποτελεί το κέντρο της όρασης, ενώ ο οφθαλμός μας το δεκτικό όργανο.



Σχήμα 1.1α: Σχηματική αναπαράσταση βασικών ανατομικών δομών του οφθαλμού

Ο οφθαλμός ενός ενήλικα έχει κατά μέσο όρο διάμετρο 24mm. Το φυσιολογικό μήκος του προσθοπίσθιου άξονα κυμαίνεται μεταξύ 21 και 26mm. Όπως είναι εμφανές και στην ανωτέρω σχηματική απεικόνιση του οφθαλμού (Σχήμα 1.1.α), το κέντρο του πρόσθιου πόλου του βολβού καταλαμβάνει ο **κερατοειδής χιτώνας**. Ο **κρυσταλλοειδής**

**φακός** βρίσκεται πίσω από την **ίριδα** που φέρει κεντρικό άνοιγμα, την **κόρη**. Από το οπίσθιο τμήμα του οφθαλμικού βολβού αναδύεται το **οπτικό νεύρο**.

Ο οφθαλμός μπορεί να διακριθεί σε τρεις κοιλότητες:

Ο **πρόσθιος θάλαμος** περιέχει το υδατοειδές υγρό και αφορίζεται από την οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς προς τα εμπρός και την ίριδα προς τα πίσω.

Ο **οπίσθιος θάλαμος** περιέχει υδατοειδές υγρό και επεκτείνεται από την ίριδα έως το πρόσθιο τμήμα του κρυσταλλοειδούς φακού. Οι δύο θάλαμοι επικοινωνούν διαμέσου της κόρης.

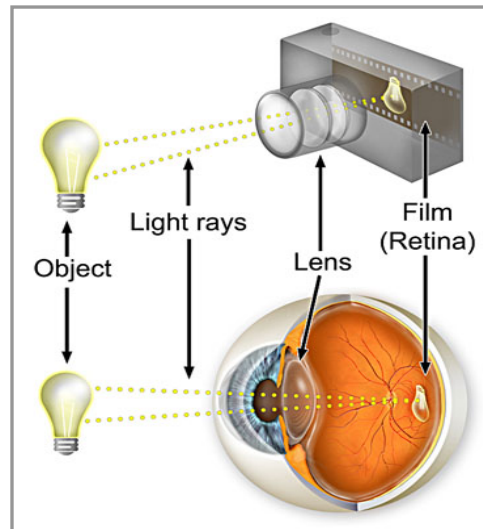
Η **κυρίως κοιλότητα** του βολβού περιέχει το υαλοειδές σώμα, μια πηκτοειδής ουσία η οποία αποτελείται κυρίως από νερό. Το υαλοειδές, είναι προσκολλημένο στον αμφιβληστροειδή σε καθορισμένα σημεία, ιδίως στον οπτικό δίσκο και στην προιονωτή περιφέρεια.

## **1.2 ΟΦΘΑΛΜΟΣ ΩΣ ΟΠΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ**

Η όραση, δηλαδή η αισθητηριακή λειτουργία του οφθαλμού, αποτελεί την ανώτερη αισθητηριακή αντίληψη του φωτός, των αντικειμένων και των χρωμάτων. Χάρη σ' αυτή την ικανότητα ερχόμαστε σε επαφή με τον γύρω κόσμο και συνειδητοποιούμε τη θέση και την κίνησή μας μέσα στον χώρο. Ο λειτουργικός ρόλος των εσωτερικών οφθαλμικών δομών, συνίσταται κυρίως στο "φιλτράρισμα" της εικόνας που μεταφέρεται μέσω του κερατοειδούς και στη μετατροπή της φωτεινής σε ηλεκτρική ενέργεια για το σχηματισμό εικόνας στον εγκέφαλο.

Οι φωτεινές ακτίνες όταν προσπέσουν στον οφθαλμό μας, περνούν τα διαφανή στοιχεία του (κερατοειδής, υδατοειδές υγρό, φακός, υαλοειδές σώμα) που καλούνται και διαθλαστικά μέσα και συγκεντρώνονται στον αμφιβληστροειδή (κυρίως στην πιο φωτοευαίσθητη πλευρά του, την ωχρά κηλίδα). Τις κυριότερες διαθλαστικές επιφάνειες αποτελούν (Σχήμα 1.1.α): η **πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς**, η οποία έχει σχήμα ελλειψοειδούς, η **οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς**, η οποία είναι υπόκοιλη σχεδόν σφαιρική, η **ίριδα**, η οποία αποτελεί το διάφραγμα του οπτικού συστήματος, η **πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδούς φακού**, ο οποίος ρυθμίζει τη συνολική

διοπτρική ισχύ του συστήματος και επιτρέπει την ευκρινή απεικόνιση των μακρινών και κοντινών αντικειμένων.



**Σχήμα 1.2.α: Ο οφθαλμός ως οπτικό σύστημα** <sup>43</sup>

Ο αμφιβληστροειδής δρα ως το φωτοευαίσθητο “φιλμ” φωτογραφικής μηχανής (Σχήμα 1.2.α), όπου αποτυπώνει τις ακτίνες φωτός που διέρχονται από ένα σύνολο φακών και το διάφραγμα της φωτογραφικής αναπαριστά η ίριδα. Οι ακτίνες που καταλήγουν στον αμφιβληστροειδή, ερεθίζουν ιδιαίτερα τους φωτοϋποδοχείς, τα κωνία και ραβδία και προκαλούν φωτοχημικές διεργασίες και βιοηλεκτρικές μεταβολές οι οποίες τελικά μετατρέπονται σε νευρικές ώσεις. Οι ώσεις αυτές μεταβιβάζονται, μέσω του οπτικού νεύρου αρχικά στον έξω γονατώδη πυρήνα και έπειτα στο κέντρο της όρασης, τον ινιακό λοβό και σε περιοχές του κροταφικού και βρεγματικού λοβού. Τα σήματα αυτά κατά κάποιο τρόπο “αποκωδικοποιούνται” και ολοκληρώνεται με τον τρόπο αυτό η λειτουργία της όρασης.

Για την κατανόηση της διαθλαστικής λειτουργίας του οφθαλμού είναι απαραίτητη τόσο η γνώση της ανατομίας και της φυσιολογίας, όσο και βασικές γνώσεις της γεωμετρικής οπτικής. Σύμφωνα λοιπόν με τον νόμο του Snell, η πορεία των φωτεινών ακτινών προς τον αμφιβληστροειδή και ο σχηματισμός ενός ειδώλου επ’ αυτού, καθορίζεται από τη διάθλαση που υφίστανται οι ακτίνες σε επιφάνειες του οφθαλμού που διαχωρίζουν τμήματα με διαφορετικό δείκτη διάθλασης.

Η διαχωριστική επιφάνεια που προκαλεί τη μεγαλύτερη διάθλαση των φωτεινών ακτινών, είναι η **πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς**, η οποία και προσφέρει τα δύο τρίτα της συνολικής διαθλαστικής δύναμης του οφθαλμού. Η μεγάλη διαθλαστική δύναμη του κερατοειδούς οφείλεται σε δύο λόγους: α) στη μεγάλη κυρτότητα της κεντρικής περιοχής και β) στο γεγονός ότι η επιφάνεια αυτή χωρίζει δύο μέσα με μεγάλη διαφορά στο δείκτη διάθλασης (ο δείκτης διάθλασης του αέρα είναι  $n=1,0$  και του στρώματος του κερατοειδούς  $n=1,376$ ).

Η διαθλαστική δύναμη της κατά προσέγγιση σφαιρικής **οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς**, είναι ασήμαντη διότι η διαφορά του δείκτη διάθλασης του στρώματος του κερατοειδούς και του υδατοειδούς υγρού είναι μηδαμινή (δείκτης διάθλασης κερατοειδή  $n=1.376$  και δείκτης διάθλασης υδατοειδούς υγρού  $n=1.336$ ).

Η **πρόσθια επιφάνεια του φακού**, έχει μικρότερη διαθλαστική ικανότητα από αυτή της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς, διότι η διαφορά δείκτη διάθλασης μεταξύ του υδατοειδούς υγρού και των μαζών του φακού είναι μικρότερη.

Στην **οπίσθια επιφάνεια του φακού**, η σύγκλιση των ακτινών ελαττώνεται κατά μικρό ποσοστό, διότι η πορεία τους συνίσταται στην μετάβαση από το οπτικώς πυκνότερο στο οπτικώς αραιότερο μέσο. Ωστόσο, η διαθλαστική δύναμη του φακού είναι μεγαλύτερη από την αναμενόμενη σύμφωνα με τις ακτίνες καμπυλότητας και των επιφανειών του και το δείκτη διάθλασης της ουσίας του. Αυτό οφείλεται σε δύο λόγους:

➤ Ο φακός αποτελείται από πολλές ομόκεντρες στιβάδες, των οποίων η διαθλαστική δύναμη αυξάνεται από τις περιφερικότερες προς τις κεντρικότερες. Η προοδευτική αύξηση της οπτικής πυκνότητας από την περιφέρεια προς το κέντρο αυξάνει σημαντικά τη διαθλαστική δύναμη του φακού.

➤ Οι αλληλοδιάδοχες στιβάδες του φακού δεν είναι ακριβώς παράλληλες μεταξύ τους. Η κυρτότητα των περιφερικών είναι μικρότερη από των κεντρικών, με αποτέλεσμα ο κεντρικός πυρήνας να είναι σχεδόν σφαιρικός. Έτσι, κατά κάποιον τρόπο, μέσα στον φακό είναι ενσωματωμένος ένας άλλος φακός σφαιρικότερος και με μεγάλο δείκτη διάθλασης.

Σύμφωνα με τα ανωτέρω, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι η μεγαλύτερη σύγκλιση των ακτινών οφείλεται στην μεγάλη διαθλαστική ικανότητα της πρόσθιας επιφάνειας του

κερατοειδούς, που ανέρχεται σε + 40.0D έως + 45.0D. Η ολική διαθλαστική ισχύς του φακού είναι μικρότερη από το ήμισυ της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς (+16 D έως + 20D). Η συνολική διαθλαστική δύναμη του ματιού είναι περίπου + 60 D.

### **1.3 ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΙΚΟΥ ΕΙΔΩΛΟΥ**

Η ποιότητα του οπτικού συστήματος, επηρεάζεται από την ανατομική κατάσταση και τη διαφάνεια των οπτικών μέσων, τα οποία κατ' επέκταση επηρεάζουν και την ποιότητα του σχηματιζόμενου ειδώλου στο επίπεδο του αμφιβληστροειδή. Συγκεκριμένα, η ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου, καθορίζεται από **οπτικούς** αλλά και από **νευρωνικούς παράγοντες**.

Οι οπτικοί παράγοντες που καθορίζουν την ευκρίνεια του ειδώλου είναι η σκέδαση, η προσαρμοστική ικανότητα του οφθαλμού, η περίθλαση (μέγεθος της κόρης), οι οφθαλμικές εκτροπές (μονοχρωματικές, χρωματικές, υψηλής και χαμηλής τάξης) και τα διαθλαστικά σφάλματα (μυωπία, υπερμετρωπία και αστιγματισμός). Αντίστοιχα, οι νευρωνικοί παράγοντες, καθορίζονται από την πυκνότητα των φωτουποδοχέων στο κεντρικό βοθρίο, τη λειτουργικότητα αυτών καθώς και τη σωστή επεξεργασία του οπτικού σήματος στην οπτική και την ανώτερη νευρωνική οδό. Πιο αναλυτικά όμως, θα αναφερθούμε στους παράγοντες που σχετίζονται με τα διαθλαστικά σφάλματα και τις οπτικές εκτροπές, που είναι και άμεσα συσχετιζόμενοι με το αντικείμενο της εργασίας.

Ο οφθαλμός πέραν των διαθλαστικών σφαλμάτων τα οποία εμφανίζουν μεγάλη συχνότητα, παρουσιάζουν και άλλες οπτικές ατέλειες όπως υψηλής τάξης εκτροπές, οι οποίες δεν μπορούν να μετρηθούν στην κλινική πράξη, ούτε και να διορθωθούν με τις συμβατικές μεθόδους. Παρομοίως με τις διαθλαστικές ανωμαλίες, οι εκτροπές αυτές μπορούν να προκαλέσουν θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Η συμβολή όμως των εκτροπών υψηλής τάξης στην οπτική υποβάθμιση, είναι μικρότερη απ' αυτή των διαθλαστικών σφαλμάτων. Η επίδραση των εκτροπών στην θόλωση του ειδώλου, καθίσταται σημαντική στην περίπτωση ύπαρξης μεγάλης κόρης (οι εκτροπές αυξάνονται όσο αυξάνεται η διάμετρος της κόρης >3mm), ενώ στην περίπτωση της μικρής κόρης (<2.5mm), η επίδραση της περίθλασης που σχετίζεται με το περιορισμένο μέγεθος της κόρης εισόδου, ευθύνεται για την θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου.

Παράλληλα με την περίθλαση και τις εκτροπές, η σκέδαση επιδρά κι εκείνη στην υποβάθμιση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Ο κερατοειδής εμφανίζει σκέδαση των διερχόμενων ακτινών για παράδειγμα έπειτα από τραυματισμό, ενώ στο φακό εμφανίζεται κατά κύριο λόγο σαν συνέπεια της ύπαρξης καταρράκτη. Είναι επιπλέον γνωστό, ότι η σκέδαση είναι μειωμένη σε μικρές ηλικίες, ενώ αυξάνεται με την πάροδο των χρόνων, εξαιτίας των αλλαγών που συμβαίνουν στη δομή και τη σύσταση του κρυσταλλοειδούς φακού, καθώς και έπειτα από διαθλαστική επέμβαση PRK.

### **1.3.1 ΕΚΤΡΟΠΕΣ**

Παρότι οι εκτροπές θεωρούνται συνήθως ως «οπτικές αστοχίες» (optical defects), ο διαχωρισμός μεταξύ εκτροπών και διαθλαστικού σφάλματος γίνεται ολοένα και πιο περιττός (D.Atchison, 2004). Συνήθως, τα διαθλαστικά σφάλματα αναφέρονται ως χαμηλής τάξης οπτικές εκτροπές ή δεύτερης τάξης εκτροπές, ενώ αστοχίες όπως η σφαιρική εκτροπή και το κόμα αναφέρονται ως υψηλής τάξης εκτροπές, ξεκινώντας από τρίτης τάξης. Ο ανωτέρω διαχωρισμός σε δεύτερης, τρίτης, τέταρτης τάξης εκτροπές, γίνεται με βάση τα πολυώνυμα Zernike

Παρότι οι οπτικές (μονοχρωματικές) εκτροπές μπορούν να περιγραφούν με ποικίλους τρόπους, ο πιο δημοφιλής είναι να εκφραστούν όσων αφορά τις εκτροπές του μετώπου κύματος (απεικόνιση εκτροπών με εκτροπόμετρα) και βάση των πολυωνύμων Zernike.

Για ένα ιδανικό οπτικό σύστημα, το οποίο δουλεύει στο μονοχρωματικό φως, όλες οι ακτίνες από ένα σημειακό αντικείμενο, συγκλίνουν σ' ένα μόνο σημείο στο χώρο του ειδώλου. Η θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου οφείλεται στην περίπτωση αυτή μόνο στην περίθλαση. Σε ένα ιδανικό οπτικό σύστημα τα σφαιρικά μέτωπα κύματος, έπειτα από την διάθλασή τους παραμένουν σφαιρικά. Σε ένα σύστημα όμως παρουσία εκτροπών, όπως σε έναν οφθαλμό, οι ακτίνες δεν συγκλίνουν πλέον σε ένα μόνο σημείο και τα σφαιρικά μέτωπα κύματος, έπειτα από τη διάθλασή τους, παύουν να είναι σφαιρικά. Η απόκλιση, μεταξύ του ιδανικού μετώπου κύματος στο επίπεδο της κόρης εξόδου του συστήματος και του πραγματικού μετώπου κύματος, εκφράζει τις εκτροπές του μετώπου κύματος στο επίπεδο της κόρης. Δηλαδή, οι εκτροπές μετώπου κύματος σε



κάθε σημείο της κόρης, είναι η διαφορά οπτικού δρόμου μεταξύ του ιδεώδους σφαιρικού μετώπου κύματος, ύστερα από τη διάθλασή του από ένα τέλειο οπτικό σύστημα και του πραγματικού μετώπου κύματος.

Αυτές οι εκτροπές του μετώπου κύματος, μπορούν να εκφραστούν, όπως αναφέρεται αναλυτικά στη συνέχεια, ως το άθροισμα των γραμμικά ανεξάρτητων πολυωνύμων Zernike στις συντεταγμένες της κόρης. Ο συντελεστής κάθε πολυωνύμου, εκφράζει την συμβολή της κάθε ανεξάρτητης εκτροπής στη συνολική εκτροπή του συστήματος.

Οι τιμές των συντελεστών Zernike, εξαρτώνται από την διάμετρο της κόρης και συνήθως αυξάνονται καθώς αυξάνεται και το μέγεθος της κόρης του οφθαλμού (Charman 2005). Με την χρήση των πολυωνύμων Zernike και ομαλοποιώντας τις πολικές συντεταγμένες, τα πολυώνυμα πρώτης τάξης δεν αποτελούν πραγματικές εκτροπές (priston, tilt ή prism) και δεν επιδρούν καθόλου στην ποιότητα του ειδώλου. Πολυώνυμα δεύτερης τάξης, εκφράζουν δεύτερης ή αλλιώς χαμηλής τάξης εκτροπές όπως τα διαθλαστικά σφάλματα (σφαιρώμα ή defocus και αστιγματισμό), τα οποία μπορεί να διορθωθούν με σφαιροκυλινδρικούς φακούς. Τα τρίτης και τέταρτης τάξης πολυώνυμα, εκφράζουν υψηλής τάξης εκτροπές, όπως κόμα, τρεφόιλ και σφαιρικές εκτροπές. Οι τιμές των εκτροπών, ποικίλουν μέσα στο πεδίο του κάθε οπτικού συστήματος και είναι συνήθως ελάχιστες κοντά στον κεντρικό άξονά του και μέγιστες στην περιφέρεια του οπτικού συστήματος. Στους φυσιολογικούς οφθαλμούς, το διαθλαστικό σφάλμα (2<sup>ης</sup> τάξης εκτροπή) αποτελεί την πιο σημαντική οπτική εκτροπή και οι υψηλής τάξης εκτροπές, καθίστανται σημαντικές μόνο όταν τα διαθλαστικά σφάλματα διορθωθούν (Atchison 2004).

Πέραν όμως των μονοχρωματικών εκτροπών, τα οπτικά συστήματα παρουσιάζουν και χρωματικές εκτροπές εξαιτίας της διασποράς του φωτός στα οπτικά μέσα. Τέτοιου τύπου εκτροπές, είναι η διαμήκης και η εγκάρσια χρωματική εκτροπή που θα αναλυθούν σε επόμενη παράγραφο.

### **1.3.1.1 ΜΕΤΡΙΚΕΣ ΤΗΣ ΟΠΤΙΚΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ**

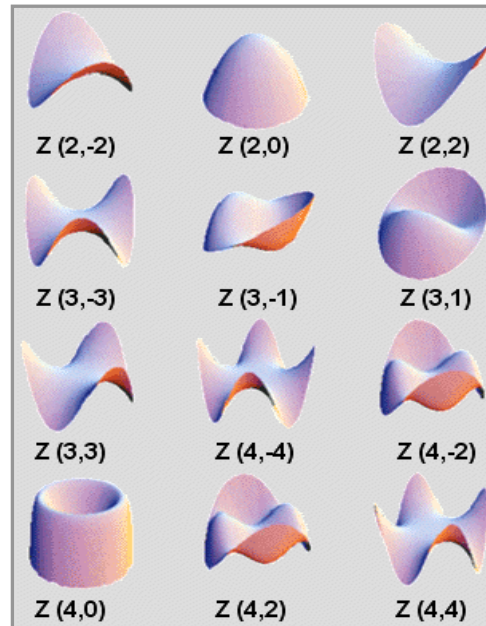
Τα πολυώνυμα **Zernike**, αναπτύχθηκαν από τον F.Zernike το 1930 και αποτελούν ορθογώνια, κανονικοποιημένα πολυώνυμα και είναι η βάση του χώρου των συνεχών συναρτήσεων που είναι ορισμένες μέσα στον μοναδιαίο κύκλο. Έτσι ένα σύνθετο, ανώμαλο μέτωπο κύματος, μπορεί να εκφραστεί σε κάθε απόκλιση του από το ιδανικό μέτωπο κύματος από τα πολυώνυμα Zernike και να παραχθεί ένα γραμμικό άθροισμα πολυωνύμων που αντιπροσωπεύουν χωριστά τους διαφόρους τύπους εκτροπών. Αυτοί οι συντελεστές Zernike, είναι γραμμικά ανεξάρτητοι και κατά συνέπεια οι συμβολές των επιμέρους εκτροπών σε μια γενική κυματομορφή, μπορούν να απομονωθούν και να υπολογισθούν χωριστά.

**Πολυώνυμα Zernike:**

$$W(\rho, \theta) = \sum_{n,m} C_n^m Z_n^m(\rho, \theta) \quad (1.3.1.1.a)$$

όπου  $C_n^m$  ο συντελεστής που προκύπτει από το ανάπτυγμα για το πολυώνυμο Zernike  $Z_n^m$

Οι μεταβλητές  $\rho$  και  $\theta$ , αντιπροσωπεύουν μεταβλητές του μετώπου κύματος, το οποίο θεωρείται σαν μια κυκλική επιφάνεια με ακτίνα ίση με τη μονάδα (μοναδιαίος κύκλος). Οι δύο αυτές μεταβλητές είναι ορθογώνιες συνεχώς μεταξύ τους μέσα στον μοναδιαίο κύκλο. Έχουν απλή περιστροφική συμμετρία που οδηγεί σε ένα πολυωνυμικό γινόμενο του τύπου  $R(\rho)G(\theta')$ , όπου  $G(\theta')$  είναι μία συνεχής συνάρτηση που επαναλαμβάνεται κάθε  $2\pi$  και ικανοποιεί την απαίτηση ότι περιστρέφοντας το σύστημα συντεταγμένων κατά γωνία  $\alpha$ , δεν αλλάζει η μορφή του πολυωνύμου που γίνεται  $G(\alpha+\theta')=G(\alpha)G(\theta')$ . Έτσι για κάθε εκτροπή υπάρχει ένα πολυώνυμο Zernike με διαφορετικό συντελεστή και για κάθε μέτωπο κύματος οι συνολικές εκτροπές, εκφράζονται με ένα συγκεκριμένο ανάπτυγμα Zernike, που δημιουργείται από το άθροισμα όλων των επιμέρους εκτροπών. Δημιουργείται λοιπόν, ο πίνακας πολυωνύμων όπου ο συντελεστής  $Z$  υψωμένος στον δείκτη  $n$  καθορίζει την τάξη της εκτροπής.



Σχήμα 1.3.1.1α: Γραφική αναπαράσταση των πολυωνύμων Zernike( $Z_n^m$ ) με βάση τους δείκτες  $n$ - ακτινικός όρος και  $m$ - γωνιακός όρος.

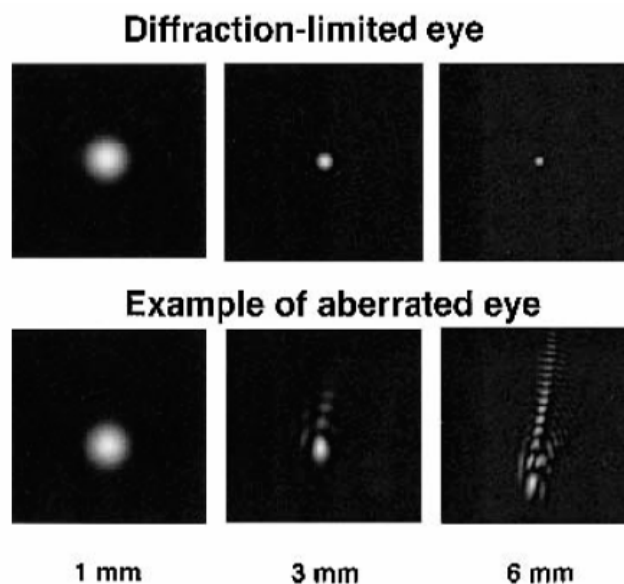
Για την αξιολόγηση των σφαλμάτων μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε η απευθείας τιμή του συντελεστή του πολυωνύμου Zernike που εκφράζει το μέγεθος του σφάλματος, είτε η τιμή του **Root Mean Square (RMS)**. Το RMS, είναι μία παράμετρος που χρησιμοποιείται για να εκφράσει το μέγεθος ενός οπτικού σφάλματος και αναφέρεται στην απόκλιση ενός οπτικού συστήματος από το ιδανικό. Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του RMS για ένα οπτικό σύστημα, τόσο περισσότερα είναι και τα οπτικά σφάλματα του συστήματος.

$$\text{Rms} = \sqrt{\sum_{n,m} C_n^{m2}} \quad (1.3.1.1b)$$

όπου  $C_n^m$  οι συντελεστές από τα πολυώνυμα Zernike

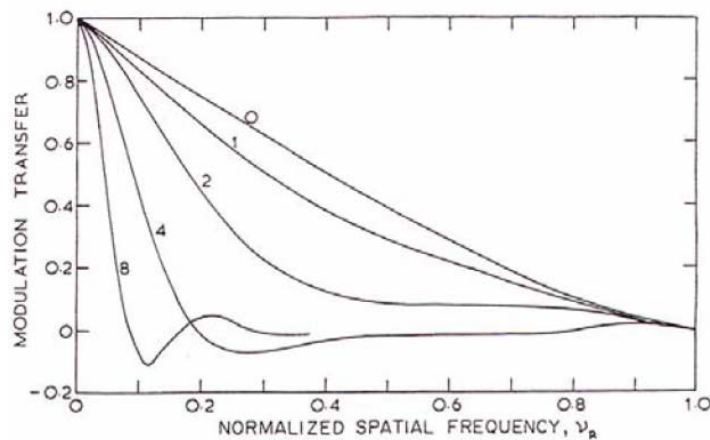
Εκτός από το RMS μία άλλη μετρική που χρησιμοποιείται για την έκφραση των εκτροπών, είναι η συνάρτηση διασποράς σημείου PSF(Point Spread Function). Η **συνάρτηση διασποράς σημείου PSF**, χρησιμοποιείται συχνά για να περιγράψει την απόδοση ενός οπτικού συστήματος. Εκφράζει την κατανομή της έντασης μιας σημειακής

πηγής, η οποία απεικονίζεται μέσω αυτού του οπτικού συστήματος. Η μορφή του PSF εξαρτάται από την περίθλαση, το defocus, τις εκτροπές και τη σκέδαση. Απουσία defocus, εκτροπών και σκέδασης, ονομάζεται **diffraction limited PSF**. Το PSF για ένα diffraction-limited οπτικό σύστημα, με ένα κυκλικό άνοιγμα είναι ο δίσκος Airy. Οι οπτικές εκτροπές και η σκέδαση, παράγουν ένα πιο διεσπαρμένο είδωλο της σημειακής πηγής. Στον οφθαλμό, οι μικρού μεγέθους κόρες (περίπου 1mm), παράγουν diffraction-limited PSFs ενώ στην περίπτωση μεγάλης κόρης, οι εκτροπές φαίνεται να αποτελούν την κυρίαρχη πηγή της υποβάθμισης του ειδώλου.

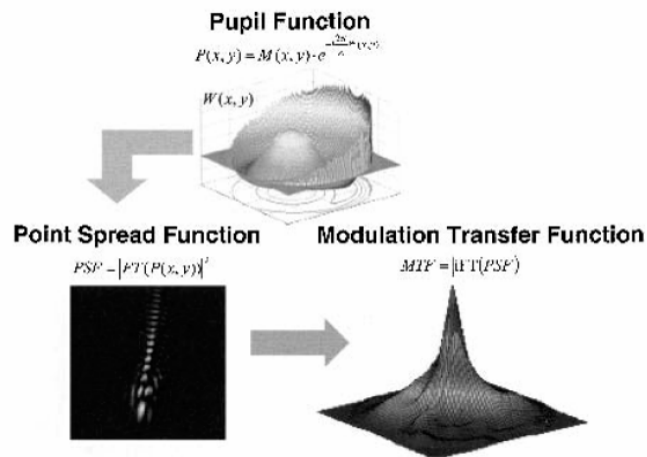


**Σχήμα 1.3.1.1.b:** PSF για τρία διαφορετικά μεγέθη κόρης για ένα σύστημα χωρίς εκτροπές(diffraction limited) και για ένα σύστημα με εκτροπές <sup>30,31</sup>

Ένα οπτικό σύστημα περιγράφεται επίσης και από την **Modulation Transfer Function (MTF)**. Αυτή εκφράζει την μείωση του ημιτονοειδούς contrast grating, συναρτήσεως της χωρικής συχνότητας(spatial frequency). Ο ανθρώπινος οφθαλμός, αποτελεί χαμηλής εισόδου φίλτρο( το contrast μειώνεται με την αύξηση της χωρικής συχνότητας), και το MTF γενικά διαφέρει για grating διαφορετικού προσανατολισμού. Το MTF υπολογίζει την υποβάθμιση της φωτεινής αντίθεσης λόγω των οπτικών του οφθαλμού.



Σχήμα 1.3.1.1.c: Module transfer function για ένα diffraction-limited οπτικό σύστημα με κυκλικό άνοιγμα, το οποίο δουλεύει σε μονοχρωματικό φως. (It suffers from the errors of focus indicated; defocus is expressed in Rayleigh, that is the number of quarter-wavelengths of wavefront aberration) <sup>30,31</sup>



Σχήμα 1.3.1.1.d: Μαθηματικές σχέσεις μεταξύ εκτροπών μετώπου κύματος, module transfer function και point spread function. Μαθηματικές σχέσεις επιτρέπουν τον άμεσο υπολογισμό των PSF και MTF από τις εκτροπές μετώπου κύματος. Το PSF είναι τετράγωνος συντελεστής του μετασχηματισμού Fourier και το MTF, είναι ο συντελεστής του αντίστροφου μετασχηματισμού Fourier του PSF. <sup>30,31</sup>

Η πιο γνωστή μετρική η οποία βασίζεται στο PSF, είναι το **Strehl ratio**. Εκφράζει, το μέγιστο της συνάρτησης διασποράς σημείου PSF σε σχέση με το diffraction-limited PSF για ίδιου μεγέθους κόρη, ή ισοδύναμα, το μέγεθος του MTF σε σχέση με το μέγεθος του

diffraction-limited MTF για ίδιου μεγέθους κόρες. Ένα σύστημα θεωρείται ως diffraction-limited εάν το strehl ratio είναι υψηλότερο από 0.8 (Rayleigh criterium).

$$E = (\text{max PSF σε σύστημα με εκτροπές}) / (\text{max PSF σε σύστημα δίχως εκτροπές}).$$

### **1.3.1.2 ΜΟΝΟΧΡΩΜΑΤΙΚΕΣ ΕΚΤΡΟΠΕΣ ΧΑΜΗΛΗΣ ΤΑΞΗΣ**

Ως μονοχρωματικές εκτροπές χαμηλής τάξης θεωρούνται, όπως προαναφέρθηκε, τα απλά διαθλαστικά σφάλματα (δεύτερης τάξης), δηλαδή το σφαιρώμα και ο αστιγματισμός. Η ύπαρξη αυτών των διαθλαστικών σφαλμάτων, έχει σαν συνέπεια την επίδρασή τους στην εστίαση των ακτινών πάνω στο κεντρικό βοθρίο και συνεπώς την θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου.

Για κάθε οφθαλμό, υπάρχει ένα σημείο στον χώρο από το οποίο οι προερχόμενες φωτεινές ακτίνες, διαθλώμενες από το οπτικό σύστημα του οφθαλμού, εστιάζονται στον αμφιβληστροειδή ενώ ο οφθαλμός βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας (άπω σημείο). Η θέση του σημείου αυτού με την παραπάνω ιδιότητα χαρακτηρίζει και την διαθλαστική κατάσταση του οφθαλμού. Στον εμμέτρωπα οφθαλμό, οι διαθλώμενες από το οπτικό σύστημα παράλληλες ακτίνες, εστιάζονται στον αμφιβληστροειδή, προερχόμενες από ένα σημείο που βρίσκεται θεωρητικά στο άπειρο. Το σημείο αυτό συμπίπτει με το άπω σημείο του εμμετρωπικού οφθαλμού. Στην περίπτωση όμως που το άπω σημείο δε βρίσκεται σε άπειρη απόσταση μπροστά από τον οφθαλμό, τότε ο οφθαλμός αυτός είναι αμετρωπικός.

#### **➔ Μυωπία**

Είναι η διαθλαστική ανωμαλία κατά την οποία ακτίνες φωτός, μετά την διάθλασή τους εστιάζονται σε κάποιο σημείο πριν τον αμφιβληστροειδή, με αποτέλεσμα το είδωλο του αντικειμένου, να μην απεικονίζεται ευκρινώς στον αμφιβληστροειδή. Αυτό οφείλεται, είτε σε πολύ μεγάλη διαθλαστική δύναμη (διαθλαστική μυωπία), είτε σε πολύ μεγάλο μήκος του οφθαλμού (αξονική μυωπία), είτε και στα δύο. Επειδή δεν είναι ορισμένη η τιμή που πρέπει να έχει ένας φυσιολογικός οφθαλμός, η μυωπία ορίζεται καλύτερα ως η

κατάσταση όπου δεν υπάρχει η φυσιολογική σχέση μεταξύ διαθλαστικής δύναμης και προσθοπίσθιου άξονα του οφθαλμού, με αποτέλεσμα η εστίαση μιας παράλληλης δέσμης που εισέρχεται στο μάτι, να πραγματοποιείται μπροστά από τον αμφιβληστροειδή.

Όπως γίνεται σαφές από τα παραπάνω, ένα μυωπικό μάτι δεν μπορεί να διακρίνει καθαρά τα μακρινά αντικείμενα. Το άπω σημείο στον μύωπα δε βρίσκεται στο άπειρο, όπως συμβαίνει στον εμμέτρωπα, αλλά σε κάποιο σημείο πλησιέστερα προς τον οφθαλμό. Για να έχουμε λοιπόν στην περίπτωση αυτή ευκρινή όραση ενός αντικειμένου, πρέπει να το πλησιάσουμε προς τον οφθαλμό σε κάποιο σημείο που ταυτίζεται με το άπω σημείο του μυωπικού οφθαλμού. Η απόσταση του άπω σημείου από τον οφθαλμό είναι αντιστρόφως ανάλογη με τον βαθμό της μυωπίας:

$$S = 1/D$$

όπου S απόσταση σε μέτρα και D ο βαθμός της μυωπίας.

#### ➔ **Υπερμετρωπία**

Είναι η διαθλαστική ανωμαλία κατά την οποία, όταν ο οφθαλμός βρίσκεται σε ηρεμία (χαλάρωση της προσαρμογής), δέσμη παράλληλων ακτινών εστιάζονται πίσω από τον αμφιβληστροειδή. Αυτό μπορεί να οφείλεται είτε σε πολύ μικρή διαθλαστική δύναμη (διαθλαστική υπερμετρωπία), είτε σε πολύ μικρό αξονικό μήκος (αξονική υπερμετρωπία). Συνεπώς, υπερμετρωπία μπορούμε να πούμε ότι, είναι η κατάσταση όπου δεν υπάρχει η φυσιολογική σχέση μεταξύ διαθλαστικής δύναμης και προσθοπίσθιου άξονα του οφθαλμού, με αποτέλεσμα μια παράλληλη δέσμη ακτινών να εισέρχεται στον οφθαλμό και να σχηματίζει εστία πίσω από τον αμφιβληστροειδή. Στην πραγματικότητα δε σχηματίζεται εστία, αφού παρεμβάλλεται ο αμφιβληστροειδής και η εστία καθορίζεται από την προς τα πίσω προέκταση των ακτινών.

Το υπερμετρωπικό μάτι δεν διακρίνει καθαρά ούτε τα μακρινά, ούτε τα κοντινά αντικείμενα, αφού η αποκλίνουσα δέσμη που αυτά στέλνουν στον οφθαλμό μετακινεί την εστία ακόμη πιο πίσω από τον αμφιβληστροειδή και έτσι μειώνεται ακόμη περισσότερο η ευκρίνεια την εικόνας. Η θέση του άπω σημείου στον υπερμέτρωπα βρίσκεται πίσω από τον οφθαλμό, στην θέση που θα εστίαζε η συγκλίνουσα δέσμη αν δεν παρεμβάλλονταν

ο οφθαλμός. Η απόσταση του σημείου αυτού από τον κερατοειδή, είναι αντιστρόφως ανάλογη προς τον βαθμό της υπερμετρωπίας. Μικρού βαθμού υπερμετρωπία, και ιδίως σε νεαρά άτομα, μπορεί να εξουδετερωθεί με την λειτουργία της προσαρμογής.

### ✚ **Αστιγματισμός**

Είναι η διαθλαστική ανωμαλία κατά την οποία η διαθλαστική ισχύς του διοπτρικού συστήματος αυτού, δεν είναι ίδια σε όλους τους μεσημβρινούς, με αποτέλεσμα να μην είναι δυνατή η εστίαση όλων των ακτινών σε ένα σημείο. Στην πλειοψηφία των περιπτώσεων, αυτή η ανωμαλία οφείλεται στη μη ομαλή κατασκευή της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή και πολύ σπάνια στον φακό.

Στον αστιγματισμό, ο κερατοειδής δεν δρα σαν σφαιρικός αλλά σαν σφαιροκυλινδρικός φακός. Μια παράλληλη δέσμη ακτινών περνώντας μέσα από τα διαθλαστικότερα μέσα ενός αστιγματικού ματιού δεν σχηματίζει μια εστία, αλλά διαμορφώνεται σε ένα κωνοειδές του Sturm. Έτσι, σχηματίζονται δύο εστιακές γραμμές κάθετες μεταξύ τους. Η πρώτη εστιακή γραμμή που σχηματίζεται, αντιστοιχεί στον διαθλαστικότερο μεσημβρινό του οπτικού συστήματος, ενώ η δεύτερη στον λιγότερο διαθλαστικό. Όταν ο διαθλαστικότερος (κυρτότερος) άξονας του οφθαλμού είναι ο κάθετος, ο αστιγματισμός ονομάζεται σύμφωνος με τον κανόνα, ενώ όταν ο διαθλαστικότερος άξονας είναι ο οριζόντιος, τότε ο αστιγματισμός ονομάζεται παρά τον κανόνα.

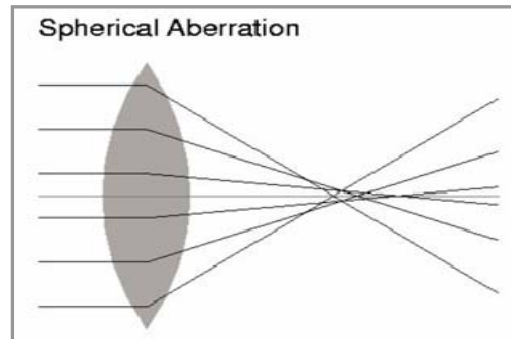
### **1.3.1.3 ΜΟΝΟΧΡΩΜΑΤΙΚΕΣ ΕΚΤΡΟΠΕΣ ΥΨΗΛΗΣ ΤΑΞΗΣ**

Ως μονοχρωματικές εκτροπές υψηλής τάξης θεωρούμε τις παραμορφώσεις όπως είναι η σφαιρική εκτροπή, ο αστιγματισμός, η κόμη, η καμπύλωση πεδίου, η παραμόρφωση κλπ. Όλες αυτές καθίστανται σημαντικές για το οπτικό σύστημα, εφόσον σε αυτό έχουν διορθωθεί τα απλά διαθλαστικά σφάλματα.



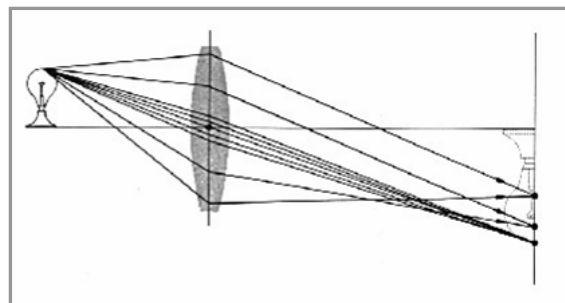
### ➤ Σφαιρική Εκτροπή

Είναι το φαινόμενο κατά το οποίο ακτίνες διαθλώμενες σε διαφορετικά σημεία μιας σφαιρικής επιφάνειας, τέμνουν τον οπτικό άξονα σε διαφορετικά σημεία. Δηλαδή, ακτίνες οι οποίες διέρχονται από την περιφέρεια του φακού, είναι πιο διαθλαστικές (μυωπικές) από τις κεντρικότερες ακτίνες. Σε αυτή την περίπτωση η τιμή της σφαιρικής εκτροπής είναι θετική, ενώ στην αντίθετη περίπτωση είναι αρνητική.



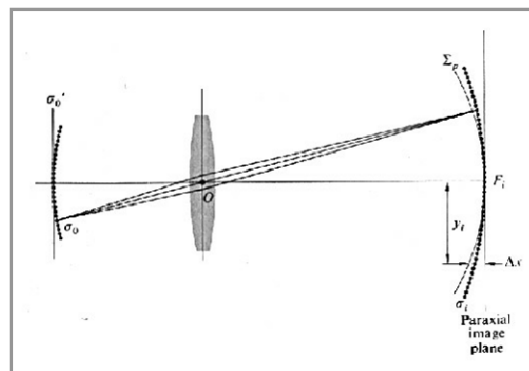
### ➤ Κόμη

Είναι το φαινόμενο κατά το οποίο δέσμη φωτός πέφτει σε έναν φακό παράλληλα με ένα δευτερεύοντα άξονά του και οι διαφορετικές ζώνες του φακού, δίνουν και διαφορετικές εστίες. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα, το είδωλο ενός σημείου που σχηματίζεται από ακτίνες που περνάνε από δευτερεύοντα άξονα, να αποτελείται από αλληλεπικαλυπτόμενους κύκλους, που παίρνουν το σχήμα κομήτη με φωτεινό κέντρο και λιγότερο φωτεινή ουρά.



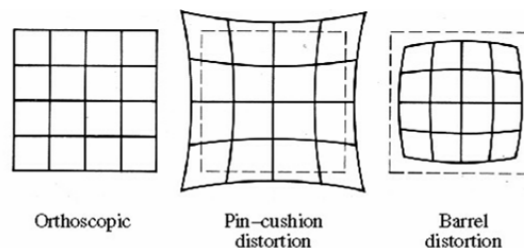
### ➤ Καμπύλωση Πεδίου

Όλα τα τμήματα ενός επίπεδου αντικειμένου δεν μπορεί να απέχουν εξίσου από μία σφαιρική διαθλαστική επιφάνεια. Σε ένα θετικό φακό, οι περιφερικές ακτίνες εστιάζονται πιο κοντά στο φακό και οι κεντρικές πιο μακριά. Έτσι, η εικόνα του αντικειμένου φαίνεται κυρτωμένη προς τα άκρα του φακού. Το αντίθετο συμβαίνει με έναν αρνητικό φακό. Η καμπύλωση αυτή του πεδίου έχει σαν αποτέλεσμα να μην είναι δυνατός ο σχηματισμός της εικόνας του αντικειμένου επάνω σε μία επίπεδη επιφάνεια. Προκειμένου να εστιαστούν ακριβώς όλα τα σημεία του αντικειμένου, η επιφάνεια πρέπει να είναι κυρτή.



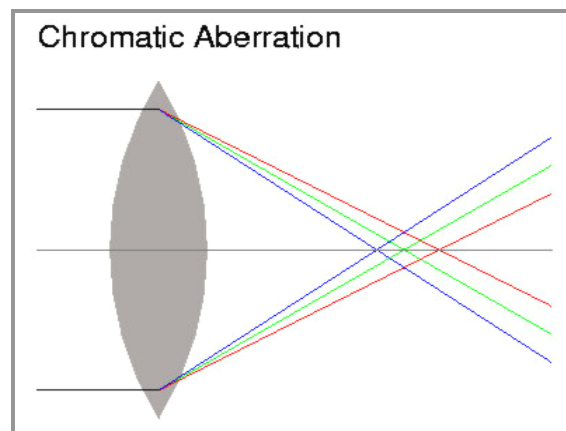
### ➤ Παραμόρφωση

Κατά την απεικόνιση των αντικειμένων, το είδωλο που προκύπτει παρουσιάζεται μεγεθυμένο ανάλογα με την απόστασή του από τον οπτικό άξονα. Η μεγέθυνση λοιπόν δεν είναι η ίδια στο κέντρο του φακού και στα άκρα του. Οι υψηλοί θετικοί φακοί μεγεθύνουν περισσότερο τα περιφερικά τμήματα ενός αντικειμένου, ενώ οι υψηλοί αρνητικοί φακοί τα σμικρύνουν.



### 1.3.2 ΧΡΩΜΑΤΙΚΕΣ ΕΚΤΡΟΠΕΣ

Χρωματική εκτροπή, είναι το φαινόμενο κατά το οποίο όταν προσπέσει πάνω σε έναν φακό παράλληλη δέσμη λευκού φωτός, τότε οι εξερχόμενες από τον φακό ακτίνες συγκλίνουν σε διαφορετικό σημείο ανάλογα με χρώμα τους. Διαφορετικού μήκους κύματος ακτίνες, διαπερνούν το σύστημα μέσω διαφορετικών οπτικών οδών. Χαμηλά μήκη κύματος (μπλε), εστιάζονται πλησιέστερα στον φακό δηλαδή διαθλώνται περισσότερο, ενώ υψηλού μήκους κύματος ακτίνες (κόκκινες), εστιάζονται μακρύτερα από τον φακό, δηλαδή διαθλώνται λιγότερο (Σχήμα 1.3.2.α). Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου, ενώ υπάρχει ένα σημείο που ονομάζεται κύκλος σύγχυσης στο οποίο η χρωματική εκτροπή ελαχιστοποιείται και στη θέση αυτή εμφανίζεται το πιο ευκρινές είδωλο.



Σχήμα 1.3.2α : Σχηματική απεικόνιση χρωματικής εκτροπής. Οι μπλε ακτίνες διαθλώνται περισσότερο από τις κόκκινες.<sup>32</sup>

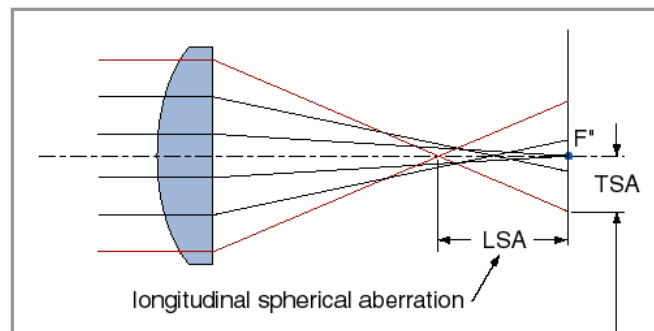
Στον κλάδο της οπτικής, χρωματική εκτροπή προκύπτει από το γεγονός ότι πολλά υλικά χαρακτηρίζονται από μεταβολή το δείκτη διάθλασης  $n$  ως προς το μήκος κύματος  $\lambda$ . Το γεγονός αυτό έχει σαν συνέπεια το διαχωρισμό του λευκού φωτός στις χρωματικές του συνιστώσες όταν διέλθει από ένα πρίσμα (Σχήμα 1.3.2.b).



**Σχήμα 1.3.2b: Χρωματική διασπορά του λευκού φωτός όταν διέλθει από πρίσμα**

Επειδή η εστιακή απόσταση  $f$  του φακού εξαρτάται από το δείκτη διάθλασης  $n$  και ο δείκτης διάθλασης εξαρτάται από το μήκος κύματος  $\lambda$ , προκύπτει ότι διαφορετικά μήκη κύματος θα εστιαστούν σε διαφορετικά σημεία (όσο μειώνεται το μήκος κύματος, τόσο ο δείκτης διάθλασης αυξάνεται).

Η χρωματική εκτροπή μπορεί να είναι διαμήκης (longitudinal), στην περίπτωση όπου διαφορετικού μήκους κύματος ακτίνες διαπερνούν το οπτικό σύστημα μέσω διαφορετικού οπτικού δρόμου και εστιάζονται σε διαφορετικό σημείο, είτε εγκάρσια (transverse or lateral), την οποία υφίστανται αντικείμενα που βρίσκονται παραξονικά εξαιτίας της μεγέθυνσης του φακού, η οποία ποικίλει ανάλογα με το μήκος κύματος.



**Σχήμα 1.3.2c: Σχηματική απεικόνιση αξονικής και εγκάρσιας χρωματικής εκτροπής.**

Η **αξονική χρωματική εκτροπή LCA** ή η διαφορά ισχύος μεταξύ του ιώδους και του ερυθρού μήκους κύματος, είναι κατά προσέγγιση ίση με  $F/V$ , όπου  $F$  είναι η ισχύς του φακού εκφρασμένη σε διοπτρίες και  $V$  ο αριθμός Abbe του υλικού.

Ο αριθμός Abbe ή  $V$ -value, εκφράζει το μέτρο της διασποράς ενός διαφανούς υλικού (μεταβολή του δείκτη διάθλασης, με το μήκος κύματος) σε σχέση με τον δείκτη διάθλασης. Τα οφθαλμικά ανατομικά στοιχεία, αποτελούνται στο μεγαλύτερο βαθμό τους από νερό του οποίου το Abbe number είναι περίπου 55. Έτσι η αξονική χρωματική εκτροπή μιας απλής επιφάνειας οφθαλμού διαθλαστικής ισχύος ίσης με +60 διοπτρίες, θα είναι ίση με 60/55 ή 1.00D. Στην περίπτωση αυτή, όταν η ισχύς του οφθαλμού αυξηθεί, η χρωματική εκτροπή θα αυξηθεί αναλογικά.

Ο ανθρώπινος οφθαλμός παρουσιάζει περίπου 2D αξονική χρωματική εκτροπή στην φασματική περιοχή που κυμαίνεται μεταξύ των 400nm και 700nm. Είναι εύκολο να παρατηρηθεί αξονική χρωματική εκτροπή, όταν μια μικρή πηγή λευκού φωτός παρατηρηθεί μέσω ενός κομματιού γυαλιού κοβαλτίου. Με τον τρόπο αυτό παρατηρούμε ότι μόνο το μπλε και το κόκκινο φως διαπερνούν το γυαλί και μάλιστα το μπλε εστιάζεται μπροστά από το κόκκινο φως. Εάν το φως βρίσκεται σε μεγάλη απόσταση, ένας εμμέτρωπας βλέπει έναν μοβ δίσκο επειδή το κόκκινο και το μπλε είδωλο είναι σχεδόν ίσα σε μέγεθος. Ένας μύωπας μετρίου βαθμού (~2D), βλέπει ένα είδωλο με κόκκινο κέντρο και μπλε δακτύλιο. Αντίστοιχα, ένας υπερμέτρωπας βλέπει ένα είδωλο με μπλε κέντρο που περιβάλλεται από κόκκινο δακτύλιο. Ένας ισχυρός θετικός ή ένας μικρής ισχύος αρνητικός φακός (αντίστοιχα για τον μύωπα), όταν τοποθετηθεί μπροστά από τον οφθαλμό, μειώνει τη διαφορά μεγέθους των δύο διαφορετικού χρώματος κύκλων και δίνει έναν μοβ κύκλο (κύκλος σύγχυσης) και έτσι διορθώνεται το διαθλαστικό σφάλμα.

**\* Ο αριθμός Abbe** καθορίζεται από την παρακάτω σχέση:

$$V = (n_D - 1) / (n_F - n_C)$$

όπου  $n_D$ ,  $n_F$  και  $n_C$  είναι οι δείκτες διάθλασης του υλικού για τα μήκη κύματος Fraunhofer D-, F- και C- (589.2nm, 486.1nm και 656.3nm αντίστοιχα). **Μικρή διασπορά του μέσου αντιστοιχεί σε μεγάλη τιμή V-value** (Διάγραμμα 1.3.2d). Οι αριθμοί Abbe χρησιμοποιούνται για την ταξινόμηση των γυαλιών και άλλων οπτικών διαφανών μέσων. Για παράδειγμα, τα flint γυαλιά έχουν  $V < 50$  και crown γυαλιά έχουν  $V > 50$ . Οι τυπικές τιμές

του V-value κυμαίνονται μεταξύ 20 για πολύ dense flint γυαλιά, γύρω στο 30 για πολυανθρακικά πλαστικά, πάνω από 65 για πολύ ελαφρά crown γυαλιά και πάνω από 85 για fluor-crown γυαλιά. Οι αριθμοί Abbe είναι χρήσιμοι για τον υπολογισμό της διασποράς του ορατού φωτός και των άλλων μηκών κύματος.

Εναλλακτικοί τύποι που χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό του Abbe number είναι:

$$V_d = (n_d - 1) / (n_F - n_C)$$

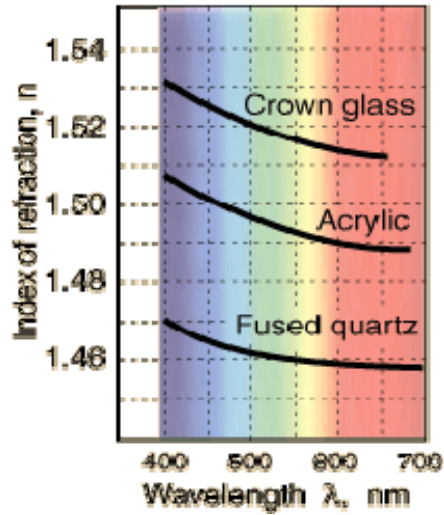
,  $V_d = (n_d - 1) / (n_F - n_C)$  , όπου  $n_d$ ,  $n_F$  και  $n_C$  είναι οι δείκτες διάθλασης του υλικού για διαφορετικά μήκη κύματος. Το  $n_d$  είναι ο δείκτης διάθλασης για την φασματική γραμμή του Helium-d (yellow - 587,6 nm καθώς και η σχέση:

$$V_e = (n_e - 1) / (n_{F'} - n_{C'})$$

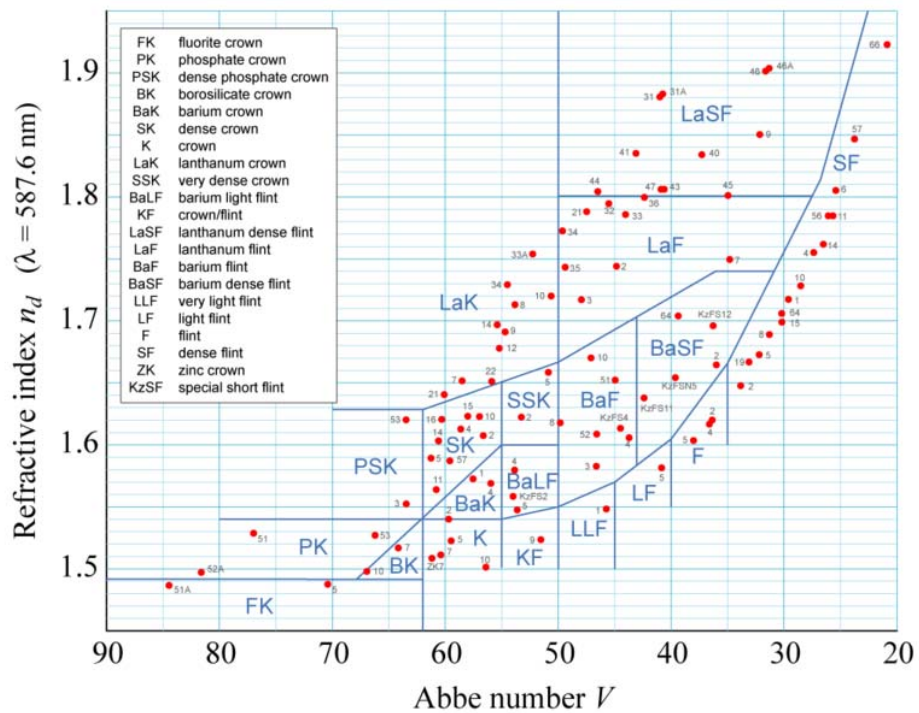
όπου  $n_e$  αντιστοιχεί στην γραμμή E- στα 546.073nm και  $F'$   $C'$  είναι η μπλε και κόκκινη φασματική γραμμή του cadmium στα 480.0nm και 643.8nm αντίστοιχα .

Το διάγραμμα Abbe (Διάγραμμα 1.3.2d), παράγεται με την χάραξη των αριθμών Abbe ( $V_d$ ) ενός υλικού συναρτήσει του δείκτη διάθλασής του  $n_d$ . Τα γυαλιά κατηγοριοποιούνται με τον τρόπο αυτό σύμφωνα με την σύνθεσή τους και την θέση τους στο διάγραμμα (μέσω ενός κωδικού letter-number από το Schott Glass κατάλογο, Πίνακας 1.3.2e). Οι αριθμοί Abbe χρησιμοποιούνται επίσης για τον υπολογισμό του απαραίτητου εστιακού μήκους των αχρωματικών doublet για την ελαχιστοποίηση της χρωματικής εκτροπής.

Ο πίνακας (1.3.2e) περιέχει τα συνηθέστερα μήκη κύματος για τα οποία καθορίζεται η τιμή του  $n$  σύμφωνα με τον τύπο του V-value. Για παράδειγμα το  $n_D$  υπολογίζεται στα 589.3nm



Σχήμα 2.3.2c: Τα περισσότερα υλικά εμφανίζουν υψηλό δείκτη διάθλασης για μικρά μήκη κύματος σε σχέση με μεγάλα  $\lambda$ .<sup>44</sup>



Διαγραμμα Abbe 1.3.2d: Αριθμοί Abbe συναρτήσεως των δεικτών διάθλασης διαφόρων γυαλιών (κόκκινες κουκίδες). Τα γυαλιά κατηγοριοποιούνται ανάλογα με το Schott Glass letter-number κωδικό που εκφράζει την σύσταση και τη θέση του καθενός στο διάγραμμα. Υψηλές τιμές V-value αντιστοιχούν σε μικρή διασπορά και αντιστροφήως.<sup>44</sup>

$\lambda$ in nm	Fraunhofer's symbol	Light source	Color
365.01	i	Hg	UV
404.66	h	Hg	violet
435.84	g	Hg	blue
479.19	F'	Cd	blue
486.13	F	H	blue
546.07	e	Hg	green
587.56	d	He	yellow
589.3	D	Na	yellow
643.85	C'	Cd	red
656.27	C	H	red
706.52	r	He	red
768.2	A'	K	red
852.11	s	Cs	IR
1013.98	t	Hg	IR

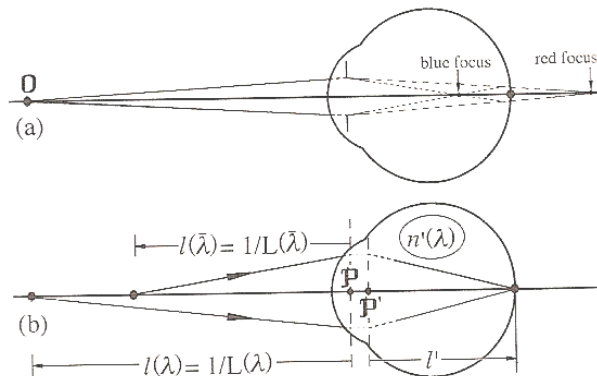
Πίνακας 1.3.2.e: Schott Glass catalogue. <sup>44</sup>

Η αξονική χρωματική εκτροπή μπορεί να εκφραστεί (Thibos et al.) είτε ως **chromatic difference of power**, εφόσον μπορεί να θεωρηθεί ως μεταβολή της διαθλαστικής δύναμης με το μήκος κύματος (μέσω του V-value), είτε ως **chromatic difference of refraction**, εφόσον μπορεί να εκφρασθεί σαν τη διαφορά του vergence της κλίσης του αμφιβληστροειδή, για ένα μήκος κύματος  $\lambda$  και ένα μήκος κύματος αναφοράς  $\lambda'$ . Συνεπώς ο υπολογισμός της chromatic difference of refraction μπορεί να γίνει σύμφωνα με τον τύπο:

$$RE(\lambda) = L(\lambda) - L(\lambda') \quad (1.3.2)$$

Στο σχήμα (1.3.2.f) απεικονίζεται ένας γενικός σχηματικός οφθαλμός και η αμφιβληστροειδική εστίαση, για μήκη κύματος  $\lambda$  και  $\lambda'$ . Αυτές οι κλίσεις σχηματίζονται σε απόσταση  $I(\lambda)$  και  $I(\lambda')$  από τον οφθαλμό. Αντικαθιστώντας αυτές τις κλίσεις με τα αντίστοιχα vergences  $L(\lambda)$  και  $L(\lambda')$  η chromatic difference of refraction δίνεται από τον ανωτέρω τύπο (1.3.2).





Σχήμα 1.3.2.f: Αξονική χρωματική εκτροπή - LCA

α) Γενική επίδραση της αξονικής χρωματικής εκτροπής

β) Μέτρηση της αξονικής χρωματικής εκτροπής σαν χρωματική μεταβολή της διάθλασης (chromatic difference of refraction) <sup>41</sup>

Η **εγκάρσια χρωματική εκτροπή TCA**, εκφράζεται σε διοπτρίες, και είναι περίπου ίση με  $P/V$ , όπου  $P(\Delta)$  είναι η πρισματική επίδραση του φακού στην κατεύθυνση της εστίασης (κάθετη απόσταση μεταξύ των σημειακών ειδώλων που σχηματίζονται για διαφορετικά μήκη κύματος). Η ακριβής τιμή της, ποικίλει ελαφρώς με τον τύπο του φακού. Σύμφωνα με τον κανόνα του Prentice μπορούμε να πούμε ότι ισχύει  $P = cF$ , όπου  $c$  cm είναι η απόκλιση από το κέντρο του οπτικού άξονα σε σχέση με το οπτικό κέντρο του φακού. Η TCA είναι επίσης ανάλογη με την ισχύς του φακού και αντιστρόφως ανάλογη του αριθμού Abbe. Έτσι μπορούμε να δούμε ότι γενικά και οι δύο τύποι χρωματικής εκτροπής, μπορούν να χειροτερέψουν όταν η ισχύς του φακού αυξάνεται ή όταν ο αριθμός Abbe μειώνεται.

Η TCA φαίνεται και στο σχήμα (1.3.2.g.(a)) για την περίπτωση όπου η κόρη του οφθαλμού είναι κεντροθετημένη και το σημείο Q (αντικείμενο) βρίσκεται εκτός του άξονα. Εξαιτίας της αξονικής χρωματικής εκτροπής, τα είδωλα (του σημείου Q) για διαφορετικά μήκη κύματος, εστιάζονται σε διαφορετικά σημεία σε σχέση με τον αμφιβληστροειδή. Επίσης, εξαιτίας του γεγονότος ότι η ισχύς P του οφθαλμού είναι μεγαλύτερη για μικρά μήκη κύματος, οι ακτίνες μικρού μήκους κύματος διαθλώνται περισσότερο σε σχέση με τις ακτίνες μεγάλου μήκους κύματος και συναντούν τον αμφιβληστροειδή σε σημείο πιο κοντά προς τον οπτικό άξονα.

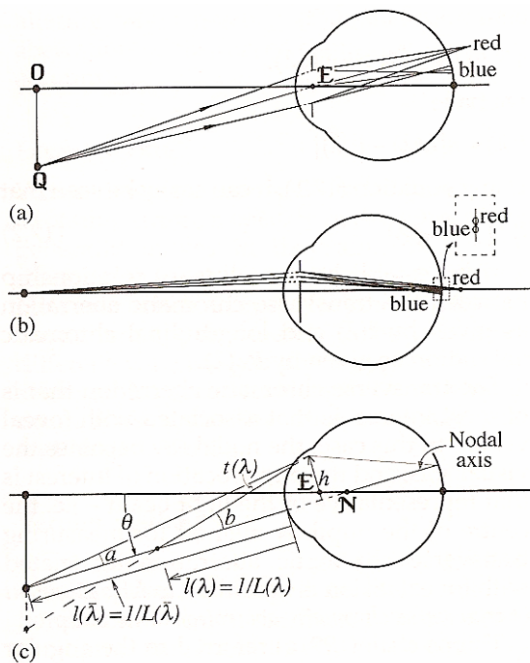
Στο σχήμα (1.3.2.g(b)) απεικονίζεται η εγκάρσια χρωματική εκτροπή για την περίπτωση όπου ένας η κόρη δεν βρίσκεται στο κέντρο του συστήματος και το σημείο Q βρίσκεται πάνω στον άξονα. Όπως συμβαίνει και στην LCA, και γενικά για τις μονοχρωματικές εκτροπές, η TCA θα πρέπει να υπολογισθεί εκτός του οφθαλμού. Αυτός ο υπολογισμός θα γίνει με βάση το σχήμα (1.3.2g(c)). Δύο ακτίνες, η μία μήκους κύματος  $\lambda$  και η άλλη μήκους κύματος  $\lambda'$ , ξεκινούν από διαφορετικά σημεία στον χώρο του αντικειμένου, αλλά διέρχονται από ένα κοινό σημείο στο επίπεδο της κόρης και καταλήγουν στον αμφιβληστροειδή. Από το σχήμα μπορούμε να δούμε ότι η TCA σχετίζεται με το ύψος  $h$  που εκφράζει την κάθετη απόσταση των ακτινών και η τιμή της εγκάρσιας χρωματικής εκτροπής δίνεται από τη σχέση:

$$t(\lambda) = b - a$$

όπου  $a$  και  $b$  είναι οι γωνίες που σχηματίζουν οι δύο ακτίνες με την νοητή ακτίνα στον χώρο του αντικειμένου. Επίσης από το σχήμα, προκύπτει ότι :

$a \approx hL(\lambda')$  και  $b \approx hL(\lambda)$ , οπότε έχουμε  $t(\lambda) \approx h [L(\lambda) - L(\lambda')]$  και από την σχέση (1.3.2)  $RE(\lambda) = L(\lambda) - L(\lambda')$ , καταλήγουμε στη γραμμική σχέση μεταξύ της LCA και της TCA :

$$t(\lambda) = h RE(\lambda)$$



**Σχήμα 1.3.2.g** <sup>41</sup>: Εγκάρσια χρωματική εκτροπή - TCA  
**a)** Κόρη στο κέντρο και σημείο - αντικείμενο εκτός άξονα.  
**b)** Κόρη εκτός κέντρου και αντικείμενο εντός άξονα.  
**c)** Μέτρηση εγκάρσιας χρωματικής εκτροπής στο επίπεδο του αντικειμένου.

Η εγκάρσια χρωματική εκτροπή αποδίδεται στο γεγονός ότι η ωχρά δεν βρίσκεται στον οπτικό άξονα. Ο Thibos et al.

αναφέρεται στην γωνιακή μέτρηση της εγκάρσιας χρωματικής εκτροπής ως **chromatic difference of position**.

### **1.3.2.1 ΤΡΟΠΟΙ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΤΩΝ ΧΡΩΜΑΤΙΚΩΝ ΕΚΤΡΟΠΩΝ**

Προκειμένου να υπολογισθεί η χρωματική εκτροπή διαφόρων οπτικών συστημάτων, έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές οι οποίες μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε υποκειμενικές (subjective) και αντικειμενικές (objective). Υποκειμενικές, θεωρούνται εκείνες κατά τις οποίες ο εξεταζόμενος κρίνει το αποτέλεσμα της μέτρησης, δηλαδή ποια είναι η καλύτερη εστίαση του συστήματος, ενώ στις αντικειμενικές μεθόδους, ο εξεταστής είναι εκείνος ο οποίος θα κρίνει ποια είναι η καλύτερη εστίαση, είτε πρόκειται για χειροκίνητο είτε για οπτικό σύστημα. Ακόμη, στην περίπτωση του αυτόματου οπτόμετρου, ο εξεταστής είναι εκείνος, ο οποίος θα κρίνει την ορθότητα της μέτρησης του οργάνου.

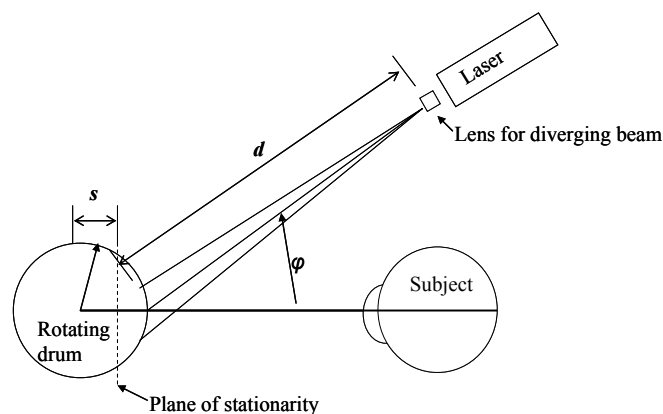
#### **1.3.2.1.1 ΜΕΘΟΔΟΙ ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΗΣ ΔΙΑΘΛΑΣΗΣ**

Στην κατηγορία αυτή ανήκουν οι τεχνικές Laser speckle καθώς και το οπτόμετρο Badal:

**Laser speckle optometry:** Όπως φαίνεται και στο σχήμα 1.3.2.1.1α, η διάταξη αυτή αποτελείται από ένα περιστρεφόμενο δίσκο (rotating drum), πάνω στον οποίο προσπίπτει δέσμη φωτός προερχόμενη από πηγή laser και παρουσιάζει διάχυτη ανάκλαση, με αποτέλεσμα ο παρατηρητής να βλέπει ένα pattern κοκίδωσης (speckle pattern). Αυτός ο σημειακός σχηματισμός, φαίνεται να κινείται στην ίδια ή διαφορετική κατεύθυνση με την κατεύθυνση κίνησης του δίσκου (drum). Η ανακλώμενη ακτίνα, παράγει ένα μεγάλο αριθμό διαμορφώσεων περίθλασης Fresnel σε διαφορετικές αποστάσεις από την ανακλαστική επιφάνεια, μία από τις οποίες αντιστοιχεί στον αμφιβληστροειδή. Εάν η διαμόρφωση που απευθύνεται στον αμφιβληστροειδή δεν είναι στην ανακλαστική επιφάνεια, κάθε κίνηση του δίσκου παράγει μια επίδραση παραλλαγής (parallax effect). Ο βαθμός κίνησης της σημειακής διαμόρφωσης, εξαρτάται από την θέση της ανακλώμενης επιφάνειας (drum), σε σχέση με τη θέση στην οποία ο οφθαλμός είναι εστιασμένος. Ο βαθμός της κίνησης αυξάνεται, καθώς αυξάνεται η διαφορά της

εστίασης και η κατεύθυνσή της εξαρτάται από την κατεύθυνσή της διαφοράς εστίασης - ένας μύωπας βλέπει τη σημειακή διαμόρφωση να κινείται στην αντίθετη κατεύθυνση με την κατεύθυνση κίνησης του δίσκου, ενώ ένας υπερμέτρωπας βλέπει τη διαμόρφωση να κινείται προς την ίδια κατεύθυνση με τον δίσκο. Όταν η ανακλαστική επιφάνεια (drum) και το επίπεδο εστίασης συμπίπτουν, η διαμόρφωση δεν φαίνεται να κινείται προς καμία κατεύθυνση. Όταν ο οφθαλμός εστιάζεται στον δίσκο, η διαμόρφωση τότε μόνο φαίνεται θολά.

Χρησιμοποιούνται λέιζερ διαφορετικών μηκών κύματος και η εστίαση επιτυγχάνεται για κάθε μήκος κύματος είτε στρέφοντας τον δίσκο, είτε με βοηθητικούς δοκιμαστικούς φακούς. Η διαφορά μεταξύ των δυο διαθλάσεων που λαμβάνεται για τα διαφορετικά μήκη κύματος, αντιστοιχεί στην αποκρινόμενη LCA.

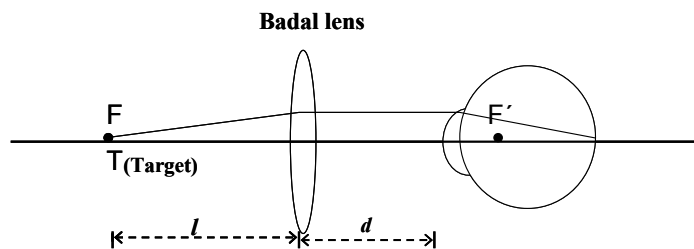


Σχήμα1.3.2.1.1α: 8.4 Σχηματική απεικόνιση του Laser optometer <sup>41</sup>

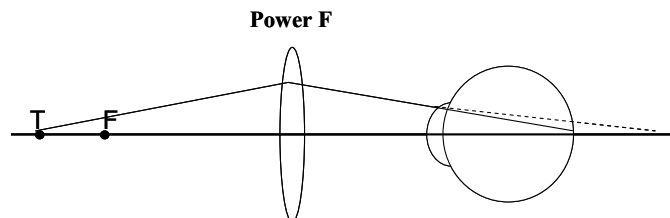
**Badal optometry:** Στόχος, ο οποίος φωτίζεται από ποικίλα μήκη κύματος, κινείται μπροστά από τον παρατηρητή μέχρι να κριθεί από εκείνον ότι είναι καλά εστιασμένος. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση του φακού Badal, πράγμα το οποίο σημαίνει ότι το είδωλο προβάλλει πάντα στην ίδια γωνία στον οφθαλμό και η χρωματική εκτροπή είναι γραμμικά συνδεδεμένη με την θέση του στόχου. Μια εναλλακτική κατασκευή της μεθόδου, είναι με τη χρήση δοκιμαστικών φακών διαφορετικής ισχύος στο ορατό φάσμα, αντί να μεταβάλλεται η θέση του στόχου.

Ένα οπτόμετρο αποτελείται καταρχήν από ένα στόχο, ο οποίος κινείται μπροστά από κατάλληλο οπτικό σύστημα, το οποίο τοποθετείται κοντά στον οφθαλμό. Ένα απλό λοιπόν οπτόμετρο, αποτελείται από ένα στόχο T και ένα απλό θετικό φακό. Το vergence του ειδώλου του φακού, εξαρτάται από τη θέση του στόχου. Ύστερα από την καθοδήγηση του εξεταστή, ο εξεταζόμενος κινεί τον στόχο T προς το φακό του οπτομέτρου, από ένα σημείο στο οποίο εμφανίζεται αρχικά θολωμένος (ο στόχος T), σε ένα σημείο όπου εμφανίζεται για πρώτη φορά με ευκρίνεια. Σε αυτό το σημείο λαμβάνεται το μέγεθος της διάθλασης. Εάν ο ασθενής είναι εμμέτρωπος με χαλαρή προσαρμογή, αυτό το σημείο βρίσκεται στο πρωτεύον εστιακό σημείο F του φακού, ενώ για την περίπτωση ενός μύωπα, το σημείο αυτό βρίσκεται σε πιο κοντινό σημείο.

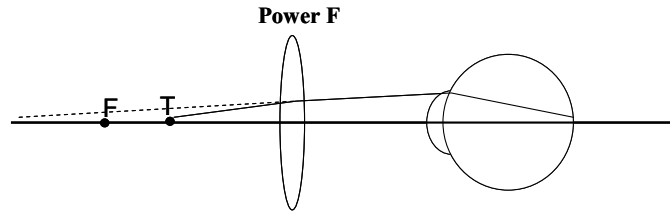
Στην περίπτωση αστιγματικού οφθαλμού, η διάθλαση μπορεί να βρεθεί χρησιμοποιώντας ένα στόχο που αποτελείται από γραμμές που ο σχηματισμός τους θυμίζει ανεμιστήρα και τότε ο εξεταζόμενος θα πρέπει να προσδιορίσει τις δύο θέσεις στις οποίες μία από τις γραμμές (οριζόντια ή κάθετη) είναι εστιασμένη.



Σχήμα 1.3.2.1.1b: Οπτόμετρο Badal για την περίπτωση Εμμέτρωπα <sup>41</sup>



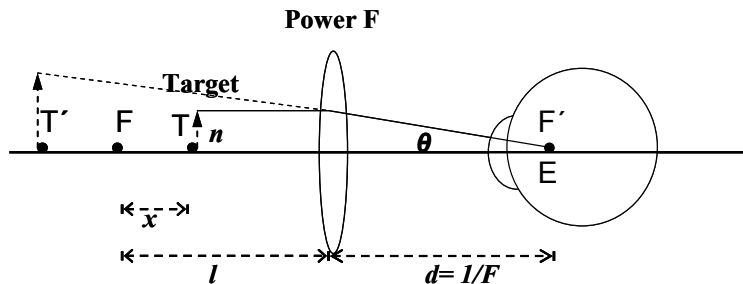
Σχήμα 1..3.2.1.1c : Οπτόμετρο Badal για την περίπτωση Υπερμέτρωπα <sup>41</sup>



Σχήμα 1.3.2.1.1d: Οπτόμετρο Badal για την περίπτωση Μύωπα <sup>41</sup>

Για το οπτόμετρο του σχήματος (1.3.2.1.1b),  $l$  είναι η ζητούμενη πιο μακρινή απόσταση στόχου-φακού,  $F$  είναι η διαθλαστική δύναμη του φακού και  $d$  είναι η απόσταση μεταξύ του φακού και του οφθαλμού. Το vergence του ειδώλου του φακού, υπολογίζεται στον οφθαλμό και εκφράζει το διαθλαστικό σφάλμα  $Re$ . Αυτό δίνεται από τη σχέση:

$$Re = (1 + lF) / [l(1 - dF) - d] \quad (1.3.2.1.1)$$



Σχήμα 1.3.2.1.1e : Οπτόμετρο Badal <sup>41</sup>

Το οπτόμετρο του σχήματος (1.3.2.1.1e), είναι ουσιαστικά το ίδιο με του σχήματος (1.3.2.1.1b) με την διαφορά ότι, ο οφθαλμός θα πρέπει να είναι τοποθετημένος στο δευτερεύον εστιακό σημείο  $F'$  του φακού. Στην περίπτωση αυτή, αν η απόσταση  $d$  αντικατασταθεί με το  $1/F$  τότε η παραπάνω σχέση (1.3.2.1.1) γίνεται :

$$Re = -(1 + lF)F \quad (1.3.2.1.1.a)$$

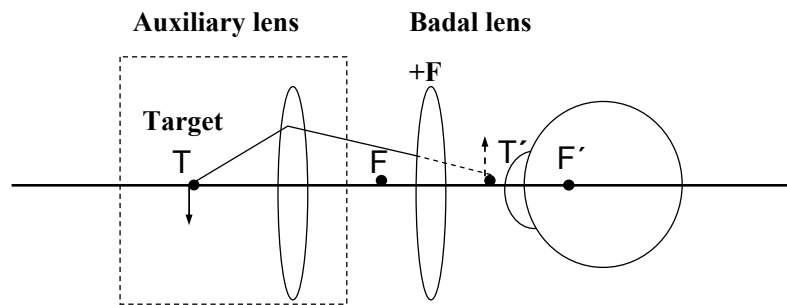
Μια εναλλακτική εκδοχή της σχέσης είναι η ακόλουθη:

$$Re = -xF^2 \quad (1.3.2.1.1. \beta)$$

όπου  $x$  είναι η μετατόπιση του στόχου από το εστιακό σημείο  $F$ .

Το οπτόμετρο Badal με απλό φακό μπορεί να μην ικανοποιεί της απαιτήσεις σε εύρος και απόσταση οφθαλμού – φακού. Ενώ δεν υπάρχει θεωρητικά ανώτατο όριο για το εύρος της υπερμετρωπίας, ο μέγιστος βαθμός μυωπίας συμβαίνει όταν ο στόχος  $T$  βρίσκεται πάνω στον φακό του οπτομέτρου. Για την θέση αυτή του στόχου, στην σχέση (1.3.2.1.1.α) θεωρούμε το  $l=0$  ή στη σχέση (1.3.2.1.1. β) ότι το  $x=-1/F$  και έτσι προκύπτει ότι η μέγιστη τιμή του διαθλαστικού σφάλματος για την περίπτωση αυτή είναι ίση με  $-F$ , δηλαδή ίση με την αρνητική τιμή της ισχύος του φακού Badal. Εάν αυξήσουμε αυτή τη δύναμη για να ενισχύσουμε το εύρος του οργάνου, προκύπτει μια αντίστοιχη μείωση στην απόσταση οφθαλμού – φακού  $1/F$ , πράγμα ανεπιθύμητο.

Το αρνητικό εύρος του οπτομέτρου Badal του τύπου όπου αναφέρθηκε παραπάνω, μπορεί να αυξηθεί με ποικίλες τροποποιήσεις. Ένα παράδειγμα είναι, προσθέτοντας ένα κινητό βοηθητικό σύστημα αποτελούμενο από στόχο και ένα θετικό φακό, το οποίο μπορεί να παράγει ένα νέο στόχο  $T'$  για τον φακό Badal (Σχήμα 1.3.2.1.1f).

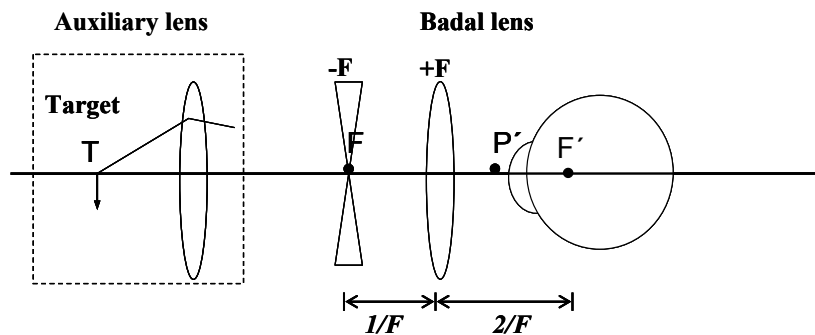


Σχήμα 1.3.2.1.1f: Οπτόμετρο Badal με ένα βοηθητικό φακό για να αυξηθεί το εύρος της αρνητικής ισχύος.<sup>41</sup>

Μια άλλη παραλλαγή του συστήματος προκύπτει με την χρήση ενός συστήματος Badal που αποτελείται από πολλούς φακούς (multi-lens). Ένα τέτοιο σύστημα αποτελεί ένα αντίστροφο σχέδιο του συστήματος telephoto των Gallagher-Citek. Το οπτόμετρο Badal, αποτελείται από ένα φακό ίσης σε τιμή και αντίθετης σε πρόσημο ισχύος, με ένα δεύτερο φακό τοποθετημένο μπροστά από τον φακό Badal (Σχήμα 1.3.2.1.1g). Καθώς η

ισοδύναμη δύναμη του συστήματος των δύο φακών διαθλαστικής ισχύος  $F_1$  και  $F_2$  που διαχωρίζονται από απόσταση  $t$ , δίνεται από τη σχέση  $F_1+F_2-tF_1F_2$ , η ισοδύναμη ισχύς της ρύθμισης με τον φακό Badal ισχύος  $F$ , είναι ίση με :

$-F+F-(1/F)(-F)F= F$  , που είναι η ίδια ισχύς με του φακού Badal. Το πίσω κύριο επίπεδο  $P'$  του συστήματος, βρίσκεται σε απόσταση  $1/F$  από τον φακό Badal. Για να τοποθετηθεί ο φακός Badal στο πίσω εστιακό σημείο του οφθαλμού, αυτό το σημείο θα πρέπει να βρίσκεται σε απόσταση  $2/F$  από τον φακό Badal. Το πλεονέκτημα ενός τέτοιου συστήματος, είναι ότι αυξάνει την απόσταση μεταξύ του οφθαλμού και του φακού Badal. Οι δύο φακοί δεν δίνουν αρνητικό εύρος vergence ,επειδή το μπροστά εστιακό σημείο  $F$  συμπίπτει με τον αρνητικό φακό, αλλά αυτό μπορεί να διορθωθεί στη συνέχεια χρησιμοποιώντας ένα κινητό βοηθητικό σύστημα όπως φαίνεται και στο Σχήμα(1.3.2.1.1g).

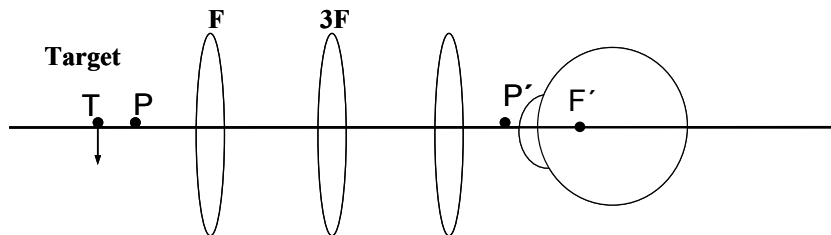


**Σχήμα1.3.2.1.1g:** Οπτόμετρο Badal με ένα δεύτερο βοηθητικό φακό ισοδύναμης ισχύος και αντίθετου πρόσημου από τον φακό Badal για να αυξήσει την απόσταση μεταξύ του φακού Badal και του οφθαλμού. Το βοηθητικό σύστημα χρειάζεται για να παράγει ένα αρνητικού εύρους vergence. <sup>41</sup>

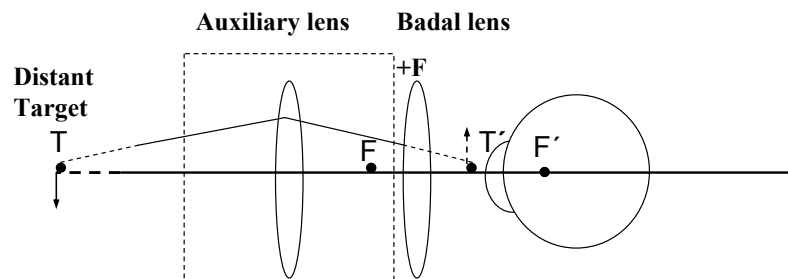
Μια άλλη λύση για να αυξηθεί το εύρος της αρνητικής ισχύος, είναι η χρήση συμμετρικού συστήματος, στο οποίο τα κύρια σημεία βρίσκονται εκτός του συστήματος όπως φαίνεται στο σχήμα (1.3.2.1.1h). Στο σύστημα Badal και τις παραλλαγές του που αναφέρθηκαν παραπάνω, ο στόχος θα πρέπει να βρίσκεται συνήθως κοντά στο μάτι. Αυτό απαιτεί το μέγεθος του στόχου να είναι μικρό. Η ανάπτυξη υπολογιστικών οθόνων προβολής, επιτρέπει την χρήση μεγαλύτερων στόχων. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί



χρησιμοποιώντας ένα σταθερό, απομακρυσμένο στόχο και ένα κινητό βοηθητικό σύστημα (σχήμα 1.3.2.1.1i). Η κλίμακα διακύμανσης των διοπτριών έχει γραμμική σχέση με την μετακίνηση του φακού.



Σχήμα: 1.3.2.1.1h : Σύστημα φακών Badal με εξωτερικά κύρια σημεία για να αυξήσει το εύρος του οπτομέτρου <sup>41</sup>



Σχήμα 1.3.2.1.1i : Οπτόμετρο Badal με απομακρυσμένο στόχο και κινητό βοηθητικό σύστημα φακών για να παρακαμφτεί το πρόβλημα της μικρής ανάλυσης σε οθόνες υπολογιστών. Η ισχύς των βοηθητικών φακών και το σήμα μπορούν να επιλεγούν σύμφωνα με το απαιτούμενο εύρος του διαθλαστικού σφάλματος. <sup>41</sup>

### 1.3.2.1.2 ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΙΚΗΣ ΔΙΑΘΛΑΣΗΣ

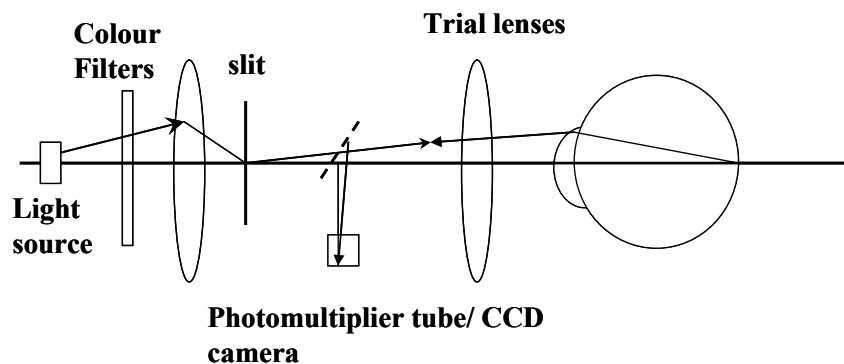
Στην κατηγορία αυτή ανήκουν οι τεχνικές monochromatic Retinoscopy καθώς και Double-pass system:

**Retinoscopy:** Το σύστημα που χρησιμοποιείται στη μέθοδο αυτή, απαρτίζεται από ένα επίπεδο κάτοπτρο, φακούς, οπτική ίνα για φωτισμό και φίλτρα παρεμβολής.

Σε αυτή τη μέθοδο, ο βυθός του οφθαλμού δρα σαν μια οθόνη γύρω από την οποία, μια κουκίδα ή λωρίδα φωτός κινείται κάμπτοντας μία διάταξη που ονομάζεται ρετινοσκόπιο

εμπρος - πίσω. Ο εξεταστής, παρακολουθεί το σχήμα και την κίνηση της κουκίδας του ανακλώμενου φωτός, μέσα στον οφθαλμό του ασθενή. Αυτή η κουκίδα είναι γνωστή ως reflex (ανάκλαση). Τοποθετώντας βοηθητικούς φακούς μπροστά από τον οφθαλμό του εξεταζόμενου, η ταχύτητα κίνησης της ανάκλασης μέχρι μια μέγιστη τιμή ταχύτητας η οποία όμως να είναι υπολογίσιμη. Αυτή η κατάσταση είναι γνωστή ως αντιστροφή. Σε αυτή τη θέση, ο βυθός του οφθαλμού του εξεταζόμενου, είναι ευθυγραμμισμένος με την οπή παρατήρησης του ρετινοσκοπίου, έτσι ώστε να υπάρχει ένα σχεδόν ακαριαίο κόψιμο της επιστρεφόμενης ακτίνας, η οποία εισάγεται στον οφθαλμό του εξεταστή, καθώς η ανακλώμενη ακίνα (reflex) κινείται στον βυθό του οφθαλμού του εξεταζόμενου.

**Double –pass system:** Το είδωλο μιας φωτεινής σχισμής προβάλλεται στον βυθό του οφθαλμού, ο οποίος ανακλά ένα ποσοστό του φωτός (Σχήμα1.3.2.1.2α). Ένα φανταστικό είδωλο σχηματίζεται εκτός του οφθαλμού και με την βοήθεια διορθωτικών φακών μπορεί να μειωθεί το πλάτος αυτού του ειδώλου, για τα διάφορα μήκη κύματος.



Σχήμα1.3.2.1.2α: Double –pass technique <sup>41</sup>

Ένα μηχάνημα σάρωσης διπλής εισόδου (double-pass scanning instrument) χρησιμοποιήθηκε για την μελέτη της σχέσης μεταξύ του μήκους κύματος, της διαθλαστικής διόρθωσης και της ποιότητας του αμφιβληστροειδικού ειδώλου.

Ένας λαμπτήρας λεπτών ινών, φωτίζει μία σχισμή ακριβείας και η επιθυμητή φασματική σύνθεση επιτυγχάνεται από με την εισαγωγή χρωματικών φίλτρων. Η σχισμή (object slit) παρατηρείται τότε από τον εξεταστή μέσω μιας τεχνητής κόρης (artificial pupil). Η εισαγωγή διορθωτικών φακών μικρής διαθλαστικής ισχύος μπροστά από τον οφθαλμό, επιτρέπει την εστίαση του ειδώλου της σχισμής (με σεβασμό στην παραλλαγή

του αμφιβληστροειδή). Εάν υποθεθεί ότι ο αμφιβληστροειδής δρα ως διάχυτος ανακλαστήρας, το είδωλο στον αμφιβληστροειδή αποτελεί ένα δευτερεύον, τυχαία φωτιζόμενο αντικείμενο. Έτσι προκύπτει ένα φανταστικό είδωλο στην σχισμή του scanner, μέσω του διορθωτικού φακού, του διαχωριστή της δέσμης (pellicle) και του κατόπτρου του scanner. Η σχισμή του scanner (scanner slit), είναι τοποθετημένη στην ίδια απόσταση από τον οφθαλμό όσο και η object slit. Η ταλάντωση του κατόπτρου σάρωσης στα 10Hz σε άξονα γύρω από το κέντρο του, προκαλεί μια παραλλαγή στο ρεύμα του φωτοπολλαπλασιαστή, ανάλογη προς την κατανομή του φωτός, στο είδωλο διπλής εισόδου (double-pass image) της σχισμής. Αυτή η μεταβολή, φαίνεται αδύνατο να προέλθει από ένα αδύναμο συνεχές ρεύμα το οποίο προέρχεται από διάχυτο φως. Ο υπολογισμός του μέσου όρου του σήματος μέσω πολλών κατόπτρων, επιτρέπει την επαναδημιουργία του double-pass ειδώλου με σημαντικά αναβαθμισμένη την αναλογία σήματος-θορύβου.

Για τον αντικειμενικό καθορισμό της βέλτιστης διάθλαση του ματιού για ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος, θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν ποικίλα κριτήρια, κανένα από τα οποία δεν συσχετίζεται απαραίτητως με την κρίση του εξεταζόμενου ή με την ευκρίνεια της εικόνας. Θα μπορούσαμε, παραδείγματος χάριν, να απαιτήσουμε να μεγιστοποιηθεί η ακτινοβολία στο κέντρο της αμφιβληστροειδικής line-spread function, ή εναλλακτικά η μεγιστοποίηση να πραγματοποιείται στη MTF για κάποια συγκεκριμένη χωρική συχνότητα. Εμείς στην περίπτωση αυτή, επιλέγουμε να χρησιμοποιήσουμε σαν δείκτη ποιότητας της αμφιβληστροειδικής εικόνας, το halfwidth της double-pass line-spread function, όπως μετριέται έξω από το μάτι. Ως βέλτιστη διαθλαστική διόρθωση για το φως του συγκεκριμένου φάσματος, λήφθηκε εκείνη που παρήγαγε το ελάχιστο halfwidth για αυτήν την spread function.

### **1.3.2.1.3 ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΤΗΣ ΧΡΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΚΤΡΟΠΗΣ**

Στο διάγραμμα του σχήματος 17.5 <sup>41</sup>, απεικονίζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων όπως προκύπτουν από τις αντικειμενικές μεθόδους μέτρησης της χρωματικής εκτροπής. Αυτά τα αποτελέσματα αναφέρονται σε μετρήσεις που έχουν γίνει για οφθαλμούς με χαμηλό επίπεδο προσαρμογής ή έπειτα από κυκλοπληγία. Τα δεδομένα αυτά έχουν συλλεχθεί για κοινό μήκος κύματος αναφοράς 589nm. Στο σχήμα

αποτυπώνονται τα αποτελέσματα για ένα οπτικό μοντέλο οφθαλμού, το οποίο είναι γεμισμένο με νερό (Water eye) και ένα άλλο μοντέλο οφθαλμού το Chromatic eye.

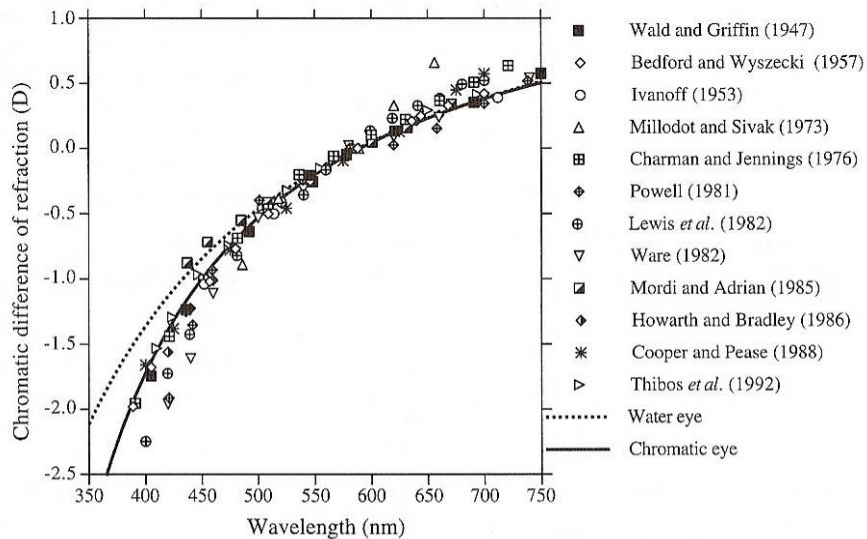


Figure 17.5. Results of experimental studies of chromatic difference of refraction as a function of wavelength. Also shown are the results for an Emsley reduced eye filled with water (Water eye) and the Chromatic eye. Data for Figure 6 of Thibos *et al.* (1992) kindly provided by Larry Thibos, and with permission from The Optical Society of America.

Εκείνο που μπορεί να παρατηρηθεί, είναι ότι υπάρχει μία διακύμανση της τιμής της χρωματικής εκτροπής της τάξης των 2,1D μεταξύ των 400 και 700nm. Παρ' όλη τη χρήση μεγάλου αριθμού τεχνικών για την μέτρηση της χρωματικής εκτροπής, παρατηρείται μικρή ποικιλομορφία μεταξύ των αποτελεσμάτων των αντικειμενικών μετρήσεων. Μόνο η τεχνική του laser speckle έδωσε μια διακύμανση της χρωματικής εκτροπής της τάξεως  $1,87 \pm 0,26D$  στο οπτικό φάσμα μεταξύ 488 και 633nm. Τα αποτελέσματα αυτά ήταν πολύ διαφορετικά από των άλλων μετρήσεων. Οι διαφορές μεταξύ των αποτελεσμάτων των διαφόρων εξεταζόμενων (subjects) για κάθε τύπο μέτρησης, ήταν πολύ μικρές. Οι μικρές αυτές διαφορές, έρχονται σε αντίθεση με την μεγάλη διακύμανση των μονοχρωματικών εκτροπών που υπήρχαν στα διάφορα δείγματα (ασθενείς). Η μικρή ποικιλία που εμφανίζεται στις τιμές της χρωματικής εκτροπής, οφείλεται στο γεγονός ότι το κύριο διαθλαστικό μέσο του οπτικού συστήματος είναι το νερό, του οποίου η διασπορά δεν μπορεί να ποικίλει μεταξύ των δειγμάτων.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2<sup>ο</sup>

### 2.1 ΚΡΥΣΤΑΛΛΟΕΙΔΗΣ ΦΑΚΟΣ

#### 2.1.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΦΑΚΟΥ

Ο κρυσταλλοειδής φακός είναι μια αμφίκυρτη ανάγγειος δομή που βρίσκεται σε επαφή με της προεκβολές του ακτινωτού σώματος, την ίριδα προς τα εμπρός και το υαλοειδές σώμα προς τα πίσω. Ο φακός συγκρατείται στη θέση του από το κυκλικό σώμα με τη ζώνη του Zinn. Η ζώνη του Zinn, αποτελείται από ένα σύνολο λεπτών ακτινοειδώς διατεταγμένων κολλαγόνων ινών, που ξεκινούν από το επιθήλιο των ακτινοειδών προβολών και καταλήγουν στο περιφάκιο. Αυτές έχουν την ικανότητα να μεταδίδουν τη δύναμη που προκαλείται από τη σύσπαση του ακτινωτού σώματος στο περιφάκιο και να ασκούν ελαστική τάση σε αυτό, προκαλώντας αλλαγή του σχήματος του φακού, απαραίτητη προϋπόθεση για την διαδικασία της προσαρμογής.

Ως ζωντανός μεταβολικά και ενεργός ιστός, ο φακός πρέπει να καλύψει της μεταβολικές του απαιτήσεις για να διατηρήσει την διαφάνειά του. Οι απαραίτητες για τον μεταβολισμό του ουσίες, προέρχονται από το υδατοειδές υγρό και το υαλοειδές, ενώ άχρηστα προϊόντα του μεταβολισμού απομακρύνονται μέσω των ιδίων δομών του οφθαλμού.

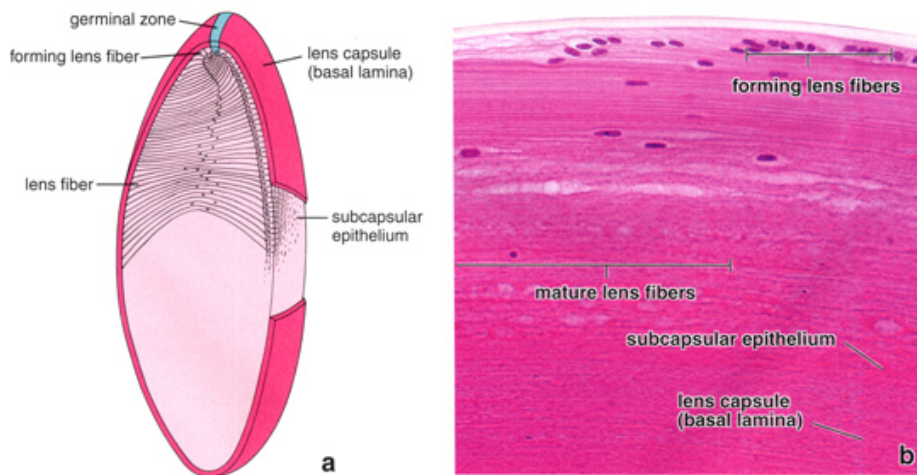
Οποιοδήποτε αίτιο επηρεάζει την ομοιοστασία του φακού, προκαλεί βιολογικές μεταβολές που καταλήγουν στη δημιουργία θολώσεων, δηλαδή καταρράκτη, ο οποίος αποτελεί την κυρίαρχη οντότητα στην παθολογία του φακού.

Ανατομικά ο φακός αποτελείται από τρία μέρη:

➔ **Το περιφάκιο:** Ελαστική, παχιά, διαφανή κάψα που περιβάλλει τον φακό και διακρίνεται στο πρόσθιο και οπίσθιο περιφάκιο. Το πρόσθιο περιφάκιο είναι η βασική μεμβράνη του φακικού επιθηλίου, καθώς και η παχύτερη βασική μεμβράνη του ανθρώπινου σώματος.

➤ **Επιθήλιο του φακού :** Απαλείφει την οπίσθια επιφάνεια του πρόσθιου περιφακίου, είναι μονόστιβο κυβοειδές επιθήλιο που εκτείνεται μέχρι τον ισημερινό. Το οπίσθιο περιφάκιο στερείται επιθηλίου.

➤ **Ιδίως ουσία του φακού:** Αποτελείται από το σύνολο των φακικών ινών και χωρίζεται σε πυρήνα και φλοιό.



Σχήμα 2.1.1α: Σχηματική απεικόνιση κρυσταλλοειδούς φακού

Ο φακός εμφανίζει **δύο επιφάνειες** (την πρόσθια και την οπίσθια), τον **ισημερινό** και της **δύο πόλους**. Το κέντρο της πρόσθιας επιφάνειας καλείται πρόσθιος πόλος του φακού και το κέντρο της οπίσθιας, οπίσθιος πόλος του φακού. Η νοητή γραμμή που συνδέει τους δύο πόλους καλείται προσθοπίσθιος άξονας του φακού και αντιστοιχεί στο πάχος αυτού. Η πρόσθια επιφάνεια είναι λιγότερο κυρτή από την οπίσθια.

Χαρακτηριστικό του κρυσταλλοειδούς φακού είναι, ο **δείκτης διάθλασης** του που δεν είναι ομοιογενής σε όλη την έκτασή του. Φυσιολογικά είναι μεγαλύτερος στο κέντρο του φακού περίπου ίσος με 1,406 και μειώνεται σταδιακά στην περιφέρεια έως 1,386. Στην περιοχή του πυρήνα του φακού, ο δείκτης διάθλασης είναι σχεδόν σταθερός, με τις σημαντικότερες μεταβολές να λαμβάνουν χώρα στο φλοιό. Αυτή η διαφοροποίηση του δείκτη διάθλασης του φακού έχει σαν αποτέλεσμα την σταδιακή και συνεχή διάθλαση των εισερχόμενων ακτινών στον οφθαλμό, μειώνοντας έτσι τις σφαιρικές εκτροπές και συμμετέχοντας με τον τρόπο αυτό στην βελτίωση της ποιότητας των αντιλαμβανόμενων

εικόνων από τον οφθαλμό, καθώς λόγω της σφαιρικής εκτροπής οι ακτίνες από την περιφέρεια του φακού θα εστιάζονταν νωρίτερα σε σχέση με αυτές από το κέντρο.

Ένα επιπλέον χαρακτηριστικό, είναι η **φασματική απορρόφηση** που εμφανίζει για μικρά μήκη κύματος, όπως το μπλε, γεγονός το οποίο μειώνει και τις χρωματικές εκτροπές, δηλαδή εκείνες που προκαλούν ένα οπτικό σύστημα να εστιάζει σε διαφορετικά σημεία τις ακτίνες φωτός οι οποίες παρουσιάζουν διαφορετικό μήκος κύματος.

### **2.1.2 ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΕΞΕΛΙΞΗ ΤΟΥ ΦΑΚΟΥ**

Ο φακός κατά την εμβρυική ηλικία είναι σφαιρικός. Μετά την γέννηση αποπλατώνεται προοδευτικά για να πάρει την τελική μορφή του κατά την ενηλικίωση. Στο στάδιο αυτό η **ακτίνα καμπυλότητας** της πρόσθιας επιφάνειας του φακού είναι 10mm, ενώ της οπίσθιας επιφάνειας 6mm. Η ακτίνα καμπυλότητας όπως συμπεραίνουμε, τόσο της πρόσθιας όσο και της οπίσθιας επιφάνειας, μειώνεται με διαφορετικό ρυθμό, οπότε ο φακός γίνεται πιο κυρτός και αποκτά μεγαλύτερη διοπτρική ισχύ. Το **πάχος** του φακού στην ηλικία των 40-45 ετών είναι 4mm και αυξάνεται με την πάροδο της ηλικίας. Η **διάμετρος** αυξάνεται κατά 0.02mm ανά έτος έως την ηλικία των 80 ετών και στον ισημερινό η διάμετρος είναι 9mm στον ενήλικα.

Βασιζόμενοι στο αυξανόμενο πάχος και την μείωση των ακτινών καμπυλότητας του κρυσταλλοειδή φακού με την πάροδο της ηλικίας, θα περίμενε κανείς ότι ο οφθαλμός θα είχε την τάση όσο αυξάνεται η ηλικία, να γίνεται πιο μυωπικός. Παρόλα αυτά έχει βρεθεί ότι υπάρχει η τάση, όσο αυξάνεται η ηλικία, να παρατηρείται μετατόπισή του προς την υπερμετρωπία, περίπου 2D μεταξύ 30 και 60 ετών (**Lens Paradox**). Αυτό το παράδοξο φαινόμενο δεν έχει μέχρι σήμερα εξηγηθεί απόλυτα. Μία πιθανή εξήγηση που έχει δοθεί είναι ότι, με την πάροδο της ηλικίας υπάρχει η τάση για μείωση του αξονικού μήκους του ματιού, ενώ μία άλλη εξήγηση είναι η ηλικιακή μεταβολή της κατανομής του δείκτη διάθλασης του φακού.

Επιπλέον, ένα άλλο χαρακτηριστικό του κρυσταλλοειδούς φακού είναι ότι πρόκειται για ένα συγκλίνων φακό πολλών διοπτριών. Η διαθλαστική του δύναμη δεν είναι σταθερή σε όλη τη διάρκεια της ζωής του ανθρώπου. Στο νεογέννητο βρέφος είναι 34,4D κατά μέσο όρο. Η μεγαλύτερη μείωση συμβαίνει στα δύο πρώτα χρόνια μετά τη γέννηση. Η

μεγάλη αυτή μεταβολή συμπαρασύρει σε αντίστοιχη αλλαγή την τελική διάθλαση του ματιού, γιατί ταυτόχρονα διαφοροποιούνται και οι παράμετροι της διάθλασης.

Δομές Φακού	Ηλικία (έτη)	20	40	60
Βάθος πρόσθιου θαλάμου (mm)		3,38	3,12	2,86
Καμπυλότητα πρόσθιας επιφάνειας φακού (mm)		14,735	12,655	10,575
Καμπυλότητα οπίσθιας επιφάνειας φακού (mm)		-8,419	-8,119	-7,819
Διάμετρος φακού – πάχος (mm)		3,72	3,98	4,24
Δείκτης διάθλασης φακού		1,4506	1,4398	1,428

**Πίνακας: Ηλικιακές μεταβολές της δομής του κρυσταλλοειδή φακού. <sup>38</sup>**

Μεταβολές της διάθλασης του ματιού μπορούν να προκληθούν και από άλλες αιτίες εκτός από την ηλικία. Σε αυτές περιλαμβάνονται διάφορες παθήσεις, ο σακχαρώδης διαβήτης, οι οφθαλμικές, ο καταρράκτης, καθώς και η χρήση μιας σειράς φαρμάκων.

## **2.1.3 ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ**

### **2.1.3.1 ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗΣ**

Προσαρμογή, είναι ένα φαινόμενο αντανακλαστικό το οποίο εκλύεται όταν το σχηματιζόμενο αντικείμενο στον αμφιβληστροειδή δεν είναι σαφές (φλοιώδες αντανακλαστικό). Ο οφθαλμός όταν κοιτάζει ένα αντικείμενο που βρίσκεται μακριά, βλέπει εκ κατασκευής ευκρινώς (εμμετροπικός οφθαλμός). Όταν όμως κοιτάζει ένα αντικείμενο που βρίσκεται σε μικρή απόσταση, για να δημιουργηθεί ένα σαφές είδωλο στον αμφιβληστροειδή, ο φακός παρουσιάζει την ικανότητα να αλλάζει τη διαθλαστική δύναμη του οφθαλμού και να εστιάζει σε κοντινά αντικείμενα.

Η γνώση που υπάρχει σήμερα σχετικά με τον μηχανισμό της προσαρμογής, στηρίζεται στη **θεωρία του Helmholtz** : **“Κατά την προσαρμογή ο ακτινωτός μυς συσπάται, μειώνοντας τη διάμετρο της ακτινωτής απόφυσης, με αποτέλεσμα να**



**υποχωρεί η πίεση στις ίνες της ζιννείου ζώνης, οι οποίες χαλαρώνουν**". Έτσι, το ελαστικό περιφάκιο και ο φακός ανακτούν την φυσιολογική τους, πιο κυρτή μορφή, δηλαδή αυξάνεται η κυρτότητα της πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας (μείωση ακτίνας καμπυλότητας), αυξάνεται το πάχος του φακού ενώ η πρόσθια επιφάνεια μετατοπίζεται προς τα εμπρός, πλησιάζοντας τον κερατοειδή. Όταν η προσαρμογή χαλαρώνει, ο ισθημερινός του φακού μετακινείται προς τον σκληρό.

Το **εύρος προσαρμογής** επηρεάζεται από την ηλικία. Φτάνει στη μέγιστη τιμή του κατά την δεύτερη δεκαετία της ζωής και σταδιακά μειώνεται και φτάνει στο μηδέν σχεδόν στη μέση της έκτης δεκαετίας. Αλλαγές συμβαίνουν και της κρυσταλλίνες του φακού που εξαρτώνται από την ηλικία, επιφέροντας προοδευτικό κιτρίνισμα του πυρήνα του φακού, γεγονός που έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία καταρράκτη, τον οποίο θα συζητήσουμε παρακάτω.

Η προσαρμοστική ικανότητα ποικίλλει ανάλογα με την ηλικία. Αυτή μπορεί να εκφραστεί ως διοπτρική μεταβολή της δύναμης του φακού (ενίσχυση προσαρμογής) ή ως η απόσταση μεταξύ άπω και εγγύς σημείου του οφθαλμού (εύρος προσαρμογής). Το μέγιστο ποσό προσαρμογής που μπορεί της οφθαλμός να επιτύχει ονομάζεται εύρος προσαρμογής. Για έναν εμμέτρωπα, το εύρος προσαρμογής εκτείνεται από το άπειρο μέχρι την πιο κοντινή απόσταση που μπορεί να διακρίνει καθαρά ένα γράμμα. Για παράδειγμα, αν το κοντινό σημείο είναι στα 25cm, το εύρος προσαρμογής είναι 4D, δηλαδή το αντίστροφο της απόστασης σε μέτρα. Τα όρια μεταξύ των οποίων εκτείνεται η προσαρμογή, ονομάζονται απώτερο και εγγύς σημείο προσαρμογής και καθορίζονται από τη διάθλαση του ματιού.

### **2.1.3.2 ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ ΓΕΝΙΚΑ**

Στον εμμετρικό οφθαλμό, δέσμη παράλληλων φωτεινών ακτινών που προέρχονται από το άπειρο εστιάζονται επί του αμφιβληστροειδούς αφού διαθλαστούν από το διοπτρικό σύστημα. Αυτό σημαίνει, ότι ο εν λόγω οφθαλμός βλέπει καθαρά ένα αντικείμενο που βρίσκεται στο άπειρο, πρακτικά πέρα των πέντε μέτρων. Εάν το ίδιο αντικείμενο έρθει σε κοντινή απόσταση, για να σχηματιστεί και το είδωλό του στον

αμφιβληστροειδή, πρέπει ο οφθαλμός να αυξήσει κατά κάποιο τρόπο την διαθλαστική ισχύ.

Η ικανότητα αυτή του οφθαλμού, έχει ως αποτέλεσμα να αυξάνει τη συνολική διαθλαστική του ισχύ, ώστε να εξασφαλίζεται κάθε φορά η κοντινή ευκρινής όραση.

Είναι σκόπιμο στο σημείο αυτό να αναφερθούμε λεπτομερέστερα στην έννοια των όρων : άπω σημείο και εγγύς σημείο ευκρινούς όρασης.

**Άπω σημείο:** είναι το πιο μακρινό σημείο στο οποίο ο οφθαλμός μπορεί να βλέπει αντικείμενα ευκρινώς χωρίς προσαρμογή.

Ακτίνες που προέρχονται από το άπω σημείο και προσπίπτουν στον οφθαλμό, μετά την διάθλασή της, εστιάζονται επί του αμφιβληστροειδή. Για τον εμμέτρωπα οφθαλμό το άπω σημείο βρίσκεται στο άπειρο, για τον μυωπικό οφθαλμό σε κάποιο πεπερασμένο σημείο πλησιέστερα των πέντε μέτρων και στον υπερμέτρωπα είναι φανταστικό και βρίσκεται πίσω από τον οφθαλμό.

**Εγγύς σημείο:** είναι το πιο κοντινό σημείο στο οποίο ο οφθαλμός μπορεί να βλέπει καθαρά ένα αντικείμενο χρησιμοποιώντας την μεγαλύτερη προσαρμογή που μπορεί να κάνει. Δεν υπάρχει δυνατότητα ευκρινούς όρασης για δεδομένο οφθαλμό όταν το αντικείμενο βρίσκεται πλησιέστερα απ' ότι το εγγύς σημείο.

## **2.1.4 ΚΑΤΑΡΡΑΚΤΗΣ**

### **2.1.4.1 ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΚΑΤΑΡΡΑΚΤΗ**

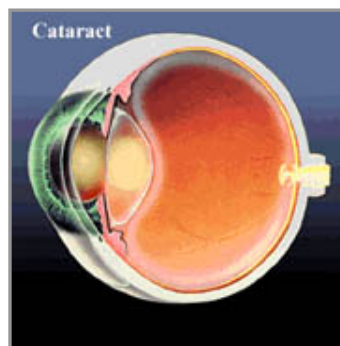
Το 95% των ατόμων ηλικίας μεγαλύτερης των 65 ετών, παρουσιάζει κάποιου βαθμού θόλωση του κρυσταλλοειδή φακού, ενώ σε αρκετούς απαιτείται εγχείρηση αφαίρεσής του. Σύμφωνα με μια μελέτη (Beaver Dam Eye Study), το 38,8% των ανδρών και το 45,9% των γυναικών μεγαλύτερων των 74 ετών, είχαν έναν κλινικά σημαντικό καταρράκτη. Εκτιμάται ότι περισσότερο από ένα εκατομμύριο καταρράκτες αφαιρούνται κάθε χρόνο της ΗΠΑ. Ο καταρράκτης ευθύνεται για περισσότερες από 15 εκατομμύρια περιπτώσεις ιάσιμης τύφλωσης και η αφαίρεσή του οδηγεί σε πλήρη επανάκτηση της

όρασης. Η Baltimore Eye Survey έδειξε ότι ο καταρράκτης ήταν αιτία τύφλωσης για το 27% των Αφροαμερικανών και το 13% των λευκών.

#### **2.1.4.2 ΕΙΔΗ ΚΑΤΑΡΡΑΚΤΗ**

Η κυρίαρχη οντότητα στην παθολογία του φακού είναι η θόλωσή του, που ονομάζεται καταρράκτης. Με τον όρο καταρράκτη εννοούμε οποιαδήποτε θόλωση του φακού, που είτε είναι μικρή και εντοπισμένη, είτε καταλαμβάνει ολόκληρο το φακό.

Ένας κλινικά σημαντικός καταρράκτης είναι εκείνος που προκαλεί σημαντική μείωση της όρασης, ως αποτέλεσμα της διάχυσης των ακτινών φωτός ή της απορρόφησής τους από το αξονικό τμήμα του φακού. Παρόμοιες μεταβολές συμβαίνουν και στην περιφέρεια του κρυσταλλοειδή φακού, χωρίς όμως να επιδεινώνουν σημαντικά την όραση.



**Σχήμα 2.1.4.2.α: Καταρράκτης-θόλωση φακού και διάχυση των ακτινών.** <sup>43</sup>

Μία ευρέως αποδεκτή ταξινόμηση του καταρράκτη είναι η ακόλουθη:

- Επίκτητος καταρράκτης
  - Γεροντικός
    - Φλοιώδης
    - Πυρηνικός
    - Οπίσθιος υποκαψικός ή κυπελλοειδής καταρράκτης
- Δευτεροπαθής
  - Οφθαλμικές παθήσεις (φλεγμονές, εκφυλιστικές καταστάσεις)

- Συστηματικές παθήσεις (ατοπική δερματίτιδα)
- Μεταβολικά νοσήματα (σακχαρώδης διαβήτης)
- Φαρμακευτικός καταρράκτης (πιλοκαρπίνη)
  
- Τραυματικός
- Καταρράκτης από φυσικά αίτια (ιονίζουσα ακτινοβολία, ηλεκτροπληξία)
  
- Συγγενής καταρράκτης (λοιμώξεις, αντιβιοτικά, ακτινοβολία, σακχαρώδης διαβήτης, κληρονομικά σύνδρομα)

Κρίνεται σκόπιμη η περαιτέρω αναφορά στον γεροντικό καταρράκτη, ο οποίος αποτελεί την πλειονότητα των περιπτώσεων θόλωσης του κρυσταλλοειδούς φακού.

### **2.1.4.3 ΓΕΡΟΝΤΙΚΟΣ**

Ο γεροντικός καταρράκτης αποτελεί τη συχνότερη μορφή καταρράκτη. Εμφανίζεται σε μεγάλη ηλικία ενώ η παθογένειά του δεν έχει διευκρινισθεί. Οπωσδήποτε, η θόλωση του φακού σε μεγάλη ηλικία έχει σχέση με της βιοχημικές και μορφολογικές μεταβολές που επέρχονται στο φακό με την πάροδο του χρόνου. Συνήθως, ο γεροντικός καταρράκτης εμφανίζεται μετά την ηλικία των 65 ετών.

Ο γεροντικός καταρράκτης ανάλογα με τον εντοπισμό των θολώσεων, διακρίνεται της τρεις μορφές που αναφέρθηκαν παραπάνω.

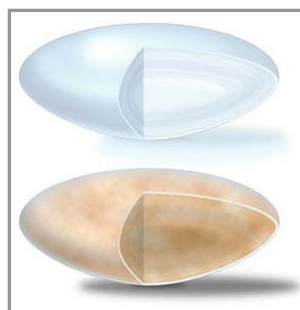
Ο **φλοιώδης** καταρράκτης (μαλακός καταρράκτης), είναι η πιο συχνή μορφή γεροντικού καταρράκτη. Οι αρχικές θολώσεις εντοπίζονται στον φλοιό και έχουν διάφορες μορφές. Η πιο τυπική εικόνα θολώσεων του φλοιώδη καταρράκτη είναι αυτή της σφηνοειδούς μορφής, οι οποίες αναπτύσσονται ακτινοειδώς στην περιφέρεια των βαθύτερων στρωμάτων του πρόσθιου και του οπίσθιου φλοιού, κατευθυνόμενες προς το κέντρο της κόρης. Η προσδευτική εξάπλωση των θολώσεων σε όλα τα στρώματα του φακού, οδηγεί στη δημιουργία του ώριμου καταρράκτη. Όσο προχωράει η διαδικασία της καταρρακτογένεσης επέρχεται λύση των φακικών ινών και μεγαλύτερη θόλωση του φακού που παίρνει γαλακτώδη χροιά. Στο στάδιο αυτό ο καταρράκτης ονομάζεται υπερώριμος.

Ο **πυρηνικός** (σκληρός καταρράκτης), είναι η δεύτερη σε συχνότητα μορφή γεροντικού καταρράκτη. Στην περίπτωση αυτή, η θόλωση του φακού αρχίζει από τον πυρήνα του και για πολύ καιρό εντοπίζεται σε αυτόν. Αργότερα είναι δυνατόν να εμφανιστούν και περιφερικές – φλοιώδεις θολώσεις του φακού. Ο καταρράκτης αυτός, ονομάζεται και σκληρός καταρράκτης και εξελίσσεται βραδέως.

Ο **οπίσθιος υποκαψικός** ή κυπελλοειδής καταρράκτης, απαντάται πολύ συχνότερα στους προγεροντικούς καταρράκτες και σπάνια στους γεροντικούς. Αυτή η μορφή θόλωσης εντοπίζεται αμέσως μπροστά από το οπίσθιο περιφάκιο, αντίστοιχα προς το κεντρικό τμήμα του φακού. Κάποιες φορές η θόλωση παίρνει χαρακτηριστική κυπελλοειδή μορφή.

#### **2.1.4.4 ΟΠΤΙΚΗ ΤΟΥ ΚΑΤΑΡΡΑΚΤΗ**

Είναι γνωστό ότι με τη γήρανσή του ο φακός αυξάνει σε βάρος και πάχος και χάνει την ελαστικότητά του και κατ' επέκταση την ικανότητα της προσαρμογής. Καθώς δημιουργούνται νέες κολλαγόνες ίνες που τοποθετούνται ομόκεντρα, ο πυρήνας του φακού υφίσταται συμπύκνωση και σκλήρυνση. Τα μεγάλα αυτά αθροίσματα πρωτεϊνών προκαλούν απότομες διακυμάνσεις του δείκτη διάθλασης του φακού, σκεδάζουν τις φωτεινές ακτίνες και μειώνουν τη διαύγειά του. Οι χημικές μεταβολές των πρωτεϊνών προκαλούν και τον προσοδευτικό χρωματισμό του φακού, ο οποίος παίρνει ένα κίτρινο ή καφέ χρώμα με την πάροδο της ηλικίας.



**Σχήμα 2.1.4.4a: Ηλικιακή εξέλιξη του κρυσταλλοειδούς φακού**

Έτσι, ο φακός γίνεται παχύτερος και λιγότερο ελαστικός, οπότε το περιφάκιο αδυνατεί να μεταβάλλει το σχήμα του φακού και συνεπώς την διαθλαστική του ισχύ. Επιπλέον γίνεται λιγότερο διαυγής και έτσι μειώνεται η ικανότητα του φωτός να διέρχεται μέσα από αυτόν και ελαττώνεται η ποιότητα της όρασης του ασθενούς. Το γεγονός ότι το χρώμα του μεταβάλλεται από διαφανές σε κίτρινο, επηρεάζει την ποιότητα της αντίληψης των χρωμάτων, αφού λειτουργεί σαν κίτρινο φίλτρο το οποίο απορροφά διάφορα μήκη κύματος και κυρίως το μπλε.

Η μυωπία που προκαλούν οι πυρηνικοί καταρράκτες καθιστά της πρεσβύωπες ικανούς να διαβάσουν χωρίς γυαλιά, κατάσταση που αναφέρεται ως “δεύτερη όραση”.

#### **2.1.4.5 ΣΥΜΠΤΩΜΑΤΑ ΚΑΤΑΡΡΑΚΤΗ**

➤ **Μείωση της όρασης:** Ο καταρράκτης προκαλεί ανώδυνη, προοδευτική μείωση της όρασης. Ο κλινικά σημαντικός καταρράκτης προκαλεί μείωση της οπτικής οξύτητας για μακριά και κοντά. Ο οπίσθιος υποκαψικός, ακόμη και μικρού βαθμού, οδηγεί σε σημαντική μείωση της οπτικής οξύτητας. Ο σκληρός πυρηνικός προκαλεί θάμβος στη μακρινή όραση, όχι όμως και στην κοντινή. Θάμβος όρασης, συμβαίνει όταν ο κρυσταλλοειδής φακός χάνει την ικανότητα ευκρινούς διάκρισης των λεπτομερειών της στόχου.

➤ **Φωτεινές ανακλάσεις λόγω διάχυσης φωτός(Glare):** Στον οπίσθιο υποκαψικό καταρράκτη, το άτομο παραπονιέται για θάμβος της όρασης σε συνθήκες έντονου φωτισμού. Αυτό οφείλεται αφενός στην θέση της θόλωσης και αφετέρου στην μύση της κόρης λόγω του φωτισμού. Το φαινόμενο αυτό, προκαλείται λόγω διάχυσης των φωτεινών ακτινών, στο κοίταγμα μιας φωτεινής πηγής. Ο όρος ευαισθησία στο φωτεινό θάμβος, αναφέρεται στη δυσκολία αναγνώρισης του στόχου όταν υπάρχει κάποια φωτεινή πηγή μέσα στο οπτικό πεδίο. Τυπικό παράδειγμα προβλήματος που προκαλεί το φωτεινό θάμβος, είναι η αδυναμία αναγνώρισης των σημάτων του δρόμου όταν από το αντίθετο ρεύμα έρχεται αυτοκίνητο με αναμμένα φώτα. Το φωτεινό θάμβος οφείλεται στο σκεδασμό του φωτός μέσα στο μάτι λόγω θολεροτήτων των διαφανών μέσων(πχ. σε περίπτωση καταρράκτη). (Σκέδαση, είναι η απόκλιση της πορείας των φωτονίων από την ευθύγραμμη τροχιά, λόγω ανομοιογενειών του μέσου στο οποίο διαδίδονται.) Στις

δοκιμασίες για την εξέταση του ασθενή στην ευαισθησία του φωτεινού θάμβους, ο ασθενής υποβάλλεται σε εξέταση της οπτικής οξύτητας ή ευαισθησίας φωτεινής αντίθεσης, καθώς μέσα στο οπτικό του πεδίο είναι τοποθετημένη μία φωτεινή πηγή. Η μείωση της οπτικής οξύτητας ή της φωτεινής αντίθεσης καθορίζει τον βαθμό της ευαισθησίας στο φωτεινό θάμβος.

➤ **Παραμόρφωση:** Ο καταρράκτης ευθύνεται για το γεγονός ότι ευθύγραμμα περιγράμματα φαίνονται τεθλασμένα ή κυρτά, γεγονός που οδηγεί σε μονόφθαλμη διπλωπία. Όταν οι αλλαγές συμβαίνουν σε εσωτερικές στιβάδες του πυρήνα του φακού, δημιουργούνται πολλαπλές διαθλαστικές περιοχές στο κέντρο του φακού. Έτσι δημιουργούνται πολλαπλά είδωλα στον αμφιβληστροειδή και ο ασθενής βλέπει διπλά ή πολλαπλά τα αντικείμενα του χώρου.

➤ **Μεταβαλλόμενη χρωματική αντίληψη:** Ο πυρήνας του κρυσταλλοειδούς φακού γίνεται ολοένα και πιο κιτρινωπός με την ηλικία, γεγονός που κάνει τους ηλικιωμένους με σκλήρυνση του πυρήνα, να βλέπουν τα αντικείμενα πιο καφέ ή κίτρινα από ότι είναι στην πραγματικότητα, λόγω της απορρόφησης των ακτινών στα μικρά μήκη κύματος από τον (κιτρινωπό) φακό.

➤ **Ετερόπλευρος καταρράκτης:** Ο καταρράκτης μπορεί να αφορά μόνο τον ένα οφθαλμό ή μπορεί να ωριμάσει γρηγορότερα στον ένα οφθαλμό. Επειδή η ωρίμανση του καταρράκτη δεν είναι απότομη αλλά βαθμιαία, είναι δυνατόν η ύπαρξή του να παραμείνει άγνωστη μέχρι να ανακαλυφθεί τυχαία σε έναν έλεγχο της οπτικής οξύτητας.

➤ **Όψιμη μυωπία:** Η εμφάνιση πυρηνητικού καταρράκτη συνοδεύεται από αύξηση της διαθλαστικής ικανότητας του φακού, με αποτέλεσμα την εμφάνιση όψιμης μυωπίας.

#### **2.1.4.6 ΘΕΡΑΠΕΙΑ ΚΑΤΑΡΡΑΚΤΗ**

Η θεραπεία του καταρράκτη επιτυγχάνεται με χειρουργική επέμβαση και συνίσταται στην αφαίρεση του καταρρακτικού φακού με σκοπό, την ανεμπόδιστη οδό προσπέλασης των φωτεινών ακτινών στον αμφιβληστροειδή. Προϋπόθεση για την επέμβαση, είναι ο ασθενής να παρουσιάζει τα παραπάνω συμπτώματα και η οπτική οξύτητα να παρουσιάζει σημαντική μείωση (το σύνηθες όριο είναι οπτική οξύτητα 5/10).

Η διόρθωση της υψηλής υπερμετρωπίας, σαν συνέπεια της αφακίας, είναι απαραίτητη για να αποκτήσει ο ασθενής μετεγχειρητικά την μεγαλύτερη δυνατή οπτική οξύτητα.

Τρεις είναι σήμερα οι βασικοί τύποι εγχειρήσεων στην χειρουργική του καταρράκτη:

➤ Η ενδοφακική αφαίρεση του καταρράκτη, δηλαδή η αφαίρεση φακού και του περιφακίου σε ένα χρόνο.

➤ Η εξωφακική αφαίρεση του καταρράκτη, κατά την οποία διατηρείται το οπίσθιο περιφάκιο και στην κατηγορία αυτή ανήκει και η φακοθρυψία.

➤ Η φακοθρυψία, (η προτεινόμενη σήμερα μέθοδος) κατά την οποία γίνεται θρυμματισμός και αφαίρεση του πυρήνα του καταρρακτικού φακού και του φλοιού με ειδικό όργανο που λειτουργεί με υπερήχους, διατηρώντας άθικτο το οπίσθιο περιφάκιο.

Την αφαίρεση καταρράκτη ακολουθεί, στις περισσότερες των περιπτώσεων, η τοποθέτηση φακού κατάλληλης ισχύος για την διόρθωση του διαθλαστικού ελλείμματος που προκύπτει από την αφαίρεση του φυσικού φακού.

#### **2.1.4.6.1 Ενδοπεριφακική αφαίρεση του καταρράκτη**

Μετά από τη διάνοιξη του πρόσθιου θαλάμου με τομή μήκους περίπου 12mm στο σκληροκερατοειδές όριο, ο φακός αφαιρείται ολόκληρος μαζί με το πρόσθιο και οπίσθιο περιφάκιο. Έπειτα, ο πρόσθιος θάλαμος αποκαθίσταται και τοποθετείται ενδοφθάλμιος φακός πρόσθιου θαλάμου με θέση στήριξης του την γωνία του πρόσθιου θαλάμου. Γίνεται απαραίτητως ιριδεκτομή και τέλος συρραφή του χειρουργικού τραύματος.

#### **2.1.4.6.2 Εξωπεριφακική αφαίρεση του καταρράκτη**

Με μια ειδική βελόνα (κυστεοτόμος) επιτυγχάνεται η είσοδος στον πρόσθιο θάλαμο και με κατάλληλη έγχυση υγρού διατηρείται το φυσικό βάθος του πρόσθιου θαλάμου. Στη φάση αυτή αφαιρείται το πρόσθιο περιφάκιο με διάφορες μεθόδους. Ακολουθεί η διάνοιξη του πρόσθιου θαλάμου σε έκταση 10mm περίπου στο σκληροκερατοειδές όριο και έξοδος του πυρήνα του φακού μέσω της τομής αυτής. Στη συνέχεια γίνεται έκπλυση και καθαρισμός (αναρρόφηση) των φακικών μαζών. Τέλος τοποθετείται ο ενδοφθάλμιος φακός πίσω από την ίριδα (ενδοφακός οπίσθιου θαλάμου) με στήριξη ή στην αύλακα



(sulcus) του ακτινωτού σώματος ή τοποθετείται μέσα στο τμήμα της κάψας του φακού που απέμεινε (ενδοκαψική τοποθέτηση).

#### **2.1.4.6.3 Φακοθρυψία**

Μετά την εκτομή και αφαίρεση του πρόσθιου περιφακίου με ειδικό κυστεοτόμο, όπως και στην προηγούμενη μέθοδο, διανοίγεται ο πρόσθιος θάλαμος σε έκταση περίπου 3mm και από το άνοιγμα αυτό εισέρχεται το λεπτό τμήμα του μηχανήματος των υπερήχων, το οποίο θρυμματίζει και απορροφά τον πυρήνα του φακού. Ακολουθεί πλύση όλων των φακικών δομών και στη συνέχεια η τομή επεκτείνεται έως τα 7mm έτσι ώστε να εισέλθει ο ενδοφακός. Μεγάλο πλεονέκτημα της φακοθρυψίας, είναι ο πολύ μικρός ή μηδενικός μετεγχειρητικός αστιγματισμός, λόγω της χρησιμοποιούμενης μικρής τομής.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3<sup>ο</sup>**

### **3.1 ΕΝΔΟΦΑΚΟΙ**

Ενδοφακοί (Intra Ocular Lenses), ονομάζονται οι τεχνητοί φακοί από βιοσυμβατό υλικό, οι οποίοι αντικαθιστούν τον κρυσταλλοειδή φακό, είτε για να διορθώσουν την διαθλαστική δύναμη του οφθαλμού στην περίπτωση ύπαρξης αμετροπίας (φακικοί ενδοφακοί – PIOL), είτε έπειτα από επέμβαση καταρράκτη. Αποτελούνται, από το οπτικό μέρος κεντρικά και τα απτικά τμήματα στην περιφέρεια, τα οποία έρχονται σε επαφή με της ανατομικές δομές του οφθαλμού και σκοπό έχουν να συγκρατούν και να σταθεροποιούν τον φακό.

Η ένθεση ενδοφακού στην εγχείρηση του καταρράκτη αποτελεί την κύρια μέθοδο για την αποκατάσταση του καταρράκτη στις ανεπτυγμένες χώρες. Η δύναμη του ενδοφακού που θα τοποθετηθεί στον οφθαλμό παίζει καθοριστικό ρόλο στη μετεγχειρητική διάθλαση. Για να υπολογισθεί η διοπτρική δύναμη του φακού που θα χρησιμοποιηθεί, είναι αναγκαία η γνώση της διοπτρικής δύναμης του κερατοειδή (πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια), η αφακική διάθλαση, η θέση του ενδοφακού μέσα στο μάτι και το αξονικό μήκος του βολβού. Αν τροφοδοτηθεί το λογισμικό των σύγχρονων βιομετριών με τα στοιχεία αυτά και με διαφόρους τύπους (SRK I, SRK II), δίνεται η δύναμη του ενδοφακού για εμμετροπία ή αμετροπία. Αν δεν υπάρχει διαθέσιμο μηχάνημα, τότε ο χειρουργός συμβουλευεται ειδικούς πίνακες. Η δύναμη του ενδοφακού, όπως υπολογίζεται με το μηχάνημα της βιομετρίας, καθιστά το μάτι εμμετροπικό στο βαθμό βέβαια που αυτό επιτυγχάνεται. Συχνά, είναι επιθυμητός κάποιος βαθμός μετεγχειρητικής αμετροπίας, το ύψος και το είδος της οποίας εξαρτάται από ποικίλους παράγοντες όπως ο τρόπος ζωής του ατόμου, η προεγχειρητική διάθλαση, η λειτουργική ικανότητα της ωχράς, η κατάσταση του άλλου ματιού (διάθλαση, παρουσία ή όχι καταρράκτη) και ο απαιτούμενος χρόνος για εγχείρηση.

Υπάρχουν διάφορα είδη ενδοφακών, τα οποία μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ανάλογα με το σχήμα (square edge, round edge) και τον αριθμό των απτικών τμημάτων της, το υλικό κατασκευής (silicon, acrylic, PMMA), το σημείο τοποθέτησής τους και το σημείο στήριξής τους (posterior chamber, anterior chamber, sulcus,) καθώς και την

λειτουργικότητά τους (monofocal, multifocal) κ.α. Η ραγδαία αύξηση εμφυτευμάτων φακού καθώς και η ταχύτατη εξέλιξή τους, οφείλεται στα πολλά πλεονεκτήματα που παρουσιάζουν, όπως η γρηγορότερη ανάκτηση της όρασης και η καλύτερη ποιότητα της, η μείωση στη συχνότητα εμφάνισης κυστικού οιδήματος της ωχράς και αποκόλλησης του αμφιβληστροειδούς, η βελτίωση των εργαλείων, ο καλύτερος σχεδιασμός των εμφυτευμάτων και η έλευση νέων υλικών κατασκευής.

### **3.1.1 ΥΛΙΚΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΝΔΟΦΑΚΩΝ**

Τα σημαντικότερα χαρακτηρίστηκα των ενδοφακών είναι: η πυκνότητα, ο δείκτης διάθλασης, η οπτική διάδοση, η σταθερότητα των διαστάσεων, οι μηχανικές προδιαγραφές, η βιοσυμβατότητα και η χημική σταθερότητα.

Τα πρώτα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή των ενδοφακών, ήταν θερμοπλαστικά υλικά, όπως το **PMMA** (υδρόφοβα ή υδρόφυλα πολυμερή—polymethylmetacrylate), το οποίο είναι ένα πολυμερές του μεθακρυλικού μονομερούς. Είναι ελαφρύ υλικό, ανθεκτικό και μη αναδιπλούμενο. Οι φακοί PMMA είναι άκαμπτοι φακοί και για την εισαγωγή τους απαιτείται μεγάλη τομή 6-8mm. Όμως, η τεχνολογική ανάπτυξη οδήγησε στην χρήση νέων πιο εύκαμπτων υλικών, όπως τα συνθετικά ελαστομερή. Τέτοιο είναι η **σιλικόνη**, η οποία χαρακτηρίζεται από ευκαμψία, ελαστικότητα, είναι αναδιπλούμενη και απαιτείται μικρότερη τομή για την τοποθέτησή της. Ένα μειονέκτημα των φακών σιλικόνης, είναι ότι καταστρέφονται όταν έρθουν σε επαφή με λάδι σιλικόνης. Για τον λόγο αυτό, δεν θα πρέπει να χρησιμοποιούνται σε ασθενείς που πιθανόν στο μέλλον να υποβληθούν σε χειρουργείο αποκατάστασης αποκολλησεως (vitreoretinal surgery). Τέλος, άλλο νέο υλικό που χρησιμοποιήθηκε είναι τα **ακρυλικά** πολυμερή, όπως η υδρογέλη ή φακοί hybrid hydrogel. Η βάση όλων των πολυμερών υδρογέλης, είναι το ακρυλικό υδρόφοβο μονομερές HEMA με υψηλό δείκτη διάθλασης. Οι φυσικοί φακοί, διαφέρουν στη σύσταση του υλικού και στην περιεκτικότητα σε νερό. Οι μαλακοί ακρυλικοί φακοί, είναι υδρόφοβοι φακοί με δείκτη διάθλασης 1,47-1,55 είναι βιοσυμβατοί και αναδιπλούμενοι. Οι **collamer** φακοί, είναι τελευταίας τεχνολογίας φακοί και αποτελούν μείγμα κολλαγόνου και σιλικόνης, έχουν υψηλό δείκτη διάθλασης και τέλεια βιοσυμβατότητα. Επιπλέον, αυτοί οι φακοί είναι πολύ λεπτοί κυρίως στο οπτικό της τμήμα και έτσι επιτρέπουν την εμφύτευσή τους μέσω μικρών τομών 3,2mm.

Γενικά οι μαλακοί ενδοφακοί (silicon, acrylic), είναι αναδιπλούμενοι φακοί, οι οποίοι επιτρέπουν την εμφύτευσή τους μέσω μικρών τομών και έτσι ελαχιστοποιούν τις πιθανότητες δημιουργίας μετεγχειρητικού αστιγματισμού και μετεγχειρητικών επιπλοκών (π.χ μολύνσεις). Το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο υλικό είναι τα σιλικονούχα ελαστομερή και τα ακρυλικά-μεθακρυλικά πολυμερή.

### **3.1.2 ΘΕΣΗ –ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΕΝΔΟΦΑΚΟΥ**

Η θέση όπου θα τοποθετηθεί κάθε φορά ο ενδοφακός, είναι πολύ σημαντική για την τελική οπτική απόδοση και για την μέγιστη σταθερότητά του. Στην πλειοψηφία των εγχειρήσεων καταρράκτη, η οπίσθια επιφάνεια του περιφακίου (οπίσθια κάψα) παραμένει άθικτη και μία μεγάλη ποικιλία ενδοφακών εισάγεται στο εσωτερικό του φακικού σάκου. Στις περιπτώσεις όμως όπου το περιφάκιο υφίσταται μια ευρεία καψουλόρρηξη, χρησιμοποιούνται εναλλακτικές μέθοδοι και διαφορετικά σημεία τοποθέτησης του φακού.

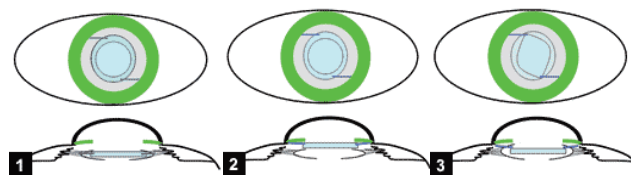
Ως βέλτιστη θέση για την τοποθέτησή του, θεωρείται η εντός του περιφακίου (**in the bag**), δηλαδή στην ανατομική θέση του κρυσταλλοειδούς φακού. Αυτό, σχετίζεται με το γεγονός ότι παρουσιάζει τις μικρότερες πιθανότητες για πρόκληση μετεγχειρητικών επιπλοκών όπως καταστροφή της ίριδας, οίδημα, μετατόπιση του φακού και γλαύκωμα.

Μια εναλλακτική θέση, είναι η τοποθέτηση του ενδοφακού στον **πρόσθιο θάλαμο**. Αυτοί οι φακοί είναι κατασκευασμένοι συνήθως από εύκαμπτα υλικά όπως σιλικόνη ή ακρυλικό και η τοποθέτησή τους είναι σχετικά εύκολη, καθώς εισάγονται από μικρές τομές. Χαρακτηρίζονται από εύκαμπτα απτικά τμήματα που σέβονται τις δομές της γωνίας. Όλοι, είτε με κλειστές είτε με ανοικτές αγκύλες, έχουν επαφή με την γωνία κατά την κάμψη του οφθαλμού, με αποτέλεσμα δευτερογενείς συνέχειες της γωνίας, απώλεια ενδοθηλιακών κυττάρων και κυστικό οίδημα της ωχράς. Οι ιδανικοί λοιπόν ενδοφακοί αυτού του τύπου, είναι οι ανοικτοί με τρεις ή τέσσερις αγκύλες, που έχουν μικρότερη σταθερή επιφάνεια επαφής με τις δομές της γωνίας κατά την εξωτερική οφθαλμική πίεση. Γενικά, τα οπτικά αποτελέσματα είναι πολύ καλά και οι επιπλοκές λιγότερες σε σχέση με τους ενδοφακούς οπίσθιου θαλάμου.

Έπειτα από πρόσθια καψουλόρρηξη, ή εφόσον υπάρχει αμελής καταστροφή της οπίσθιας κάψας κατά την οπίσθια καψουλόρρηξη, είναι προτιμητέα η ένθεση του

ενδοφακού στον **οπίσθιο θάλαμο**. Τα απτικά τμήματα εισάγονται είτε μέσα στον σάκο του περιφακίου είτε στην αύλακα του ακτινωτού (sulcus). Τα απτικά τμήματα κρατούν σταθερό το φακό με τη δημιουργία ινωδών συμφύσεων. Στην περίπτωση άθικτης πρόσθιας καψουλόρηξης, ολόκληρος ο IOL μπορεί να τοποθετηθεί ακριβώς πίσω από την ίριδα, στο sulcus. Όμως ένας one-piece ενδοφακός, εξαιτίας των λεπτών, τετραγωνικών απτικών τμημάτων, μπορεί να διαβρώσει την οπίσθια επιφάνεια της ίριδας και να προκαλέσει μόλυνση. Γι' αυτό στην περίπτωση εκείνη επιλέγεται ένας three-piece IOL. Επειδή η φυσική θέση του κρυσταλλοειδούς φακού είναι πιο μπροστά, ο ψευδοφακός για να επιτύχει την ίδια διοπτρική δύναμη, θα πρέπει να είναι πέντε διοπτριών λιγότερος εφόσον θα τοποθετηθεί στο sulcus και όχι στον σάκο (πραγματική θέση του φακού). Επιπλέον, με την τοποθέτηση του φακού στο sulcus δεν υπάρχει ο κίνδυνος παρεμβολής της ίριδας στο οπτικό αποτέλεσμα προσθέτοντας ένα μειωτικό παράγοντα στο αποτέλεσμα της επέμβασης.

Οι ενδοφακοί με στήριξη στο **sulcus**, είναι εκείνοι οι οποίοι τοποθετούνται έτσι ώστε το οπτικό τμήμα του ενδοφακού να βρίσκεται πίσω από την πρόσθια καψουλόρηξη (πρόσθιο περιφάκιο), ενώ τα απτικά τμήματα παραμένουν στο sulcus (γωνίωση αγκυλών). Αυτή η μέθοδος, παρέχει πολύ καλή σταθερότητα, πολύ καλό κεντράρισμα του ενδοφακού και επιπλέον δεν υπάρχει ανάγκη ρύθμισης της διοπτρικής δύναμης του φακού καθότι εκείνος βρίσκεται εντός του σάκου.



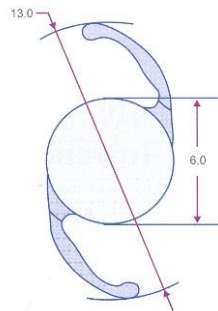
**Σχήμα(3.1.2).1:Το οπτικό και τα απτικά τμήματα του IOL είναι τοποθετημένα μέσα στον σάκο**

**Σχήμα 2: Το οπτικό και τα απτικά τμήματα του IOL είναι τοποθετημένα στο sulcus**

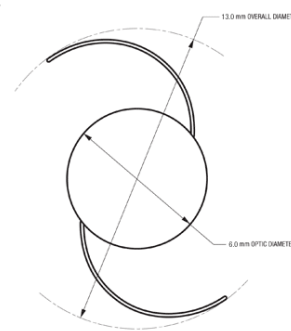
**Σχήμα 3: Τα απτικά βρίσκονται στο sulcus, ενώ το οπτικό τμήμα του IOL πίσω από την άθικτη πρόσθια καψουλόρηξη <sup>42</sup>**

Σε περιπτώσεις μεγάλης ρήξης του οπίσθιου περιφακίου γίνεται σταθεροποίηση του ενδοφακού (οπίσθιου θαλάμου) με σκληρικά (IOL **σκληρικής στήριξης** ) ή ιριδικά ράμματα (IOL **ιριδικής στήριξης** ) στη μέση περιφέρεια της ίριδας.

Τα απτικά τμήματα των ενδοφακών, μπορεί επίσης να ποικίλουν σε αριθμό (μονοκόμματοι, δύο, τριών ή τεσσάρων *haptics*) και έτσι υπάρχουν οι **one-piece** ενδοφακοί, στους οποίους τόσο το οπτικό όσο και το απτικό τμήμα είναι κατασκευασμένα από το ίδιο υλικό καθώς και οι **three-piece** ενδοφακοί, όπου τα απτικά τμήματα είναι κατασκευασμένα από διαφορετικό υλικό απ' το οπτικό τμήμα και παρουσιάζουν αρθρωτά τμήματα.



**Σχήμα 3.1.2.a : One piece IOL <sup>45</sup>**



**Σχήμα3.1.2.b: Three piece IOL<sup>45</sup>**

Της τροποποιήσεις που συναντάμε στα διάφορα είδη των ενδοφακών είναι: α) στο σχήμα του απτικού τμήματος (σχήματος -J ή -C) ή *plate haptics*, β) με πρόσθια γωνίωση των αγκυλών για να μειωθεί η σύλληψη της ίριδας, γ) με μειωμένο αριθμό οπών που δημιουργούσαν *glare* σε μεγάλες κόρες, δ) ποικιλία μεγέθους οπτικού τμήματος, ε) ποικιλία διαμέτρου ανοίγματος απτικών τμημάτων για ένθεση στο σάκο ή στο *sulcus*, στ) μονοκόμματο κατασκευή, ζ) αμφίκυρτο οπτικό τμήμα για την μείωση της θόλωσης του οπίσθιου περιφακίου, η) πολυεστιακούς και αναδιπλούμενους ενδοφακούς, θ) ενσωμάτωση φίλτρων UV για μείωση UV-B ακτινών και άλλα που θα αναλυθούν στην συνέχεια.

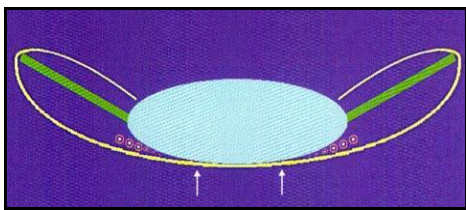
### **3.1.3 ΝΕΟΙ ΕΝΔΟΦΑΚΟΙ**

Μια μεγάλη ποικιλία νεότερων, ιδιαίτερου τύπου ενδοφακών, χρησιμοποιούνται με σκοπό την βελτιστοποίηση της οπτικής απόδοσης έπειτα από χειρουργική επέμβαση καταρράκτη και διαθλαστική διόρθωση. Παρά την εξέλιξη στον σχεδιασμό, στα υλικά

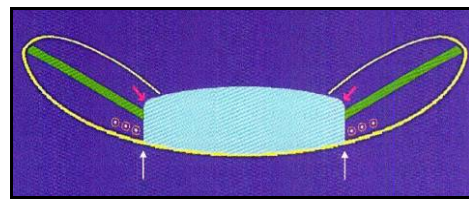
κατασκευής τους αλλά και άλλων παραγόντων, η ένθεση των ενδοφακών εξακολουθεί να συνοδεύεται από προβλήματα όπως: PCO (posterior capsular opacifications), δυσφωτοψία (ανεπιθύμητα είδωλα) και υψηλής τάξης εκτροπές. Παρόλα αυτά, διάφοροι ενδοφακοί έχουν σχεδιαστεί για να αντιμετωπιστούν τέτοιου είδους δυσλειτουργίες.

Ένας άλλος τύπος ενδοφακών κατασκευάζεται από νέα υλικά όπως είναι το **υδρόφιλο ακρυλικό** (PMMA+polyHEMA 25%νερό). Αυτοί οι ενδοφακοί χαρακτηρίζονται από υψηλό δείκτη διάθλασης και είναι εξαιρετικά λεπτοί. Παρουσιάζουν την ικανότητα αναδίπλωσης και συμπίεσης χωρίς να δημιουργούνται μόνιμες πτυχώσεις στην επιφάνειά τους. Πριν από την ένθεσή τους είναι πολυδιπλωμένοι και αφότου εισαχθούν εντός του οφθαλμού, ξεδιπλώνονται και ανακτούν το φυσικό τους σχήμα. Η εισαγωγή τους επιτυγχάνεται μέσω μικρής τομής, μικρότερης από 2mm. Ωστόσο, παρουσιάζουν και ορισμένα μειονεκτήματα, όπως το ότι παρατηρούνται μεγάλα ποσοστά δημιουργίας PCO σε σχέση με τους άλλους ενδοφακούς και εμφανίζουν προβλήματα στήριξης κατά την σύσπαση της κάψας. Νέο υλικό κατασκευής ενδοφακών είναι και το **collamer** όπως έχει ήδη αναφερθεί, είναι τελευταίας τεχνολογίας φακοί και αποτελούν μείγμα κολλαγόνου και σιλικόνης, έχουν υψηλό δείκτη διάθλασης και τέλεια βιοσυμβατότητα. Επιπλέον, αυτοί οι φακοί είναι πολύ λεπτοί κυρίως στο οπτικό της τμήμα και έτσι επιτρέπουν την εμφύτευσή τους μέσω μικρών τομών 3,2mm.

Όσων αφορά τη νέα σχεδίαση των ενδοφακών, σε αυτή την κατηγορία ανήκουν οι **square-edge** ενδοφακοί, δηλαδή με τετραγωνισμένα άκρα, οι οποίοι εμποδίζουν την δημιουργία ανάπτυξης PCO (PCO είναι ο πολλαπλασιασμός των επιθηλιακών κυττάρων μέσα στο περιφάκιο σαν μετεγχειρητική αντίδραση έπειτα από το χειρουργείο καταρράκτη) στο οπίσθιο περιφάκιο, εμποδίζοντας με την γεωμετρία τους τη μετανάστευση των κυττάρων προς τον οπτικό άξονα του οπίσθιου περιφακίου.



Σχήμα 3.1.3.α: round-edge IOL <sup>42</sup>



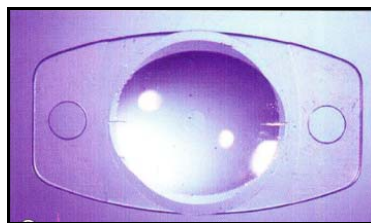
Σχήμα 3.1.3.β: square-edge IOL<sup>42</sup>

Ωστόσο, οι round-edge ενδοφακοί έχει παρατηρηθεί από έρευνες, ότι παρουσιάζουν μειωμένη δυσφωτοψία και glare.

Στην ίδια κατηγορία (νέου σχεδιασμού) ανήκουν οι ενδοφακοί με απτικά τμήματα που φέρουν **οπές αγκυροβόλησης** και εκείνοι οι **ενδοφακοί με γωνίωση** των απτικών τους σημείων προς τα εμπρός. Όσον αφορά τους πρώτους φακούς, αυτοί φέρουν μεγάλες οπές σταθεροποίησης, οι οποίες έχουν ενσωματωθεί στα απτικά τμήματα των φακών τύπου one-piece plate. Συχνά συμβαίνει ινώδης προσκόλληση μεταξύ του πρόσθιου και οπίσθιου περιφακίου σαν αποτέλεσμα της αναγέννησης ινώδους ιστού στα σημεία των οπών και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την ενίσχυση της σταθερότητας του φακού στο σάκο.



**Σχήμα3.1.3c : 3-piece IOL με γωνίωση απτικών τμημάτων**



**Σχήμα 3.1.3.d :1- piece IOL με οπές αγκυροβόλησης.<sup>39</sup>**

Οι δεύτεροι ενδοφακοί, είναι τύπου three-piece και με αυτή την κλίση που εμφανίζουν στα απτικά τους τμήματα, παρέχουν καλύτερη επαφή του οπτικού τμήματός τους με το οπίσθιο περιφάκιο και επιπλέον αποφεύγεται η τριβή τους με την ίριδα καθώς και ο κορικός αποκλεισμός.

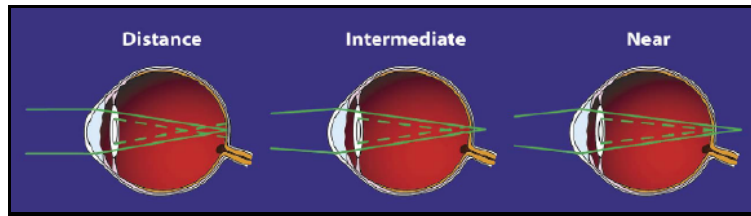


Η μεγαλύτερη ίσως έρευνα πραγματοποιείται για την εύρεση νέων και ακόμη πιο πολύπλοκων ενδοφακών, οι οποίοι δεν διορθώνουν απλά τα διαθλαστικά σφάλματα και τον καταρράκτη, αλλά έχουν ιδιαίτερα χαρακτηριστικά γνωρίσματα όπως πολυεστιακότητα, τορική διόρθωση, ψευδοπροσαρμογή, μετεγχειρητική ρύθμιση της διαθλαστικής δύναμης του ενδοφακού και μεγέθυνση των ειδώλων (τηλεσκοπικοί IOL). Όλοι αυτοί οι τύποι ενδοφακών αναλύονται στη συνέχεια.

### **3.1.4 ΠΟΛΥΕΣΤΙΑΚΟΙ ΕΝΔΟΦΑΚΟΙ**

Οι μονοεστιακοί ενδοφακοί (monofocal), παρόλο που προσφέρουν εξαιρετα οπτικά αποτελέσματα, χαρακτηρίζονται από περιορισμένο βάθος εστίασης, το οποίο σημαίνει ότι έχουν μικρή ικανότητα ή καθόλου για κοντινή ή ενδιάμεση όραση. Αποτελούνται, από ένα διαθλαστικό φακό, ο οποίος δημιουργεί μία εστία είτε για κοντά, είτε για μακριά ανάλογα με την διοπτρική ισχύς του. Για να αντιμετωπισθεί αυτό το πρόβλημα χρησιμοποιείται η μέθοδος monovision, κατά την οποία εμφυτεύεται στον έναν οφθαλμό ενδοφακός που παρέχει κοντινή όραση, ενώ στον άλλο οφθαλμό ενδοφακός για μακρινή όραση. Ένα πρόβλημα που προκύπτει από την μέθοδο αυτή, είναι η αντίληψη του βάθους διότι μειώνεται η διόφθαλμη όραση και επιπλέον είναι δύσκολο για τους ασθενείς να προσαρμοστούν στην κατάσταση αυτή.

Για τους λόγους αυτούς κατασκευάστηκαν πολυεστιακοί ενδοφακοί, οι οποίοι παρέχουν στον ασθενή την δυνατότητα να έχει ικανοποιητική κοντινή μακρινή και κάποιες φορές και ενδιάμεση όραση. Αυτό επιτυγχάνεται με τη δημιουργία δύο εστιών(ή και περισσοτέρων), μία για μακριά και μία για κοντά. Όταν ο ασθενής κοιτάζει μακριά, τότε η μακρινή εστία δίνει το ευκρινές είδωλο, ενώ η κοντινή εστία δίνει ένα θολωμένο είδωλο. Όταν ο ασθενής κοιτάζει κοντά, ενεργοποιείται η κοντινή εστία. Είναι κλινικά αποδεδειγμένο ότι ο ασθενής αντιλαμβάνεται πρώτα την καλά εστιασμένη εικόνα. Στην περίπτωση όμως όπου ο ασθενής θέλει να δει αντικείμενα που βρίσκονται σε ενδιάμεση απόσταση, τότε ενεργοποιούνται και οι δύο εστίες και στους περισσότερους πολυεστιακούς φακούς, η ενδιάμεση όραση παρέχεται από την συμβολή των μη εστιασμένων ειδώλων και των δύο εστιών. Έχουν αναπτυχθεί τρία είδη οπτικών κατασκευών που χρησιμοποιούνται στους ενδοφακούς : α) πολλαπλών διαθλαστικών ζωνών, β) περιθλαστικός και γ) ασφαιρικός σχεδιασμός φακών.

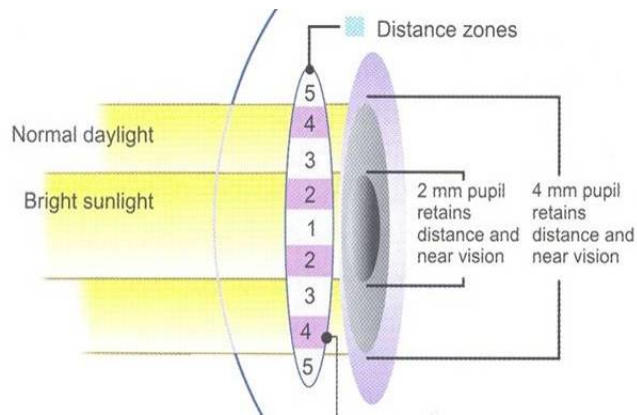


Σχήμα3.1.4.α: Πολυεστιακός ΙΟΛ που παρέχει 2 αρχικά εστιακά σημεία, ένα για μακρινή και ένα για κοντινή όραση. καθένα συνεισφέρει στην ενδιάμεση όραση. <sup>5</sup>

Οι ενδοφακοί **πολλαπλών διαθλαστικών ζωνών** (refractive multifocal lenses), αποτελούνται από μία πρόσθια σφαιρική επιφάνεια, η οποία έχει επιπρόσθετες διαθλαστικές επιφάνειες για να παρέχει τελικά κοντινή, ενδιάμεση και μακρινή όραση. Ο ενδοφακός αυτού του τύπου, εμφανίζει δύο διαφορετικές διοπτρικές δυνάμεις, οι οποίες ενσωματώνονται σε κυκλικές, ομόκεντρες διαθλαστικές ζώνες διαφορετικής διοπτρικής ισχύος. Αρχικά οι ενδοφακοί που κατασκευάστηκαν είχαν δύο ζώνες (Iolab NuVue), τρεις ζώνες (Storz Tru Vista, Alcon AcuraSee, Morcher, Pharmasia), πέντε ζώνες (AMO Array, ReZoom τον Μάρτιο 2005) και τέλος επτά ζώνες (Adatomed ). Κάθε ζώνη έχει ένα διαφορετικό ενεργό άνοιγμα και αυτό μπορεί να επηρεάσει την ποιότητα του ειδώλου που παράγει, επειδή η διάμετρος της κόρης μεταβάλλεται σαν αντίδραση στα διαφορετικά επίπεδα φωτισμού. Στους φακούς με δύο ζώνες, σε φωτοπικές συνθήκες όπου η κόρη έχει μικρή διάμετρο, λειτουργεί μόνο η μία εστία, μακρινή ή κοντινή, ανάλογα με το τι έχει επιλέξει ο ασθενής. Σε σκοτοπικές συνθήκες, όπου η κόρη έχει μεγάλη διάμετρο, φωτίζεται και η περιφερική ζώνη του φακού και κατά συνέπεια λειτουργούν τόσο η κοντινή, όσο και η μακρινή εστία. Η κατανομή της ενέργειας του φωτός εξισορροπείται μεταξύ των δύο ειδώλων και η ποιότητα τους ποικίλει ανάλογα με τον μηχανικό σχεδιασμό του φακού και τις περιβαλλοντικές συνθήκες.

Οι φακοί με περισσότερες από δύο ζώνες διάθλασης, λειτουργούν με τον ίδιο τρόπο με εκείνους των δύο ζωνών, οπότε ανάλογα με τη διαθλαστική ισχύ των ζωνών που φωτίζονται δημιουργείται πότε η κοντινή, πότε η μακρινή εστία και πότε και οι δύο. Συνεπώς, η όραση που προσφέρουν αυτοί οι φακοί, εξαρτάται από τον αριθμό των

ζωνών που φωτίζονται ανάλογα με το μέγεθος της κόρης και συνεπώς κάθε ζώνη έχει διαφορετική διάμετρο κόρης για την οποία είναι ενεργή.



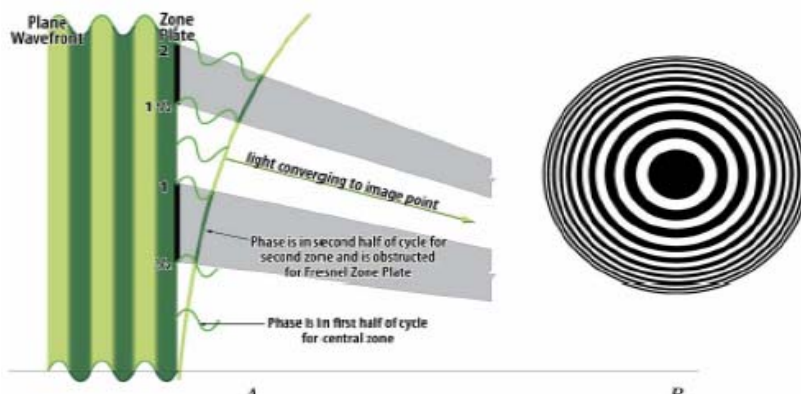
**Σχήμα .3.1.4.b: Λειτουργία IOL πολλαπλών διαθλαστικών ζωνών συναρτήσει του φωτισμού και του μεγέθους της κόρης.** <sup>12</sup>

Οι **Περιθλαστικοί ενδοφακοί** χαρακτηρίζονται από μια βασική σφαιρική διαθλαστική επιφάνεια, η οποία έχει χωριστεί σε ομόκεντρους διαθλαστικούς δακτυλίους ή plates, οι οποίοι δημιουργούν δύο διαφορετικά εστιακά σημεία για την σύγκλιση του φωτός, μία για τα κοντινά αντικείμενα και μία για τα μακρινά. Οι πρώτοι τέτοιου τύπου φακοί ήταν της Pharmacia και Adatomed, οι οποίοι όμως παρουσίαζαν halos και glare σε σκοτιστικές συνθήκες. Αυτό ήταν σύνηθες διότι, οι περιθλαστικές ζώνες ήταν πολύ μικρές και το φως από όλες τις ζώνες κατέληγαν και στους δυο, διαφορετικής διοπτρικής ισχύος φακού, εξίσου. Σε αντίθεση με τους φακούς διαθλαστικών ζωνών, στους φακούς περιθλαστικών ζωνών η ποιότητα του ειδώλου και η κατανομή της ενέργειας μεταξύ των δύο ειδώλων, δεν εξαρτάται από την διάμετρο της κόρης ,αλλά το φως από όλα τα σημεία του πολυεστιακού κατευθύνεται ταυτόχρονα και στις δύο εστίες. Ο AcrySoft Restor της Alcon είναι ο νεότερος από τους περιθλαστικούς φακούς.

Γενικά, αυτοί οι φακοί στηρίζονται στον σχεδιασμό μιας περιθλαστικής επιφάνειας πάνω σε μία διαθλαστική πλατφόρμα. Το πρόσθιο τμήμα τους, είναι μία σφαιρική διαθλαστική επιφάνεια και το οπίσθιο είναι μία περιθλαστική επιφάνεια, η οποία δημιουργεί δύο εστίες για μακρινή και κοντινή όραση. Η περιθλαστική επιφάνεια,

αποτελείται από ομόκεντρους δακτυλίους, όπου ο καθένας είναι λεπτότερος από τον επόμενο και εστιάζει το φως προς το κέντρο.

Όταν ένα μέτωπο κύματος κινείται από αριστερά προς τα δεξιά, μπορεί να χωριστεί σε ζώνες, τοποθετώντας μπροστά από αυτό ζωνοειδή όρια (φράγματα) στα σημεία που ο οπτικός δρόμος αυξάνεται κατά το μισό μήκος κύματος. Έτσι, χωρίζεται το μέτωπο κύματος σε ζώνες Fresnel. Η αύξηση της απόστασης του οπτικού δρόμου του κύματος μεταξύ δύο σημείων, είναι η θεμελιώδης βάση στην οποία στηρίζεται η δημιουργία των πολυεστιακών περιθλαστικών ζωνών. Ο Rayleigh, παρατήρησε ότι οι εναλλασσόμενες κατά μισή περίοδο ζώνες, μπορούσαν να μετακινήσουν το φως που βρισκόταν σε συμβολή και να το εσιτιάσουν. Αυτό οδήγησε στην κατασκευή του ζωνοειδή δίσκου του Fresnel (Σχήμα 3.1.4.c).

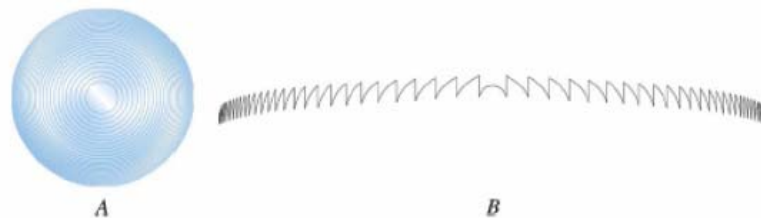


**Σχήμα 3.1.4.c: a) Ζωνοειδής Δίσκος Fresnel, b) Δίσκος Fresnel με εναλλασσόμενες ζώνες μισής περιόδου.**<sup>5</sup>

Μειώνοντας την απόσταση των περιθλαστικών στοιχείων, η περίθλαση του φωτός αυξάνεται, δηλαδή αυξάνεται η απόκλιση του από την αρχική πορεία και αυξάνεται και ο αριθμός των δευτερευόντων κυμάτων. Τοποθετώντας τα περιθλαστικά εμπόδια σε ομόκεντρους κύκλους και μειώνοντας την απόσταση μεταξύ τους, όσο απομακρύνονται από το κέντρο, δημιουργείται ο ζωνοειδής δίσκος του Fresnel των πολυεστιακών ενδοφακών, ο οποίος εστιάζει το προσπίπτον φως. Όταν το μέτωπο κύματος διέρχεται μέσα από αυτόν τον σχηματισμό, διασπάται σε πολλές ακτίνες, οι οποίες ανάλογα με το μήκος κύματος του προσπίπτοντος φωτός έχουν συγκεκριμένη κατεύθυνση και εστία. Η κεντρική ακτίνα, η οποία περνάει μέσα από το περιθλαστικό φράγμα και δεν περιθλάται, λέγεται ακτίνα μηδενικής τάξης και ακολουθεί παράλληλη πορεία. Οι αμέσως επόμενες

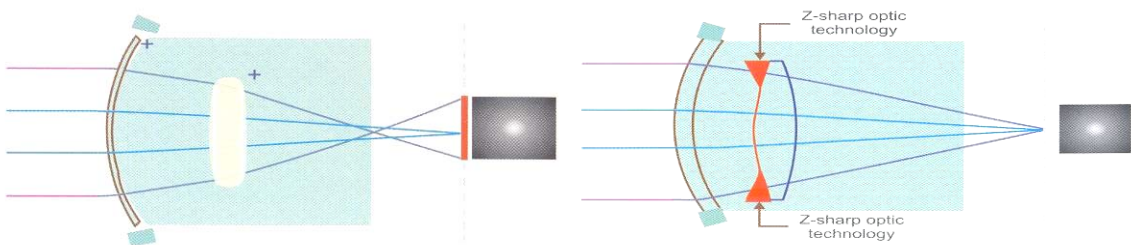
ακτίνες από αυτή μια δεξιά και μια αριστερά λέγονται πρώτης τάξης κ.ο.κ Αυτές οι ακτίνες εστιάζονται πιο κοντά από την κεντρική ακτίνα. Η μείωση της απόστασης των περιθλαστικών βημάτων από το κέντρο προς την περιφέρεια καθορίζει την κατεύθυνση των φωτεινών ακτινών. Έτσι η μακρινή εστία δημιουργείται από την μηδενική τάξη της περίθλασης, ενώ η κοντινή εστία δημιουργείται από την πρώτη τάξη της περίθλασης. Οι υπόλοιπες τάξεις δημιουργούν τις ενδιάμεσες εστίες.

Η περιθλαστική κατασκευή (δίσκος Fresnel), συνδυάζεται με μια διαθλαστική πλατφόρμα, που προσφέρει την διοπτρική ισχύς του φακού. Έτσι η διοπτρική ισχύς των εστιών, προκύπτει από τον συνδυασμό της ισχύος της πρόσθιας περιθλαστικής επιφάνειας με την οπίσθια διαθλαστική.



Σχήμα 3.1.4.d: A) Πολυεστιακός περιθλαστικός IOL 30ζωνών, B) Μεγέθυνση περιθλαστικής επιφάνειας <sup>5</sup>

Οι **Ασφαιρικοί ενδοφακοί** (TecnisZ9000 της AMO), είναι ο τρίτος τύπος πολυεστιακών ενδοφακών. Αυτό που τους χαρακτηρίζει είναι η steep κεντρική περιοχή και η εμφανώς πιο flat περιφέρεια. Επιπλέον, οι φακοί αυτοί έχουν σχεδιαστεί έτσι ώστε να παρέχουν καλύτερη contrast sensitivity.



Σχήμα 3.1.4.e<sup>12</sup>: Θετική σφ. εκτροπή συμβατικού IOL      Σχήμα 3.1.4.f: Αρνητική σφ. εκτροπή ασφαιρικού IOL

Η προσθήκη ασφαιρικότητας σε αυτού του τύπου τους ενδοφακούς, δεν προσφέρει μία πρόσθετη κύρια εστία αλλά έχει σκοπό να επεκτείνει το βάθος της εστίασης, ώστε να επιτυγχάνεται ένας βαθμός κοντινής και ενδιάμεσης όρασης. Ο νεανικός οφθαλμός χαρακτηρίζεται από θετική σφαιρική εκτροπή που υπεισέρχεται από τον κερατοειδή (+) και αρνητική σφαιρική εκτροπή από τον κρυσταλλοειδή φακό (-), ενώ όσο γερνά ο οφθαλμός αντιστρέφεται το πρόσημο της σφαιρικής εκτροπής του φακού (+). Ο χειρουργημένος με συμβατικό φακό οφθαλμός, αποκτά θετική σφαιρική εκτροπή κερατοειδή (+) και εισάγεται και συμβατικός ενδοφακός με θετική σφαιρική εκτροπή (+ IOL). Οι σημερινοί ασφαιρικοί ενδοφακοί, στοχεύουν στην μείωση της ολικής θετικής σφαιρικής εκτροπής, η οποία εισάγεται μετά την επέμβαση καταρράκτη, εισάγοντας μέσω του νέου ενδοφακού αρνητική ή μηδενική σφαιρική εκτροπή.

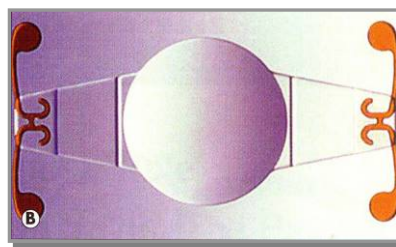
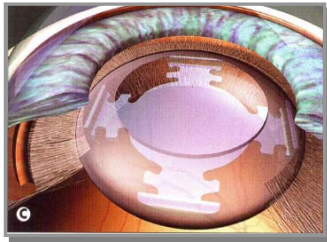
### **3.1.5 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΤΙΚΟΙ ΕΝΔΟΦΑΚΟΙ**

Οι ενδοφακοί, οι οποίοι πιθανόν αποκαθιστούν την πραγματική προσαρμογή έπειτα από χειρουργείο καταρράκτη, περιλαμβάνουν τους single-optic, dual-optic και gel ή injectable-liquid IOL. Γενικά οι προσαρμοστικοί ενδοφακοί επιδιώκουν να προσφέρουν ένα ποσό κοντινής όρασης. Οι φακοί αυτοί προκαλούν μία εστία, αλλά έχουν σχεδιαστεί με τέτοιο τρόπο ώστε να αποτελούνται από μικρά εύκαμπτα στηρίγματα, τα οποία όταν συμπιέζονται μετακινούν τον ενδοφακό πρόσθια, με σκοπό την αύξηση της συνολικής διοπτρικής ισχύος του οφθαλμού. Η συμπίεση προέρχεται απευθείας από το ακτινωτό σώμα ή μέσω του περιφακίου. Η αύξηση της διοπτρικής ισχύος που επιτυγχάνεται είναι πολύ μικτή (0,5-1D) κάτι που δεν εξυπηρετεί τις ανάγκες για κοντινή όραση, παρά μόνο μέχρι την ηλικία των 50 ετών.

Στους single-optic προσαρμοστικούς ενδοφακούς, ανήκει ο Akkommodative® 1CU και ο Crystalens® AT-45. Ο πρώτος είναι ένας one-piece υδρόφιλος ακρυλικός πρόσθιου θαλάμου IOL. Τα οπτικά του είναι κατασκευασμένα και συνδεδεμένα με το οπτικό, με τέτοιο τρόπο ώστε να δρουν σαν αρθρώσεις για να επιτύχουν προσθοπίσθια αξονική μετακίνηση του φακού και να αποκαταστήσουν έτσι την προσαρμογή του ενδοφακού. Επειδή ο ακτινωτός μυς έρχεται σε επαφή με τον ψευδοφακό, όταν αυτός

συσπάται, προκαλεί χαλάρωση της ζιννείου ζώνης, χαλάρωση του περιφακίου και επομένως πρόσθια μετακίνηση του φακού (αύξηση της διοπτρικής δύναμης του φακού κατά την σύσπαση) οπότε και επιτυγχάνεται η εστίαση των κοντινών αντικειμένων στον αμφιβληστροειδή. Το αντίθετο συμβαίνει όταν ο ακτινωτός μυς χαλαρώνει, δηλαδή ο φακός μετακινείται προς τα πίσω και εστιάζονται τα μακρινά αντικείμενα.

Ο δεύτερος ενδοφακός(Crystalens®AT-45), έχει αρθρωτά απτικά που συνδέονται με οπτικό από σιλικόνη, για να προσφέρουν μεγιστοποίηση της προσθοπίσθιας αξονικής μετακίνησης του φακού. Ο μηχανισμός δράσης του βασίζεται στην αναδιοργάνωση του όγκου του ακτινωτού μυός στην προσπάθεια προσαρμογής. Η σύσπαση λοιπόν του ακτινωτού μυός, προκαλεί αύξηση της πίεσης του υαλώδους και έτσι επιτελείται πρόσθια μετακίνηση του IOL, αυξάνοντας έτσι την θετική διοπτρική δύναμη του φακού.



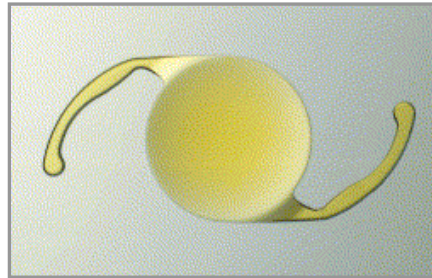
**Σχήμα3.1.5<sup>12,13</sup>: a) Akkommodative® 1CU    Σχήμα b)Crystalens® AT-45    Σχήμα c) Visiogen Synchrony**

Ο Visiogen Synchrony ανήκει στην κατηγορία των dual-optic προσαρμοστικών ενδοφακών. Είναι σιλικονούχος και one-piece IOL. Απαρτίζεται από δύο οπτικά(πρόσθιο και οπίσθιο), ενωμένα με ελαστικά απτικά, που αποθηκεύουν και απελευθερώνουν ενέργεια με τις συσπάσεις του ακτινωτού μυός, μετακινώντας το πρόσθιο απτικό ως προς το οπίσθιο.

### **3.1.6 IOL ΜΕ ΦΙΛΤΡΟ ΜΠΛΕ ΦΩΤΟΣ**

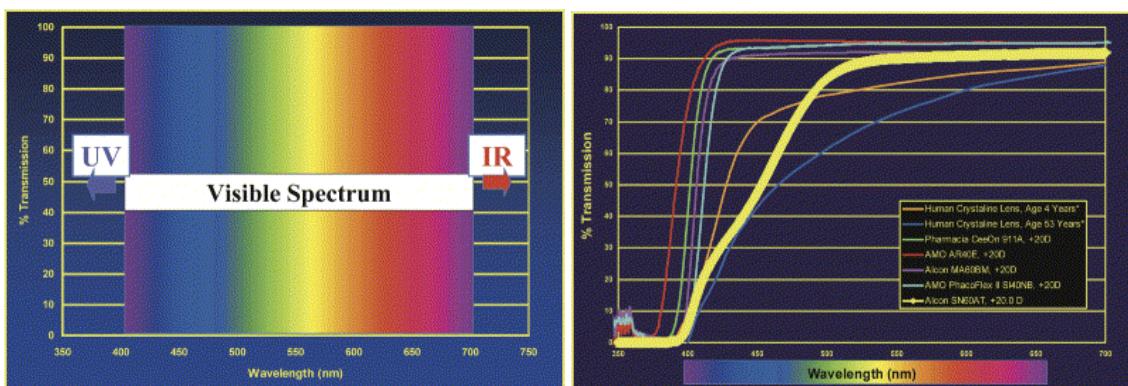
Οι υπεριώδεις ακτίνες UV (200-400 nm) πιστεύεται ότι είναι υπεύθυνες για την δημιουργία καταρράκτη και επιπλέον το μπλε φως του ορατού φάσματος (400-500nm) έχει αποδειχθεί ότι έχει καταστροφικές συνέπειες στην ωχρά. Για τον λόγο αυτό, οι περισσότεροι ενδοφακοί σήμερα είναι κατασκευασμένοι έτσι ώστε να απορροφούν τις

βλαβερές ακτινοβολίες και φέρουν ενσωματωμένη χρωμοφόρο ουσία έτσι ώστε να προσομοιώνουν τη δράση του κρυσταλλοειδούς φακού. Ο AcrySoft Natural φακός, φέρει ένα κιτρινωπό χρώμα, παρόμοιο με το χρώμα του φυσικού φακού, έτσι ώστε να αποκόπτει τις μπλε ακτίνες.



**Σχήμα 3.1.6.a : Acrysof Natural IOL<sup>12</sup>**

Οι ενδοφακοί οι οποίοι περιέχουν πρόσθετη χρωμοφόρο ουσία για το μπλέ φάσμα του ορατού, μιμούνται στην πραγματικότητα τον φακό ενός ατόμου 50-60 ετών. Οι γηραιότεροι φακοί οι οποίοι σταδιακά χρωματίζονται κίτρινοι, παρέχουν μεγαλύτερη προστασία στα χαμηλά μήκη κύματος φωτός, σε σχέση με τον κρυσταλλοειδή φακό ατόμων νεότερης ηλικίας (Διάγραμμα 3.1.6.c). Αυτό που διακρίνει τους συγκεκριμένους ενδοφακούς, είναι το γεγονός ότι ενώ η πλειονότητα των ψευδοφακών απορροφούν στο υπεριώδες φάσμα, αυτοί οι φακοί απορροφούν τόσο στο υπεριώδες, όσο και στο μπλε φάσμα και παρέχουν έτσι προστασία της ωχράς από blue-light damage, δηλαδή βλάβη η οποία προκαλείται από μακρά έκθεση του οφθαλμού σε μικρά μήκη κύματος.

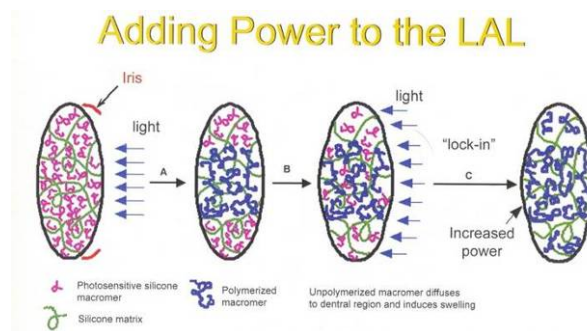


**Σχήμα 3.1.6: b) Φάσμα φωτός, c) Απορρόφηση ακτινών από διαφόρους τύπους ενδοφακών αλλά και από τον κρυσταλλοειδή φακό ατόμου 4 ετών με πορτοκαλί και 53 ετών με μπλε γραμμή. Η απορρόφηση του AcrySoft Natural (κίτρινη γραμμή) μοιάζει με αυτή του φακού ατόμου 53 ετών.**



### 3.1.7 ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΟΙ ΕΝΔΟΦΑΚΟΙ

Ο **Light Adjustable Lens (LAL)** αποτελείται από σιλκόνη και ένα ομοιογενώς κατανεμημένο φωτοευαίσθητο μακρομόριο, το οποίο είναι ευαίσθητο σε ακτινοβολία UV. Με την εφαρμογή φωτός (near UV) σε κάποιο τμήμα του ενδοφακού, η διοπτρική δύναμη του φακού μπορεί να ρυθμιστεί, έπειτα από την ένθεσή του. Για παράδειγμα, εάν ο IOL αποδειχθεί ότι είναι ελαφρώς χαμηλότερης διοπτρικής δύναμης από την επιθυμητή, ο φακός μπορεί να ακτινοβοληθεί στο κέντρο. Η εφαρμογή φωτός στο κέντρο (ή στην περιφέρεια ανάλογα), πολυμερίζει το μακρομόριο και δημιουργεί κλίση συγκέντρωσης. Τα μη πολυμερισμένα μακρομόρια, μετακινούνται στην πολυμερισμένη περιοχή και μεταβάλλουν το πάχος και τον δείκτη διάθλασης του IOL στη συγκεκριμένη θέση. Αυτή η διαδικασία, “παχαιώνει” τον φακό στο κέντρο και αυξάνει την δύναμή του.

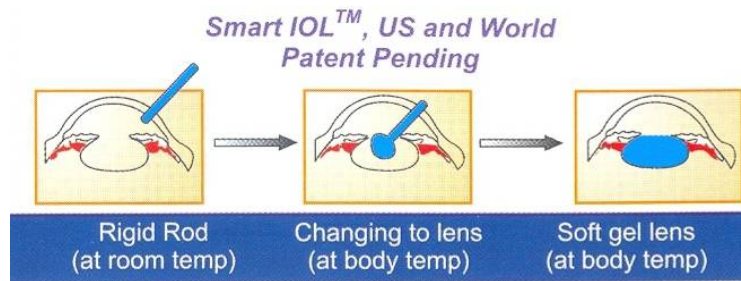


Σχήμα3.1.7.α: Δράση UV light σε LAL –IOL <sup>42</sup>

Ο **Smart IOL** κατασκευάζεται από ένα θερμοδυναμικό υδροφοβικό ακρυλικό πολυμερές gel και ερευνάται αυτήν την περίοδο στις Ηνωμένες Πολιτείες. Είναι εύκαμπτο και μπορεί να προσαρμοστεί σε οποιοσδήποτε μέγεθος, μορφή, και διοπτρική δύναμη που απαιτείται για τον εκάστοτε ασθενή.

Στη θερμοκρασία δωματίου, το υλικό μπορεί να διαμορφωθεί σε μια ράβδο 30mm. σε μήκος και περίπου 2mm σε πλάτος και μπορεί επομένως να εμφυτευθεί στο μάτι του ασθενή μέσω μιας κανονικής τομής. Όταν φτάσει στη θερμοκρασία του σώματος, ο ενδοφθάλμιος φακός τότε επανέρχεται στο αρχικό μέγεθος, τη μορφή και τη διοπτρική δύναμή του που αποτυπώθηκε στο υλικό, γεμίζοντας ολόκληρη την καψική κοιλότητα.

Λόγω της πλήρωσης της καψικής κοιλότητας, ο φακός αυτός παρέχει μεγάλη σταθερότητα και μείωση των PCO, αφού προσκολλάται στο περιφάκιο. Επιπλέον, απαιτείται πολύ μικρή τομή για την ένθεσή του και το glare των άκρων του φακού είναι απίθανο.



**Σχήμα 3.1.7.b: Ένθεση Smart IOL <sup>12</sup>**

## **4.1 ΣΚΟΠΟΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Πρωταρχικός σκοπός της παρούσης εργασίας, ήταν να αξιολογηθεί η επίδραση της ένθεσης ψευδοφακών μετρημένη *in vivo*, στην χρωματική εκτροπή του οφθαλμού έπειτα από χειρουργείο καταρράκτη. Παράλληλα, να πραγματοποιηθεί συγκριτική μελέτη της επίδρασης της χρωματικής εκτροπής σε ζώντες οφθαλμούς (*in vivo*), σε σχέση με τη μέτρηση της χρωματικής εκτροπής των οφθαλμών με βάση το μοντέλο οφθαλμού του Gullstrand-Le Grand (*in vitro measurement*), πάνω στο οποίο έχει πραγματοποιηθεί πρόσφατη σχετική μελέτη (Damien Sieldecki, PhD και Harilaos S. Ginis PhD "On the Longitudinal Chromatic Aberration of the Intraocular Lenses", *Optometry and Vision Science*, No 10 , October 2007).

Επιπροσθέτως, στόχος της μελέτης αυτής ήταν και η αξιολόγηση της επίδρασης στη χρωματική εκτροπή ψευδοφακών οι οποίοι περιέχουν χρωμοφόρο ουσία, σε σχέση με τους κοινούς ενδοφακούς, ενώ παράλληλα εκτιμήθηκε η επίδραση των UV absorber που περιέχονται στην πλειονότητα των ενδοφακών.

## 4.2 ΠΡΟΗΓΟΥΜΕΝΗ ΕΡΕΥΝΑ

Όπως έχει ήδη αναφερθεί σε προηγούμενη παράγραφο, πρώτιστης σημασίας ιδιότητα των ενδοφακών, αποτελεί η βιοσυμβατότητα και η σταθερότητα, την οποία εξασφαλίζουν έπειτα από την εμφύτευσή τους. Επιπροσθέτως, οι μοντέρνοι ενδοφακοί είναι βασικό να παρέχουν την δυνατότητα εμφύτευσης μέσω πολύ μικρών οπών, γεγονός το οποίο επιτυγχάνεται με την χρησιμοποίηση νέων εύκαμπτων υλικών κατασκευής, όπως είναι το ακρυλικό και η σιλικόνη. Αυτά τα υλικά εμφανίζουν, υψηλότερο δείκτη διάθλασης σε σχέση με τα από τα πρώτα υλικά κατασκευής των ενδοφακών (PMMA), γεγονός που οδήγησε στην κατασκευή λεπτότερων ενδοφακών.

Στα συνήθη χρησιμοποιούμενα υλικά, μπορούν ακόμη να προστεθούν και συστατικά, τα οποία έχουν την ιδιότητα να απορροφούν την ακτινοβολία UV, με αποτέλεσμα ο ψευδοφακός να μιμείται την απορροφητική ικανότητα των βλαβερών ακτινοβολιών, που παρουσιάζει ο φυσιολογικός κρυσταλλοειδής φακός.

Σε παλαιότερες μελέτες, ενώ πραγματοποιείται εκτενής αναφορά στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των ενδοφακών ωστόσο, ελάχιστες μελέτες περιγράφουν τις ιδιότητες διασποράς των υλικών που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των IOL. Τα μόνα διαθέσιμα στοιχεία σχετικά με τη διασπορά των υλικών είναι τα ακόλουθα:

1. Dispersion formula of PMMA:

$$n(\lambda)=1.477495-1.1124791\times 10^{-3}\lambda+4.6648205\times 10^{-3}\lambda^{-2} \quad V_d=53.9$$

2. Dispersion formula of pure PMMA:

$$n^2(\lambda)=2.1864582-2.4475348\times 10^{-4}\lambda^2+1.4155787\times 10^{-2}\lambda^{-2} \quad V_d=57.4 \\ -4.4329781\times 10^{-4}\lambda^{-4}+7.7664259\times 10^{-5}\lambda^{-6}-2.9936382\times 10^{-6}\lambda^{-8}$$

3. Dispersion formula of pure acrylic:

$$n^2(\lambda)=2.16330492+1.36580764\times 10^{-2}\lambda^2+2.56700975\times 10^{-2}\lambda^{-2} \quad V_d=55.3 \\ -2.80976174\times 10^{-3}\lambda^{-4}+2.842279\times 10^{-4}\lambda^{-6}-9.02124935\times 10^{-6}\lambda^{-8}$$

Μια πρόσφατη όμως έρευνα, των **Damien Sieldecki, PhD** και **Harilaos S. Ginis PhD** “**On the Longitudinal Chromatic Aberration of the Intraocular Lenses**”, **Optometry and Vision Science, No 10 , October 2007**, αναφέρθηκε εκτενέστερα στην επίδραση των UV

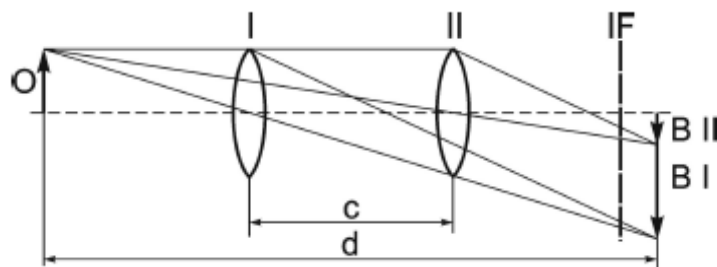
absorbers στα υλικά κατασκευής των ενδοφακών και συγκεκριμένα στη χρωματική εκτροπή.

Για τον σκοπό αυτό, υπολογίσθηκε η χρωματική εκτροπή για διαφορετικού τύπου ενδοφακούς με μια απλή οπτική μέθοδο μέτρησης του εστιακού μήκους του Bessel. Στη μελέτη αυτή χρησιμοποιήθηκαν τέσσερεις τύποι φακών, των οποίων τα χαρακτηριστικά αναγράφονται στον παρακάτω πίνακα. Βάση του υπολογισμού της χρωματικής εκτροπής τους εκτροπής, εκτιμήθηκε η διασπορά των υλικών (PMMA, Acrylic) τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως για την κατασκευή των ενδοφακών.

Parameter	SK21RU	CZ70BD	SA60AT	Tecnis Z9003
Manufacturer	Alcon	Alcon	Alcon	AMO
Power (D)	18.5	21.5	22.0	21.0
Optic material	PMMA with UV absorber	PMMA with UV absorber	Acrylic with UV absorber	UV blocking acrylic
Rrefractive index	1.49	1.49	1.55	1.47
Lens shape	Plano-convex	Biconvex	Biconvex	Biconvex, anterior aspheric
A-constant	116.5	118.8	118.4	119.1
Optic size (mm)	6.5	7.0	6.0	6.0
Overall length (mm)	14.0	12.5	13.0	13.0
Haptic material	PMMA	PMMA	Acrylic	PMMA
Haptic angle (degrees)	10	5	0	5

Πίνακας 4.2.α: Οπτικά χαρακτηριστικά και τεχνικές προδιαγραφές τεσσάρων τύπων IOL <sup>2</sup>

Η εξέταση των ενδοφακών, πραγματοποιήθηκε με την μέθοδο μέτρησης του εστιακού μήκους του Bessel. Η σχηματική αναπαράσταση της μεθόδου φαίνεται στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 4.2.α : Σχηματική απεικόνιση της μεθόδου μέτρησης του εστιακού μήκους του Bessel. <sup>2</sup>

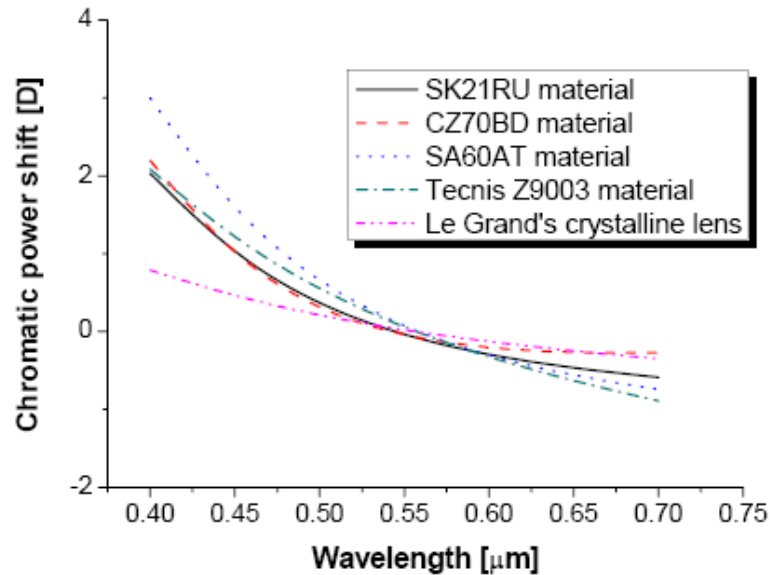
Όπως φαίνεται στο σχήμα, μια CCD κάμερα τοποθετείται σε σταθερή απόσταση  $d$  από μία επιφάνεια (αντικείμενο  $O$ ) η οποία φωτίζεται με λευκό φως λαμπτήρα αλογόνου. Μπροστά από την κάμερα τοποθετείται μια σειρά φίλτρων (IF), τα οποία παρεμβάλλονται στο οπτικό σύστημα κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Ο υπό εξέταση ενδοφακός, χρησιμοποιείται για να απεικονίσει ένα αντικείμενο ( $O$ ) σε μία οθόνη, που απέχουν μεταξύ τους απόσταση ίση τουλάχιστον με  $4f$ , όπου  $f$  είναι το εστιακό μήκος του φακού. Ο φακός, κινείται κατά μήκος του άξονα της διάταξης και οι δύο θέσεις (I, II) για τις οποίες ο φακός σχηματίζει ευκρινές είδωλο, χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της εστιακής απόστασης του φακού.

Το πρώτο βήμα της μέτρησης, είναι η εύρεση της θέσης του φακού IOL για την οποία το είδωλο του αντικειμένου εστιάζεται ευκρινώς στην CCD κάμερα. Στη συνέχεια ο IOL μετατοπίζεται πιο μπροστά κατά μήκος του οπτικού άξονα από τη θέση (I) σε μία δεύτερη θέση (II) για την οποία το είδωλο είναι καλά εστιασμένο. Η εστιακή απόσταση  $f'$  του ενδοφακού για το συγκεκριμένο μήκος κύματος, υπολογίζεται από την απόσταση  $c$  μεταξύ των δύο θέσεων, σύμφωνα με την ακόλουθη σχέση:

$$f' = \frac{d^2 - c^2}{4d} \quad (4.2.a)$$

Στη συνέχεια παρεμβάλλοντας διάφορα φίλτρα μπροστά από το οπτικό σύστημα και χρησιμοποιώντας την παραπάνω σχέση, υπολογίζεται η αλλαγή της διοπτρικής ισχύος του φακού συναρτήσει του μήκους κύματος.

Εφόσον η εστιακή απόσταση για τα διάφορα μήκη κύματος, η ακτίνα καμπυλότητας του φακού και ο δείκτης διάθλασης έχουν γνωστές τιμές (Πίνακας 4.2.a), η εκτίμηση της χρωματικής διασποράς των υλικών κατασκευής των ενδοφακών, μπορεί να γίνει με τη χρήση παραξονικών σχέσεων. Επίσης, υπολογίσθηκε με βάση το μοντέλο οφθαλμού του Le Grand η χρωματική διασπορά του κρυσταλλοειδούς φακού. Τα αποτελέσματα των προφίλ διασποράς για τα διάφορα είδη φακών, παρατίθενται στο παρακάτω διάγραμμα:



Σχήμα 4.2.b : Σύγκριση των αποτελεσμάτων των refractive indices calculations για τους ενδοφακούς SK21RU CZ70BD από υλικό PMMA και των SA60AT και Tecnis Z9003 από ακρυλικό υλικό <sup>2</sup>

Οι φόρμες διασποράς (dispersion formula) που χρησιμοποιήθηκαν για τους φακούς που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη με βάση τον τύπο του Conrady, είναι οι ακόλουθες:

2. Για το PMMA υλικό κατασκευής του SK21RU IOL:

$$n_1(\lambda) = 1.468760 + 7.138594 \times 10^{-3}\lambda^{-1} + 1.143317 \times 10^{-3}\lambda^{-3.5}; \quad \mathbf{Vd=37.29}$$

3. Για το PMMA υλικό κατασκευής του CZ70BD IOL:

$$n_2(\lambda) = 1.487638 - 5.908735 \times 10^{-3}\lambda^{-1} + 1.755891 \times 10^{-3}\lambda^{-3.5}; \quad \mathbf{Vd=44.01}$$

4. Για το ακρυλικό υλικό κατασκευής του SA60AT IOL:

$$n_3(\lambda) = 1.520600 + 7.365776 \times 10^{-3}\lambda^{-1} + 1.978030 \times 10^{-3}\lambda^{-3.5}; \quad \mathbf{Vd=27.30}$$

5. Για το ακρυλικό υλικό κατασκευής του Tecnis Z9003 IOL:

$$n_4(\lambda) = 1.430118 + 2.004256 \times 10^{-2}\lambda^{-1} + 4.783203 \\ \times 10^{-4}\lambda^{-3.5}. \quad \mathbf{Vd=32.05}$$

6. Επίσης, η dispersion formula του φυσιολογικού κρυσταλλοειδούς φακού σύμφωνα με το μοντέλο οφθαλμού του Gullstrand-Le Grand (στο μοντέλο οφθαλμού Gullstrand-Le Grand θα αναφερθούμε στη συνέχεια) είναι η ακόλουθη.

$$n(\lambda) = 1.3999 + 9.2492/(\lambda \times 10^3 - 130) \quad \mathbf{Vd=50,0}$$

Τα αποτελέσματα της μέτρησης όπως προέκυψαν από αυτή την πειραματική μελέτη, αποκλίνουν σημαντικά από προηγούμενα βιβλιογραφικά στοιχεία:

➤ Η ύπαρξη UV absorber στο οπτικό υλικό του φακού, επηρεάζει σημαντικά τις ιδιότητες διασποράς του. Αυτό διαπιστώνεται εάν συγκρίνουμε το Abbe number για το pure PMMA (Vd=57,71) σε σχέση με το αντίστοιχο Abbe number για ίδιου υλικού ενδοφακούς (SK21RU και CZ70BD ).

➤ Επίσης, η διαφορά μεταξύ των προφίλ διασποράς για δύο ίδιου υλικού ενδοφακούς (πχ PMMA) την οποία διαπιστώνουμε και πάλι συγκρίνοντας τα Abbe number, μπορεί να επηρεάζεται είτε από την χρήση διαφορετικού τύπου UV absorber, είτε από τη χρησιμοποίηση διαφορετικής συγκέντρωσης του UV absorber, ή και από τους δύο ανωτέρω παράγοντες.

➤ Η χρωματική διασπορά αυτών των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην συγκεκριμένη μελέτη, παρουσιάζουν επίσης σημαντική απόκλιση από την αντίστοιχη τιμή του κρυσταλλοειδούς φακού όπως αυτή υπολογίζεται με βάση τις τιμές των ανατομικών δομών από το οπτικό μοντέλο του Le Grand.

➤ Τέλος, σύμφωνα και πάλι με το οπτικό μοντέλο οφθαλμού του Le Grand, στο οποίο το Abbe number του κρυσταλλοειδούς φακού δίνεται ίσο με 50.5, διαπιστώνεται ότι η τιμή αυτή είναι σημαντικά υψηλότερη σε σχέση με την υπολογισθείσα τιμή για το υλικό PMMA και το ακρυλικό υλικό. Αυτό συνεπάγεται ότι, η ολική χρωματική εκτροπή του οφθαλμού στο οποίο εμφυτεύεται ενδοφακός, αναμένεται να είναι μεγαλύτερη (σχεδόν τριπλάσια σε τιμή) από του φυσιολογικού οφθαλμού.



Παρ' όλα αυτά δεν έγινε εμφανές από την έρευνα αυτή, εάν και κατά πόσο η αύξηση της LCA έπεται από την ένθεση ενδοφακού επιφέρει κάποιο αρνητικό αποτέλεσμα στην όραση. Για να διευκρινιστεί κατά πόσο είναι εφικτό αυτό, δεν αρκεί η *in vitro* μέτρηση που πραγματοποιήθηκε στην συγκεκριμένη έρευνα, και γι' αυτό το λόγο πραγματοποιήθηκε η παρούσα *in vivo* μέτρηση σε ζώντες οφθαλμούς φυσιολογικούς και μετεγχειρητικούς σαν συνέχεια της έρευνας του Damian Sieldeski και Χαρίλαου Γκίνη.

## **4.3 ΟΠΤΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ ΟΦΘΑΛΜΩΝ**

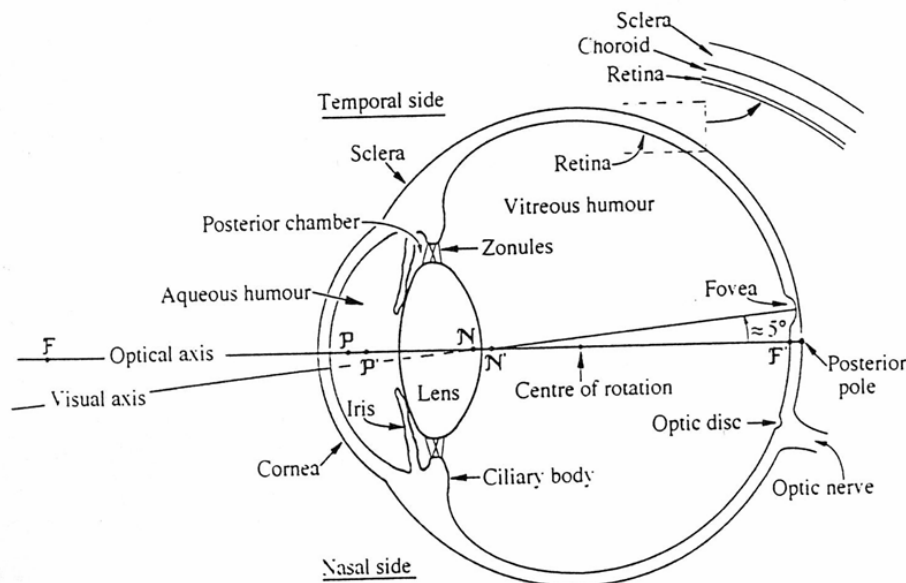
### **4.3.1 ΓΕΝΙΚΑ**

Στην προηγούμενη παράγραφο έγινε συχνή αναφορά στα οπτικά μοντέλα οφθαλμών, προσομοιώσεις οι οποίες χρησιμοποιούνται σε πολλές ερευνητικές μελέτες για να εξυπηρετήσουν μία ποικιλία αναγκών. Τα οπτικά μοντέλα οφθαλμών, αποτελούν προσομοιώσεις των πραγματικών οφθαλμών, τα οποία παρουσιάζουν ως ένα βαθμό ανατομική πιστότητα, εφόσον οι τιμές των ανατομικών τους παραμέτρων προέρχονται, είτε από πλήθος μετρήσεων σε μεγάλο αριθμό φυσιολογικών οφθαλμών, είτε από πολλές μετρήσεις που πραγματοποιούνται σε ένα μόνο οφθαλμό.

Η χρησιμότητα της σχεδίασης και της κατασκευής αυτών των μοντέλων που αντιγράφουν τις ανατομικές και οπτικές ιδιότητες των φυσιολογικών οφθαλμών, εντοπίζεται στο πεδίο της έρευνας και της τεχνολογίας για:

- τον σχεδιασμό οπτικών μέσων
- τον έλεγχο και την βαθμονόμηση των μηχανημάτων
- την προσομοίωση πειραμάτων
- την καλύτερη κατανόηση του ρόλου των διαφορετικών οπτικών παραμέτρων του οφθαλμού.
- και την πρόβλεψη της οπτικής απόδοσης εκείνων των ματιών που υποβάλλονται στις διαθλαστικές χειρουργικές διαδικασίες επέμβαση ή επέμβαση τοποθέτησης εμφυτευμάτων (πχ. ενδοφακών). Αυτό μπορεί να γίνει από την εκτίμηση της οπτικής ποιότητας της εικόνας σε διάφορα επίπεδα defocus, contrast και pupil size, μέσω του υπολογισμού του MTF από ένα model eye.

Τα πρώτα ανατομικά μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν είναι τα paraxial schematic eyes και παρουσιάζουν αποκλίσεις από το ανατομικά ορθό, καθώς χρησιμοποιούνται για υπολογισμούς σε περιοχές κοντά στον οπτικό άξονα. Τα σημεία στα οποία τα μοντέλα αυτά έρχονται σε αντίθεση με τον φυσιολογικό οφθαλμό, είναι ότι δεν λαμβάνουν υπόψη σημαντικούς ανατομικούς παράγοντες του πραγματικού οφθαλμού όπως είναι η ασφαιρικότητα των διαθλαστικών επιφανειών, το γεγονός ότι τα κεντρικά τους σημεία συχνά δεν είναι συνευθειακά, η απόσταση της γραμμής όρασης από τον οπτικό άξονα (ίση με  $5^\circ$  περίπου), καθώς και το ότι ο δείκτης διάθλασης του κρυσταλλοειδούς φακού είναι βαθμιδωτός.



**Σχήμα 4.3.1.α :** Γενικά ανατομικά χαρακτηριστικά του φυσιολογικού οφθαλμού. Αναπαρίστανται και τα κομβικά ( $NN'$ ) κύρια ( $PP'$ ) και εστιακά( $FF'$ ) σημεία.

Τα νεότερα όμως ανατομικά μοντέλα (wide angle schematic eyes) παρουσιάζουν μεγαλύτερη ανατομική πιστότητα και επιπροσθέτως επιτρέπουν τον υπολογισμό της οπτικής συμπεριφοράς και των εκτροπών σε μη παραξονικές περιοχές. Χρησιμοποιούν ασφαιρικές επιφάνειες καθώς και βαθμιδωτό δείκτη διάθλασης. Τέλος δεν ακολουθούν απαραίτητα την αξονική συμμετρία και μετακινούν το κέντρο του φακού, της ίριδας ή άλλων παραμέτρων εκτός του άξονα, προκειμένου να αποδώσουν με ακρίβεια την οπτική συμπεριφορά του οφθαλμού.

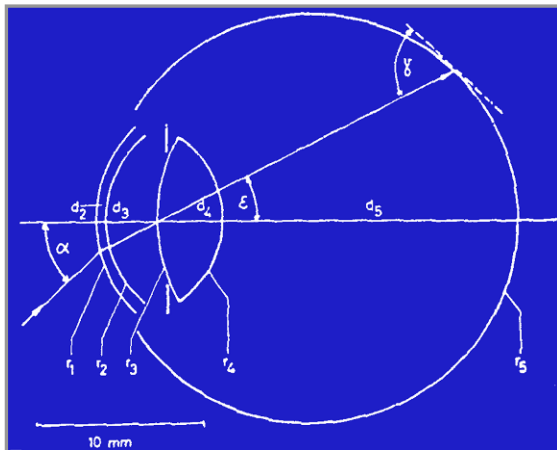
Ανάλογα με την μέτρηση που θέλουμε να πραγματοποιήσουμε και τις παραμέτρους που θέλουμε να υπολογίσουμε, χρησιμοποιούμε και το αντίστοιχο οπτικό μοντέλο. Παρακάτω, θα αναλύσουμε ορισμένα κύρια χαρακτηριστικά τριών βασικών οπτικών μοντέλων, τα οποία βρίσκουν εφαρμογή, εκτός των άλλων, και στον υπολογισμό της εγκάρσιας και διαμήκης χρωματικής εκτροπής. Αυτή η ανάλυση θα γίνει με σκοπό την κατανόηση προηγούμενης μελέτης σχετικά με την *in vitro* μέτρηση της χρωματικής εκτροπής των ενδοφακών, η οποία στηρίχθηκε σε τιμές των ανατομικών δομών του οφθαλμού όπως προέκυψαν από το οπτικό μοντέλο Gullstrand και Le Grand.

### 4.3.2 GULLSTRAND- LE GRAND

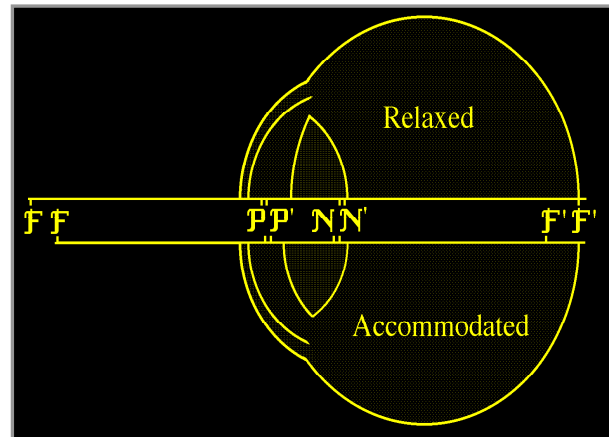
Το οπτικό μοντέλο **Gullstrand και Le Grand**, είναι ένα απλοποιημένο μοντέλο του ανθρώπινου οφθαλμού, το οποίο χρησιμοποιείται για υπολογισμούς σε περιοχές κοντά στον οπτικό άξονα και εμφανίζει τα παρακάτω χαρακτηριστικά:

- Αποτελείται από 2 κερατοειδικές και 2 φακικές επιφάνειες
- Είναι εμφανής ο διαχωρισμός του άξονα όρασης και του οπτικού άξονα
- Παρουσιάζει ευρεία χρησιμοποίηση για τον υπολογισμό first –order aberrations
- Χαρακτηρίζεται από διαφορετικές παραμέτρους του φακού για τις δύο ακραίες φάσεις της προσαρμογής, δηλαδή για την περίπτωση της μη προσαρμογής και για πλήρη προσαρμογή, αλλά όχι για τα ενδιάμεσα στάδιά της.
- Παρουσιάζει τέτοια ακτίνα καμπυλότητας ώστε να εξισορροπεί τη διαθλαστική δύναμη του φακού
- Εμφανίζει σταθερό δείκτη διάθλασης φακού, ώστε να απλοποιεί την πολύπλοκη εσωτερική δομή του φακού
- Μοντελοποιεί την χρωματική εκτροπή
- Προβλέπει τη συμβολή κάθε μέσου στη συνολική χρωματική εκτροπή
- Dispersion formula according to approximation of Le-Grand :

$$n(\lambda) = 1.3999 + 9.2492/(\lambda \times 10^3 - 130) \quad (1)$$



Σχήμα 4.3.2.a : Gullstrand-Le grand οπτικό μοντέλο όπου είναι εμφανής ο διαχωρισμός άξονα όρασης και οπτικού άξονα

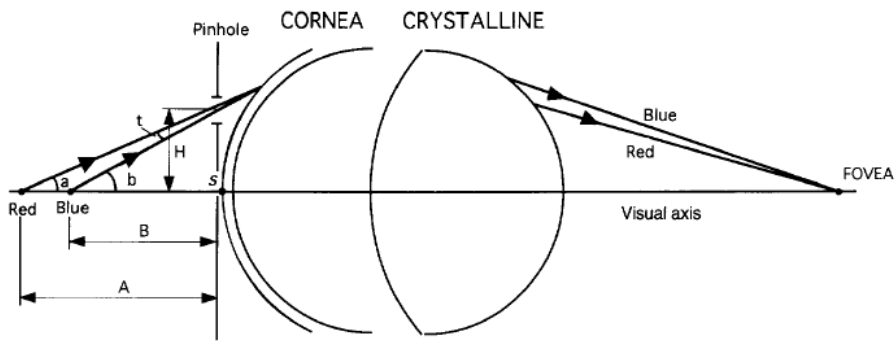


Σχήμα 4.3.2.b : Gullstrand-Le Grand για τις δύο φάσεις προσαρμογής

Medium	Radius(mm)	Thickness(mm)	Refr.Index
Cornea	7.8	0.55	1.3771
Aqueous	6.5	3.05	1.3374
Lens	10.2	4.0	1.4200
Vitreous	-6.0	16.00	1.3360
Refr.Power(D)	59.94		

Πίνακας 4.3.2.a : Οπτικά χαρακτηριστικά του μοντέλου οφθαλμού Gullstrand-Le Grand

Στο οπτικό μοντέλο οφθαλμού του Gullstrand και Le Grand όπως απεικονίζεται και στο Σχήμα 4.3.2.a, οι δείκτες διάθλασης του κερατοειδή, του υδατοειδούς υγρού, του κρυσταλλοειδούς φακού και του υαλοειδούς, εξαρτώνται από το μήκος κύματος που χρησιμοποιείται στις διάφορες εφαρμογές. Ο δείκτης διάθλασης  $n$  των οπτικών μέσων συναρτήσει του μήκους κύματος εκφράζεται με τις παρακάτω πολυωνυμικές εξισώσεις :



Σχήμα 4.3.2.c.: Αναπαράσταση του Le Grand model eye παρεμβάλλοντας pinhole μπροστά από τον κερατοειδή το οποίο είναι τοποθετημένο σε απόσταση H από τον οπτικό άξονα. Οι αποστάσεις A και B είναι τα σημεία του αμφιβληστροειδή στα οποία απεικονίζονται τα κόκκινα και μπλε αντικείμενα.(E.R. Villegas et al -1996) <sup>14</sup>

1. Refraction index for the cornea:

$$n(\lambda) = 1.51167 - 0.000636054 \lambda + (1.17 \times 10^{-6} \lambda^2) - (1.01 \times 10^{-9} \lambda^3) + (3.31 \times 10^{-13} \lambda^4) \quad (2)$$

2. Refraction index for the aqueous humor:

$$n(\lambda) = 1.49072 - 0.000805138 \lambda + (1.68 \times 10^{-6} \lambda^2) - (1.66 \times 10^{-9} \lambda^3) + (6.31 \times 10^{-13} \lambda^4) \quad (3)$$

3. Refraction index for the crystalline:

$$n(\lambda) = 1.53808 - 0.000448268 \lambda + (5.74 \times 10^{-7} \lambda^2) - (2.61 \times 10^{-10} \lambda^3) \quad (4)$$

4. Refraction index for the vitreous humor:

$$n(\lambda) = 1.45634 - 0.000561861 \lambda + (1.02 \times 10^{-6} \lambda^2) - (8.70 \times 10^{-10} \lambda^3) + (2.84 \times 10^{-13} \lambda^4) \quad (5)$$

Λαμβάνοντας υπόψη την γραμμική συσχέτιση που υπάρχει μεταξύ της εγκάρσιας χρωματικής εκτροπής (CDR) για δύο μήκη κύματος και της διαμήκουσ χρωματικής εκτροπής (CDRx) για τα ίδια μήκη κύματος, η εγκάρσια χρωματική εκτροπή μπορεί να εκφραστεί ως εξής:

$$CDR = H * CDRx \quad (6)$$

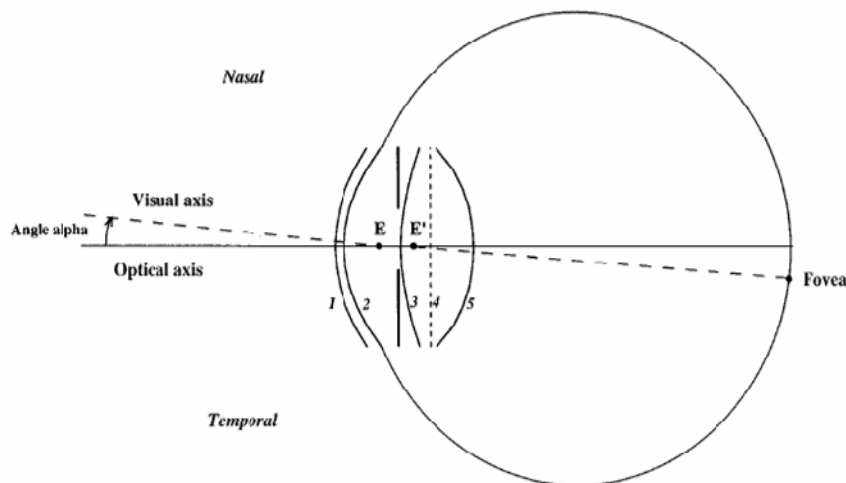
,όπου  $H$  είναι η θέση τοποθέτησης του  $\rho$ inhole και η διοπτρική διαφορά μεταξύ της θέσης του αντικειμένου ( $1/S$ ) για ένα μήκος κύματος  $\lambda$  και για το μήκος κύματος  $589\text{nm}$ , εκφράζει την χρωματική διαφορά του διαθλαστικού σφάλματος  $CDRx$  :

$$CDRx = 1/S_\lambda - 1/S_{589} \quad (7)$$

Το Le Grand model eye το οποίο χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της διαμήκους χρωματικής εκτροπής, υποεκτιμά την τιμή της  $CDRx$  στην παραξονική προσέγγιση. Αντιθέτως, το μοντέλο αυτό υπερεκτιμά τη σφαιρική εκτροπή. Η  $CDR$  εξαρτάται γραμμικά από την  $LCA$  και τη σφαιρική εκτροπή.

### 4.3.3 ΛΙΟΥ – BRENNAN ΚΑΙ NAVVARO EYE MODEL

Στα μη παραξονικά ή ευρείας γωνίας οπτικά μοντέλα τα οποία παρουσιάζουν μεγάλου βαθμού ανατομική πιστότητα ανήκουν τα μοντέλα οφθαλμού του Liou- Brennan καθώς και του Navvaro.



Σχήμα 4.3.3.α: Σχηματική αναπαράσταση του οπτικού μοντέλου Liou- Brennan (H-L Liou and N.A. Brennan - 1997)

Το μοντέλο οφθαλμού του **Liou- Brennan** αποτελεί το πιο σύνθετο οπτικό μοντέλο και εμφανίζει συνοπτικά τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

- Εμφανίζει τέσσερις ασφαιρικές διαθλαστικές επιφάνειες.
- Παρουσιάζει βαθμιδωτό δείκτη διάθλασης του κρυσταλλοειδούς φακού (GRIN).

- Η συνολική διοπτρική δύναμη 60.35D και το αξονικό μήκος 23,95 μμ.
- Ο άξονας όρασης διαχωρίζεται από τον οπτικό άξονα.
- Χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό χρωματικών και σφαιρικών εκτροπών.
- Αποτελεί αξιόπιστο μοντέλο για υπολογισμό της οπτικής συμπεριφοράς.

Surface	Radius(mm)	Asphericity	Thickness	n at 555nm
1	7.77	-0.18	0.50	1.376
2	6.40	-0.60	3.16	1.336
3(pupil)	12.40	-0.94	1.59	Grad A
4	Infinity	-	2.43	Grad P
5	-8.10	+0.96	16.27	1.336

**Πίνακας 4.3.3α: Οπτικά χαρακτηριστικά του μοντέλου οφθαλμού Liou- Brennan(H-L Liou and N.A. Brennan - 1997)**

Πιο αναλυτικά όσον αφορά τα χαρακτηριστικά του μοντέλου αυτού, η **ανατομική ακρίβεια** είναι πολύ σημαντικός παράγοντας για την μοντελοποίηση της όρασης σε διαθλαστικές εφαρμογές. Η διαθλαστική δύναμη του συγκεκριμένου οπτικού μοντέλου είναι 60,35 D και προσεγγίζει την πραγματική τιμή του οφθαλμού (60,00D) και το αξονικό του μήκος είναι 23,95 mm που είναι συγκρίσιμο με το πραγματικό αξονικό μήκος. Σε σχέση με άλλα οπτικά μοντέλα η ανατομική ακρίβεια του μοντέλου αυτού είναι πολύ μεγάλη.

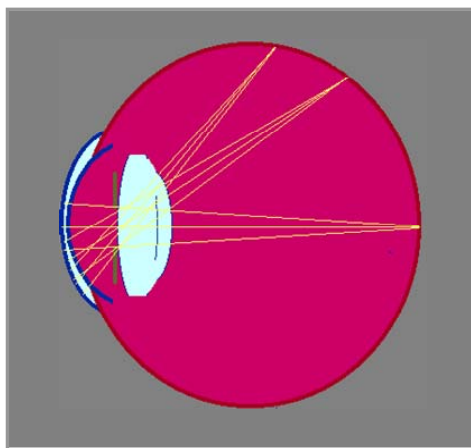
Η **ασφαιρική** οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή, σε συνδυασμό με την ασφαιρική πρόσθια επιφάνειά του, παρέχει στον κεντρικό κερατοειδή πάχος ίσο με 0.50 mm και 0,90mm σε ακτίνα 6mm από τον κεντρικό κερατοειδή. Το πάχος, αυξάνεται προοδευτικά από το κέντρο προς την περιφέρεια. Αυτή η κατασκευή του μοντέλου το καθιστά πιο ρεαλιστική αποτύπωση του πάχους του κερατοειδή σε σχέση με τις αντίστοιχες τιμές προηγούμενων μοντέλων.

Επιπλέον το Liou-Brennan model eye είναι το πρώτο που ενσωματώνει τόσο την **γωνία άλφα(angle alpha)**, όσο και την εκκεντρότητα της κόρης. Η γωνία άλφα είναι η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ του οπτικού άξονα και του άξονα όρασης και έχει θετική τιμή, όταν ο άξονας όρασης στο χώρο του αντικειμένου βρίσκεται στη ριλική πλευρά του οπτικού άξονα. Το μοντέλο αυτό έχει γωνία άλφα ίση με πέντε μοίρες και αυτό χρησιμοποιείται σε υπολογισμούς της ποιότητας του ειδώλου, όπως σε MTF.

Η **εκκεντρότητα** της κόρης υφίσταται στο μοντέλο αυτό για λόγους πιστής αναπαράστασης. Η εκκεντρότητα της ανθρώπινης κόρης, είναι 0,5 mm και προκαλεί εγκάρσια **χρωματική εκτροπή** . Για το συγκεκριμένο μοντέλο αυτό αντιστοιχεί σε foveal TCA περίπου 1.2 arcmin για το κόκκινο και μπλε φως στα 605 και 497 nm αντίστοιχα.

Η **σφαιρική εκτροπή** προβλέπεται σε αυτό το οπτικό μοντέλο, εξαιτίας της ενσωμάτωσης των ασφαιρικών επιφανειών τόσο για τον πρόσθιο και οπίσθιο κερατοειδή, όσο και για τον πρόσθιο και οπίσθιο κρυσταλλοειδή φακό. Επίσης ο βαθμιδωτός δείκτης διάθλασης του φακού, παρέχει ορισμένου βαθμού αρνητικές σφαιρικές εκτροπές στη συνολική θετική σφαιρική εκτροπή εξαιτίας του κερατοειδή. Αυτό αντιστοιχεί στην γενική εικόνα ότι ο φακός παίζει σημαντικό ρόλο στη μείωση των εκτροπών του οφθαλμού.

Τέλος όσων αφορά το **δείκτη διάθλασης**, ο βαθμιδωτός δείκτης διάθλασης του μοντέλου αυτού που αναφέρθηκε και προηγουμένως, αντιπροσωπεύει την ανατομική δομή του κρυσταλλοειδούς φακού.



**Σχήμα 4.3.3.b : Σχηματική απεικόνιση του Navarro wide angle model eye (Rafael Navarro et all -1999) <sup>16</sup>**



Το μοντέλο οφθαλμού του **Navarro** προορίζεται για ευρείας γωνίας υπολογισμούς και αποτελείται από τέσσερις ασφαιρικές κωνικές διαθλαστικές επιφάνειες και μία σφαιρική η οποία αντιπροσωπεύει τον αμφιβληστροειδή και έχει ακτίνα καμπυλότητας 12 mm . Το μοντέλο αυτό δεν χαρακτηρίζεται από βαθμιδωτό δείκτη διάθλασης φακού και χρησιμοποιείται κυρίως για υπολογισμό υψηλής τάξης εκτροπών καθώς και χρωματικών εκτροπών. Τα οπτικά του χαρακτηριστικά παρατίθενται στους πίνακες που ακολουθούν.

	Type	Conic	Radius(mm)	Thickness(mm)	Optimal
1	Conic	-0.26	7.72	0.55	Cornea
2	Spherical	0	6.50	3.05	Aqueous
stop	Plane	0	Infinity	0	Aqueous
4	Conic	-3.1316	10.20	4.00	Lens
5	Conic	-1.0	-6.00	16.3203	Vitreous
Image	Spherical		-12.0		

**Πίνακας 4.3.3.b: Οπτικά χαρακτηριστικά Navarro model eye(Rafael Navarro et all -1999)**

Medium	458 nm	543 nm	589.0 nm	632.8 nm
Cornea	1.3828	1.3777	1.376	1.3747
Aqueous	1.3445	1.3391	1.3374	1.336
Lens	1.4292	1.4222	1.42	1.4183
Vitreous	1.3428	1.3377	1.336	1.3347

**Πίνακας 4.3.3.c: Δείκτες διάθλασης οπτικών μέσων του μοντέλου οφθαλμού συναρτήσει του μήκους κύματος(Rafael Navarro et all -1999)**

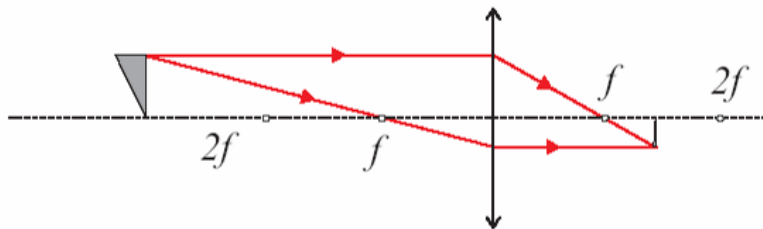
## 4.4 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ - ΟΠΤΟΜΕΤΡΟ BADAL

### 4.4.1 ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΟΠΤΟΜΕΤΡΟΥ

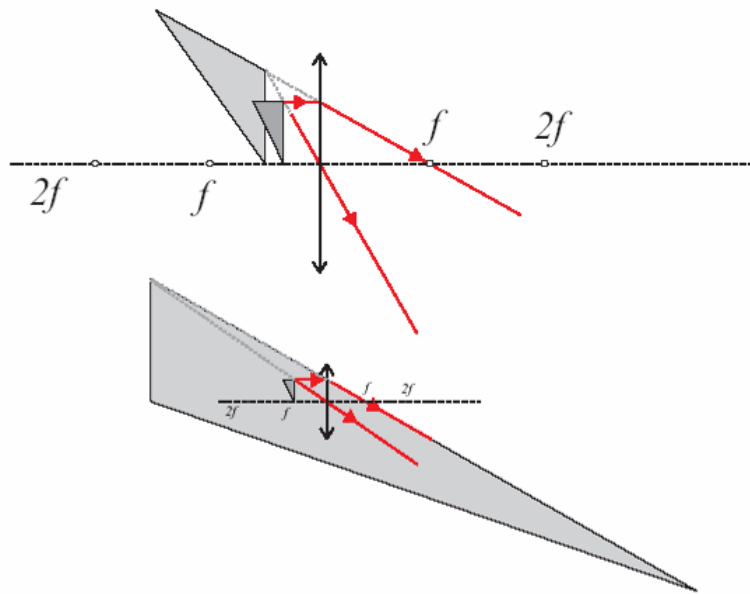
Το οπτόμετρο Badal αποτελείται από ένα θετικό φακό (διοπτρικής ισχύος εν προκειμένω τριών διοπτριών) και ο οφθαλμός, δηλαδή ο εξεταζόμενος, τοποθετείται σε απόσταση ίση με την εστιακή απόσταση του φακού, δηλαδή περίπου ίση με 33cm.

Ο **θετικός φακός** σε ένα οπτικό σύστημα δρα ως εξής:

- Όταν ένα αντικείμενο βρίσκεται μακρύτερα από την εστιακή απόσταση  $f$ , το είδωλο του αντικειμένου σχηματίζεται στον χώρο του ειδώλου (είδωλο πραγματικό και ανεστραμμένο, (Σχήμα 4.4.1.a ) δηλαδή πίσω από τον οφθαλμό και οι ακτίνες φτάνουν στον οφθαλμό συγκλίνουσες.
- Στην περίπτωση όπου το αντικείμενο βρίσκεται μεταξύ του φακού και της εστίας  $f$ , το είδωλο σχηματίζεται πλησιέστερα, σε σημείο πιο κοντά από το άπειρο (Σχήμα 4.4.1.b) και οι ακτίνες φτάνουν στον οφθαλμό αποκλίνουσες.
- Τέλος, όταν το αντικείμενο βρίσκεται στην εστιακή απόσταση του φακού  $f$ , το είδωλο του αντικειμένου σχηματίζεται στο άπειρο (Σχήμα 4.4.1.c ) και οι ακτίνες έρχονται στον οφθαλμό παράλληλα.



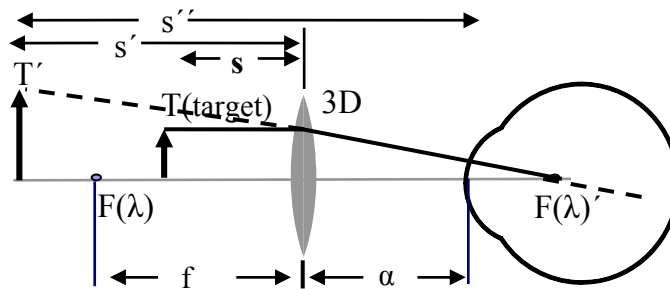
Σχήμα :4.4.1.α) Απεικόνιση ειδώλου όταν το αντικείμενο βρίσκεται πιο μακριά από εστιακή απόσταση φακού. <sup>35</sup>



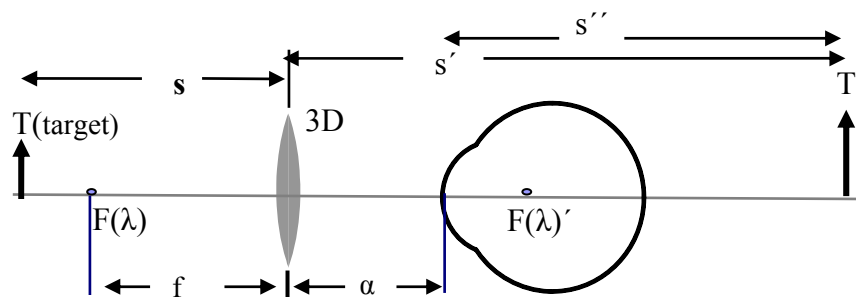
Σχήμα : 4.4.1.b) Απεικόνιση ειδώλου όταν το αντικείμενο βρίσκεται πιο κοντά από την εστιακή απόσταση φακού, 4.4.1.c) Απεικόνιση ειδώλου όταν το αντικείμενο βρίσκεται στην εστιακή απόσταση του φακού. <sup>35</sup>

Συνεπώς, σύμφωνα με τα ανωτέρω, κατά την χρήση του οπτομέτρου Badal, προκειμένου να εστιάσει το είδωλο του αντικειμένου ευκρινώς στον αμφιβληστροειδή, θα πρέπει να συμβούν τα εξής :

- Στην περίπτωση όπου ο εξεταζόμενος είναι **εμμέτρωπας**, θα πρέπει να τοποθετήσει τον στόχο **T** της διάταξης, στην εστιακή απόσταση του φακού προκειμένου να τον δει με ευκρίνεια.
- Εάν ο εξεταζόμενος είναι **μύωπας**, τότε ο στόχος θα πρέπει να μετακινηθεί πιο κοντά από την εστιακή απόσταση του φακού (Σχήμα 4.4.1.d)
- Και τέλος στην περίπτωση που ο εξεταζόμενος είναι **υπερμέτρωπας**, προκειμένου ο στόχος να είναι ευκρινής για τον εξεταζόμενο, θα πρέπει να τοποθετηθεί σε κάποιο σημείο πίσω από την εστιακή απόσταση του φακού. (Σχήμα 4.4.1.e)



Σχήμα 4.4.1.d : Αρχή λειτουργίας οπτόμετρου Badal για την περίπτωση μύωπα.



Σχήμα 4.4.1.e : Αρχή λειτουργίας οπτόμετρου Badal για την περίπτωση υπερμέτρωπα.

Για να γίνει πιο κατανοητή η λειτουργία του οπτόμετρου παρατίθεται το εξής παράδειγμα:

**Παράδειγμα :** Έστω ότι η απόσταση μεταξύ φακού badal και οφθαλμού είναι  $a = 27\text{cm}$  , η απόσταση μεταξύ στόχου T και φακού badal είναι  $s = 35\text{cm}$  και η εστιακή απόσταση του φακού είναι  $f = 30\text{cm}$ .(Σχήμα 4.4.1.e)

Από την εξίσωση των λεπτών φακών (Gauss) ισχύει:

$$1/s + 1/s' = 1/f$$

Επομένως για τα δεδομένα μας προκύπτει:

$1/s' = 1/f - 1/s = 1/0.30 - 1/0.35 = 0.48\text{m}$  άρα  $s' = 1/0.48 = 2.08\text{m} > 0$  (πραγματικό είδωλο, δεξιά του φακού)

Συνεπώς προκύπτει ότι το είδωλο  $T'$  του στόχου  $T$  (για έναν υπερμέτρωπα) απεικονίζεται σε μία απόσταση δεξιά του φακού (εφόσον έχει θετική τιμή) και πίσω από τον οφθαλμό (όπως προκύπτει από την αριθμητική τιμή της απόστασης  $s'$ ).

Το vergence δηλαδή το αντίστροφο της απόστασης μεταξύ ειδώλου και οφθαλμού, εκφράζει το διαθλαστικό σφάλμα εκφρασμένο σε διοπτρίες και υπολογίζεται ως εξής:

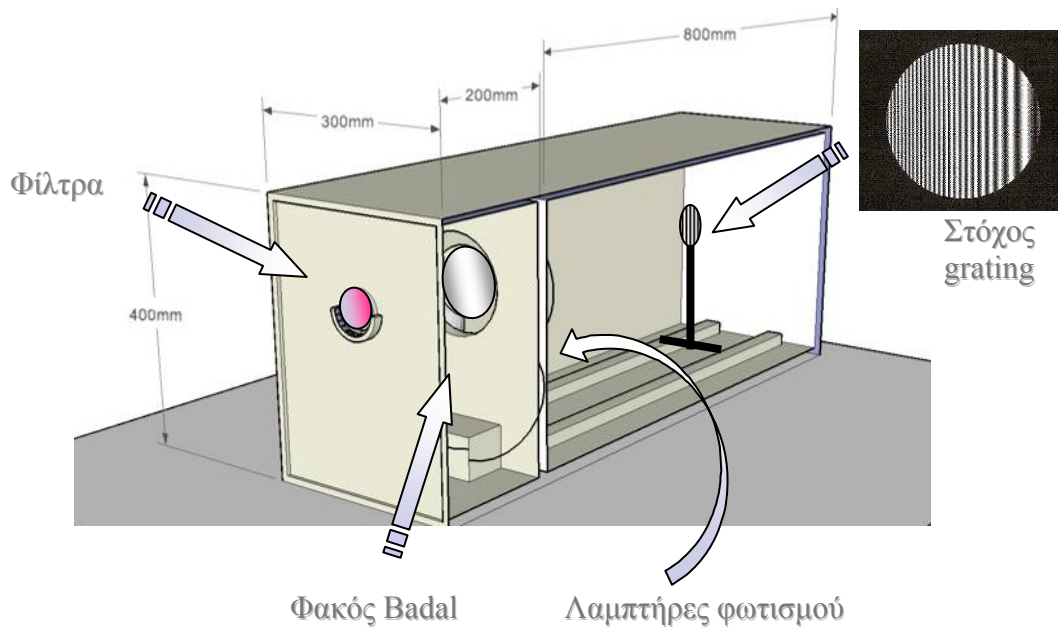
$$\text{vergence (1/s'')} = 1 / \text{απόσταση ειδώλου από οφθαλμό}$$

άρα  $1/s'' = 1/(s' - a) = 1/(2.08 - 0.27) = 0,55\text{ D}$ , όπου  $s''$  η απόσταση του ειδώλου  $T'$  από τον οφθαλμό και  $s'$  η απόσταση του ειδώλου  $T'$  από τον φακό Badal, είναι η χρωματική εκτροπή εκφρασμένη σε διοπτρίες όπως υπολογίσθηκε από το οπτόμετρο badal για την συγκεκριμένη περίπτωση.

#### **4.4.2 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΟΡΓΑΝΟΥ ΜΕΤΡΗΣΗΣ**

Σκοπός του πειράματος ήταν ο υπολογισμός της χρωματικής εκτροπής διαφόρων τύπων ενδοφακών. Για τη διεξαγωγή της μέτρησης αυτής, κατασκευάστηκε ένα τροποποιημένο οπτόμετρο Badal (Σχήμα 4.4.2 α).

Η πειραματική διάταξη όπως είναι εμφανές και στο σχήμα (4.4.2.α), συντίθεται κατά κύριο λόγο από τρία βασικά τμήματα: τον στόχο, τον φακό Badal και τα φίλτρα.

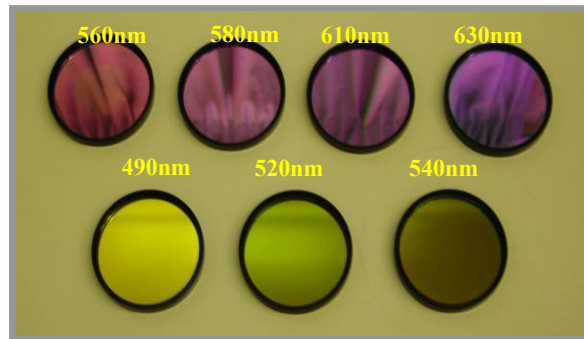


Σχήμα 4.4.2.α : Σχηματική απεικόνιση της πειραματικής διάταξης- οπτόμετρο Badal

Ο **στόχος**, ο οποίος χρησιμοποιήθηκε αναπαριστά grating μεταβαλλόμενης χωρικής συχνότητας με κατακόρυφο προσανατολισμό έτσι ώστε να είναι δυνατή η αξιολόγηση της όρασης του εξεταζόμενου ως προς τον οριζόντιο προσανατολισμό. Η χωρική συχνότητα του grating αυξάνεται προς τα δεξιά, ενώ το contrast και η φωτεινότητα παραμένουν σταθερά. Η χρήση του συγκεκριμένου στόχου αποσκοπεί στην προβολή ενός ερεθίσματος στο οποίο ο ασθενής θα μπορεί να προσηλώνει το βλέμμα του και με προσθοπίστια κίνησή του στόχου θα μπορεί να διακρίνει τις λεπτομέρειες (λεπτές γραμμές).

Ο **φακός** του οπτικού συστήματος, εμφανίζει θετική διοπτρική ισχύ 3D και εστιακή απόσταση ~ 30 cm.

Τα χρωματικά **φίλτρα** τα οποία τοποθετούνται διαδοχικά μπροστά από τον οφθαλμό κατά τη διαδικασία της μέτρησης, απεικονίζονται στην εικόνα που ακολουθεί.



Σχήμα 4.4.2.b : Χρωματικά φίλτρα πειραματικής διάταξης.

Η χρήση των φίλτρων αυτών αποσκοπεί στην διέλευση ακτινών διαφορετικού μήκους κύματος στο σύστημα (490nm, 520nm, 540nm, 560nm, 580nm, 610nm και 630nm αντίστοιχα). Οι ακτίνες μικρού μήκους κύματος, όταν διέλθουν μέσα από ορισμένα υλικά διαθλώνται περισσότερο σε σχέση με τις ακτίνες μεγάλου μήκους κύματος, με αποτέλεσμα οι ακτίνες που διαπερνούν αυτό το οπτικό σύστημα, να εστιάζονται σε διαφορετικό σημείο. Αυτό το φαινόμενο, όπως έχει αναφερθεί σε προηγούμενη παράγραφο, χαρακτηρίζεται ως αξονική χρωματική εκτροπή. Συνεπώς, τα χρωματικά φίλτρα τα οποία προσαρμόζονται στη πειραματική διάταξη, λειτουργούν κατά τέτοιο τρόπο ώστε υπολογίζοντας αρχικά την απόσταση στην οποία ο στόχος της διάταξης εστιάζεται ευκρινώς και έπειτα από αλληλουχία υπολογισμών που θα αναφερθούν στη συνέχεια, να οδηγούν στην καταγραφή της συγκεκριμένης εκτροπής για διαφορετικά μήκη κύματος.

Το focal length του φακού του συστήματος μεταβάλλεται με το μήκος κύματος, δηλαδή είναι διαφορετικό για κάθε φίλτρο. Αυτό συμβαίνει ως αποτέλεσμα της εξάρτησης της εστιακής απόστασης του φακού  $f$  από το δείκτη διάθλασης  $n$  και συνεπώς και από το μήκος κύματος  $\lambda$ . (τύπος 4.4.2)

$$1/s + 1/s' = [n_L(\lambda) - n_m(\lambda) - 1] / (1/R_1 - 1/R_2) = 1/f(\lambda)$$

(4.4.2)

Εξαιτίας της εφαρμογής των παραπάνω φίλτρων, ο φακός *badal* εμφανίζει μικρή πρόσθετη αλλαγή του focal length  $f(\lambda)$ , σε αντίθεση με το οπτόμετρο που αναλύθηκε σε

προηγούμενη παράγραφο, όπου το  $f(\lambda)$  για  $\lambda=550\text{nm}$  παραμένει σταθερό για όλες τις μετρήσεις.

## **4.5 ΟΡΓΑΝΩΣΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ**

### **4.5.1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ**

Για το σκοπό της παρούσας μελέτης, οι εξεταζόμενοι που αποτέλεσαν το δείγμα είναι άτομα τα οποία προσήλθαν στα εξωτερικά οφθαλμολογικά ιατρεία, προκειμένου να υποβληθούν σε πλήρη οφθαλμολογικό έλεγχο, στην πλειοψηφία τους στα πλαίσια μετεγχειρητικού ελέγχου έπειτα από επέμβαση καταρράκτη.

Επιλέχθηκαν σαράντα ασθενείς. Δεκατρία άτομα (δεκατρείς φυσιολογικοί οφθαλμοί), αποτέλεσαν την ομάδα ελέγχου και είκοσι επτά χειρουργημένοι ασθενείς αποτέλεσαν το δείγμα των ψευδοφακικών οφθαλμών. Η ηλικία των ατόμων του ψευδοφακικού δείγματος παρουσίαζε διακύμανση από 55 έως 85 έτη. Οι δώδεκα από αυτούς ήταν άνδρες, ενώ οι δεκαπέντε ήταν γυναίκες. Δώδεκα άτομα από το δείγμα παρουσίαζαν διαθλαστικό σφάλμα, σφαιρώμα με διακύμανση από -1.50 διοπτρίες έως +3,00 διοπτρίες και κύλινδρο με διακύμανση από 0 έως -2 διοπτρίες. Η βέλτιστη διορθωμένη οπτική οξύτητα των ασθενών για μακριά (Best spectacle corrected Visual Acuity) κυμαινόταν στα 8/10 έως 10/10.

Όλοι οι ασθενείς που αξιολογήθηκαν για τον σκοπό της μελέτης, είχαν υποβληθεί σε χειρουργική επέμβαση καταρράκτη και τοποθέτηση ενδοφακού. Στους πέντε εκ των ασθενών είχε εισαχθεί φακός SOFTEC III της εταιρίας Lenstec, τέσσερα άτομα είχαν φακό TECNIS ZA9003 της εταιρίας AMO, άλλα τέσσερα άτομα είχαν φακό Acrysof SA60AT της Alcon, τρία άτομα είχαν φακό Acrysof MA60BM της Alcon και τέλος έντεκα άτομα είχαν φακό τύπου AcrysofNatural SN60AT της Alcon. Η διοπτρική ισχύς των ενδοφακών που μετρήθηκαν παρουσίαζε διακύμανση από 14,0 έως και 23,5 διοπτρίες με μέση τιμή τις 20,3 διοπτρίες.

Λεπτομερέστερα, τα στοιχεία που προέκυψαν από το ιστορικό των ασθενών, καταγράφονται στους παρακάτω συγκεντρωτικούς πίνακες, όπου αναγράφονται τα αρχικά του ονόματός τους, η ημερομηνία καταγραφής, το φύλο, ο οφθαλμός στον



οποίο πραγματοποιήθηκε η εξέταση, το διαθλαστικό σφάλμα (σφαιρώμα, κύλινδρος), η καλύτερη διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά, ο τύπος του ψευδοφακού καθώς και οι διοπτρίες του. Οι μετρήσεις καθώς και η καταγραφή των στοιχείων των ασθενών, πραγματοποιήθηκαν κατόπιν συγκατάθεσης του ασθενούς στα πλαίσια μετεγχειρητικού ελέγχου ή απλής οφθαλμολογικής εξέτασης, η οποία έλαβε χώρα στα εξωτερικά ιατρεία του Πανεπιστημιακού νοσοκομείου του Ηρακλείου από τον Ιούλιο του 2007 έως τον Ιανουάριο του 2008.

A/A	Όνομα	Φύλο	OD/OS	Σφαιρώμ	Κύλινδρο	Βελτ. ο.ο
1	B.A	F	OS	+1.25	0	10/10
2	B.A	F	OD	+1.25	0	10/10
3	Δ.Κ	F	OS	+2.25	0	10/10
4	Δ.Κ	F	OD	+2.50	0	10/10
5	D.K	F	OS	0	0	10/10
6	D.K	F	OD	0	0	10/10
7	Φ.Ε	F	OS	0	0	10/10
8	Φ.Ε	F	OD	0	0	10/10
9	B.K	M	OS	0	0	10/10
10	B.K	M	OD	0	0	10/10
11	B.D	F	OS	0	0	10/10
12	B.D	F	OD	0	0	10/10
13	M.K	F	OS	0	0	10/10

**Πίνακας 4.5.1.α:** Καταγραφή στοιχείων των ατόμων που αποτέλεσαν το control group, (πχ όνομα, φύλο, δεξιός ή αριστερός οφθαλμός, διαθλαστικό σφάλμα και βέλτιστη διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά)

A/A	Όνομα	Φύλο	OD/OS	Σφαίρ	Κύλινδ	V.A	TypeI	IOLDio
1	K.I	F	OD	+1.50	0	0.8	SOFTEC	20.5
2	X.I	F	OD	0	0	1.0	SOFTEC	23.5
3	ΠΜ	F	OS	0	0	0.9	SOFTEC	20.0
4	ΜΑ.Α	F	OS	0	0	1.0	SOFTEC	19.0
5	ΦΡ.Ι	M	OS	0	0	0.8	SOFTEC	20.5
6	M.A	F	OS	0	0	1.0	SA60AT	17.0
7	BL.E	M	OS	+0.50	+0.50*17	1.0	SA60AT	19.0
8	E.A	F	OD	0	0.75*90	0.8	SA60AT	22.5
9	ΜΙ.Α	F	OS	0	0	1.0	SA60AT	17.0
10	B.E	M	OD	0	0	0.8	MA60B	22.0
11	M.Φ	F	OD	0	0	0.8	MA60B	23.5
12	LE.M	F	OS	+1.00	-0.75*95	1.0	MA60B	23.5
13	KP.I	M	OD	-0.50	0	0.8	AMO	14.0
14	L.E	M	OS	0	0	1.0	AMO	14.0
15	T.B	F	OS	-1.50	0	0.9	AMO	21.0
16	KOK.A	M	OD	3.00	0	1.0	AMO	23.0
YELLOW IOL								
A/A	Όνομα	Φύλο	OD/OS	Σφαίρ	Κύλινδ	V.A	TypeI	IOLDio
17	KI	M	OS	0	0	1.0	SN60AT	23.0
18	POL	F	OS	0	0	1.0	SN60AT	23.50
19	PLAT	F	OS	0	0	0.9	SN60AT	23.00
20	TRIT	M	OD	1.75	-2.00	0.9	SN60AT	22.00
21	KOMHL	M	OS	0	-1.00	0.8	SN60AT	23.00
22	KYRAT	M	OS	0	0	0.9	SN60AT	20.50
23	KLAPS	M	OS	0	0	0.8	SN60AT	21.00
24	FASOU	M	OD	0	-0.75	0.8	SN60AT	18.00
25	KAFTA	F	OS	1.75	-1.75	0.8-	SN60AT	21.50
26	KROUS	F	OD	-0.25	-0.50	0.8	SN60AT	20.00
27	KON.I	F	OS	0	0	1.0	SN60AT	23.00

Πίνακας 4.5.1.α: Καταγραφή των στοιχείων ατόμων που αποτέλεσαν το δείγμα (πχ όνομα, φύλο, δεξιός ή αριστερός οφθαλμός, διαθλαστικό σφάλμα, σφαίρωμα ή κύλινδρο, βέλτιστη διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά, τύπο ενδοφακού και διοπτρίες ενδοφακού )

#### **4.5.2 ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΕΠΙΛΟΓΗΣ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ**

Οι συμμετέχοντες στο πείραμα επιλέχθηκαν με βάση ορισμένα κριτήρια. Κατά πρώτον ήταν αναγκαία η ένθεση ψευδοφακού στον ένα ή και στους δύο οφθαλμούς του εξεταζόμενου. Η διεξαγωγή της χειρουργικής επέμβασης, ήταν απαραίτητο να έχει πραγματοποιηθεί στο ΠΑΓΝΗ προκειμένου να είναι δυνατή η συλλογή των απαραίτητων στοιχείων από το ιατρικό ιστορικό του ασθενούς. Επιπλέον, θα έπρεπε να έχει προσπελασθεί κατάλληλο χρονικό διάστημα από την ολοκλήρωση της επέμβασης, ώστε να έχει αποκατασταθεί η βέλτιστη δυνατή όραση του ασθενούς, δηλαδή να έχει ολοκληρωθεί η επουλωτική δράση των ανατομικών δομών του οφθαλμού. Η βέλτιστη διορθωμένη οπτική οξύτητα για μακριά μετεγχειρητικά, θα έπρεπε να υπολογισθεί μεγαλύτερη ή ίση με 8/10. Επιπροσθέτως, η ηλικία του ασθενούς ήταν απαραίτητο να είναι τέτοια, ώστε να υπάρχει δυνατότητα συνεργασίας και επικοινωνίας για τη διεξαγωγή των μετρήσεων. Τέλος, απαραίτητη προϋπόθεση ήταν ο εξεταζόμενος οφθαλμός να εμφανίζει μεγάλη διάμετρο κόρης και κατά συνέπεια μικρό βάθος εστίας.

#### **4.5.3 ΤΥΠΟΣ ΕΝΔΟΦΑΚΩΝ**

Κατά την πειραματική διαδικασία εξετάσθηκαν διαφόρων τύπων ενδοφακοί των οποίων τα τεχνικά χαρακτηριστικά καταγράφονται στους πίνακες που ακολουθούν.

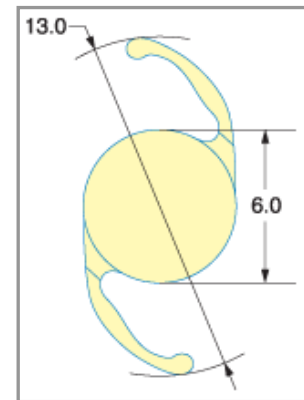
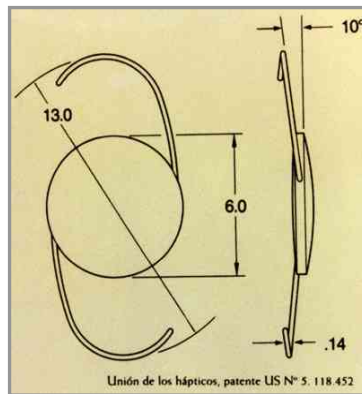
Ο **Acrysof (SA60AT)** της εταιρίας **Alcon** (Σχήμα 4.5.3.a), όπως διακρίνεται και στην σχηματική του απεικόνιση, είναι ένας one- piece ενδοφακός, δηλαδή τα οπτικά του τμήματα δε έχουν σημεία σύνδεσης-αρθρώσεις με το οπτικό τμήμα και είναι κατασκευασμένα από το ίδιο υλικό με αυτό, δηλαδή ακρυλικό. Επίσης, όπως και οι περισσότεροι τύποι ενδοφακών, περιέχει φίλτρο το οποίο απορροφά την υπεριώδη ακτινοβολία η οποία εκτιμάται ότι έχει καταστροφική επίδραση για την ωχρά κηλίδα.

Parameter	SA60AT	SN60AT	MA60BM
Manufacturer	Alcon	Alcon	Alcon
Construction	1-piece	1-piece	3-piece
Power(D)	22.0 D	+6D to + 34D	+6D to +30D
Optic material	ULTRAVIOLET -ABSORBING ACRYLATE	ULTRAVIOLET AND BLUE LIGHT ABSORBING ACRYLATE	Simple Acrylic
Refr.Index	1.55	1.55	1.55
Lens-shape	Biconvex	Biconvex	Biconvex
Optic size	6.0mm	6.0 mm	6,0- 6,5 mm
Overall lenath	13.0mm	13.00 mm	13.0 mm
Haptic material	Acrylic	PMMA	PMMA
Haptic angle	0 degrees	0 deg	5deg

Πίνακας 4.5.3.α: Οπτικά χαρακτηριστικά και τεχνικές προδιαγραφές των ενδοφακών της εταιρίας Alcon.

Ο **Acrysof (MA60BM)** της **Alcon** (Σχήμα 4.5.3.b), είναι ένας απλός τριών τμημάτων ενδοφακός, του οποίου τα οπτικά τμήματα εμφανίζουν γωνείωση και συνδέονται με το οπτικό τμήμα του φακού με αρθρώσεις. Επιπλέον τα οπτικά τμήματα εμφανίζουν διαφορετικό υλικό κατασκευής από το οπτικό, PMMA δηλαδή πολυμεθακρυλικό. Αυτού του τύπου οι ενδοφακοί δεν περιέχουν κάποιου είδους φίλτρο για την ακτινοβολία.

Ο **Acrysof Natural (SN60AT)** της **Alcon** (Σχήμα 4.5.3.c), διαφέρει από τους δύο προηγούμενους ενδοφακούς καθώς και από τους υπόλοιπους που αξιολογήθηκαν στο πείραμα, καθότι αποτελεί έναν νέας γενιάς ενδοφακό, ο οποίος περιέχει χρωμοφόρο ουσία κίτρινου χρώματος που παρουσιάζει τη δυνατότητα απορρόφησης, εκτός της υπεριώδους ακτινοβολίας (200-400nm) και των ενεργειακά υψηλών συχνοτήτων του ιώδους και του μπλε φάσματος (400-500nm). Με τον τρόπο αυτό παρέχει προστασία της ωχρά κηλίδας από το blue light damage, δηλαδή τη φωτοχημική βλάβη που προκαλείται από μακρά έκθεση στο μπλε φάσμα του ορατού.



Σχήμα : 4.5.3.a) Σχηματική απεικόνιση του Acrysof (SA60AT), 4.5.3.b) Σχηματική απεικόνιση του Acrysof (MA60BM), 4.5.3.c) Σχηματική απεικόνιση του Acrysof Natural (SN60AT), <sup>45,46,47</sup>

Άλλοι τύποι ενδοφακών που είχαν εμφυτευθεί στα άτομα που αποτέλεσαν το δείγμα του πειράματος, είναι της εταιρίας AMO και Lenstec που καταγράφονται στον πίνακα που ακολουθεί.

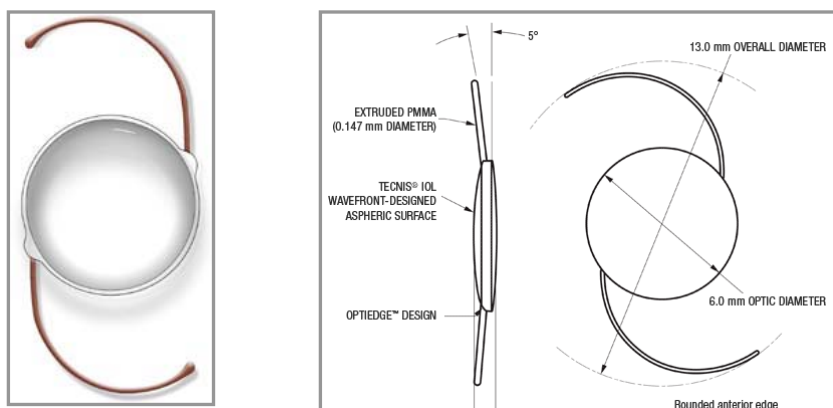
Parameter	Soffec III	ZA9003
Manufacturer	LENSTEC	AMO
Constuction	3-piece	3-piece
Power(D)	+10D to +30D	+10 D to +30D
Optic material	Simple Acrylic	ULTRAVIOLET -ABSORBING Acrylic
Refr.Index	1.47	
Lens Shape	Equiconvex	Biconvex –anterior aspheric
Optic size	6.0mm	6.0mm
Overall lenath	12,75	13.0mm
Haptic material	Polymide	PMMA
Haptic anale	0 deg	5deg

Πίνακας 4.5.3.b: Οπτικά χαρακτηριστικά και τεχνικές προδιαγραφές των ενδοφακών των εταιριών AMO και Lenstec.

Ο ενδοφακός **SOFTEC III** της **Lenstec INC** (Σχήμα 4.5.3.d), είναι ένας φακός τριών τμημάτων. Τα απτικά του τμήματά τους έχουν ως το υλικό κατασκευής το πολυαμίδιο και χαρακτηριστικό σχήμα σαν το αγγλικό γράμμα J, ενώ δεν περιέχει κάποιο φίλτρο για απορρόφηση υπεριώδους ή μπλε ακτινοβολίας.

Τέλος, ο ενδοφακός **Tecnis ZA9003** της **AMO** (Σχήμα 4.5.3.e), είναι ένας τριών τμημάτων φακός που εμφανίζει γωνίωση των άκρων του. Εμφανίζει ενσωματωμένο φίλτρο για υπεριώδη ακτινοβολία, ενώ χαρακτηρίζεται από ασφαιρικότητα των επιφανειών του. Η ασφαιρικότητα προκύπτει από μία εκ κατασκευής πιο κυρτή κεντρική επιφάνεια σε σχέση με την πιο επίπεδη περιφερική επιφάνεια. Με την προσθήκη ασφαιρικότητας στον φακό, αντισταθμίζεται σε κάποιο βαθμό η σφαιρική εκτροπή του κερατοειδή.

Οι ασφαιρικοί ενδοφακοί λοιπόν, στοχεύουν στη μείωση της ολικής θετικής σφαιρικής εκτροπής που υπεισέρχεται σε έναν χειρουργημένο οφθαλμό, εισάγοντας αρνητική ή μηδενική σφαιρική εκτροπή.



Σχήμα : 4.5.3.d) Σηματική απεικόνιση του ενδοφακού **SOFTEC III** της **Lenstec INC**, 4.5.3.e) Σηματική απεικόνιση του φακού **Tecnis ZA9003** της **AMO**.<sup>45,46,47</sup>

#### 4.5.4 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

Για την επιλογή των κατάλληλων ασθενών που θα αποτελέσουν το δείγμα της μέτρησης, ελέγχθηκαν αρχικά τα ιατρικά ιστορικά, τα οποία μας παρείχαν πληροφορίες σχετικά με το ατομικό και οικογενειακό ιατρικό ιστορικό κάθε ατόμου και την πορεία της νόσου.

Ακολούθησε κλινική εξέταση από τον ιατρό, που περιελάμβανε επισκόπηση, εξέταση της όρασης, κερατομετρία, τονομετρία, έλεγχο της δακρυϊκής λειτουργίας, των αντανακλαστικών της κόρης και της οφθαλμοκινητικότητας καθώς και βιομικροσκόπηση, δηλαδή εξέταση στη σχισμοειδή λυχνία των βλεφάρων, του πρόσθιου και οπίσθιου θαλάμου, της ίριδας και υποκειμενική εκτίμηση της εκκεντρότητας του φακού πριν γίνει μυδρίαση με κατάλληλα κυκλοπληγικά κολλύρια.

Ακολούθως, έγινε μέτρηση της μη διορθωμένης οπτικής οξύτητας (Uncorrected Visual Acuity) καθώς και της βέλτιστης διορθωμένης οπτικής οξύτητας για μακριά (Best Spectacle Corrected Visual acuity) του ασθενή. Σε απόσταση τεσσάρων μέτρων από τον ασθενή, τοποθετήθηκαν οπτότυπα (projector) με αριθμούς σε δεκαδική κλίμακα. Ο δεξιός οφθαλμός του ασθενούς εξετάσθηκε και καταγράφηκε πρώτος, ενώ ο αριστερός οφθαλμός καλύφθηκε πλήρως με μια αδιαφανή καλύπτρα. Αυτό που ζητήθηκε από τον ασθενή, ήταν να διαβάσει τη μικρότερη γραμμή στην οποία μπορούσε να ξεχωρίσει περισσότερα από τα μισά γράμματα και καταγράφηκε η οπτική του οξύτητα. Η διαδικασία αυτή, επαναλήφθηκε και για τον αριστερό οφθαλμό και έπειτα και για τους δύο οφθαλμούς, εφαρμόζοντας όμως την κατάλληλη διαθλαστική τους διόρθωση.

Ο προσδιορισμός του διαθλαστικού σφάλματος του ασθενή, έγινε με τη χρήση φορόπτερου με βήμα διάθλασης 0.25D, σε μεσοπικές συνθήκες περιβαλλοντικού φωτισμού, ακολουθώντας τη διαδικασία που ακολουθείται στην καθημερινή κλινική πράξη (δηλαδή μέθοδος της ομίχλης, αστεροειδής κύκλος, σταυροειδής κύλινδρος και διχρωματική διαδικασία για τον τελικό έλεγχο του σφαιρώματος).

Στη φάση αυτή, ο ασθενής ήταν έτοιμος να τοποθετηθεί μπροστά από το οπτόμετρο για την πραγματοποίηση των μετρήσεων του πειράματος.

#### **4.5.5 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ - ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ**

Επιλέχθηκαν σαράντα άτομα. Κάθε εξεταζόμενος, τοποθετήθηκε με τη διαθλαστική του διόρθωση μπροστά από το οπτόμετρο, ο οφθαλμός του ευθυγραμμίστηκε με το κέντρο του στόχου και σταθεροποιήθηκε με τη βοήθεια κατάλληλης μπάρας στήριξης .



**Σχήμα 4.5.5. α: Εξεταζόμενος κατά τη διάρκεια της καταγραφής.**

Η χρονική διάρκεια κάθε καταγραφής ήταν περίπου 7 λεπτά και συνολικά έγιναν 70 διαφορετικές μετρήσεις για κάθε εξεταζόμενο. Ο συνολικός χρόνος μέτρησης για τα επτά διαφορετικά φίλτρα, ήταν περίπου 35 λεπτά ανάλογα με τη συνεργασία του ασθενούς.

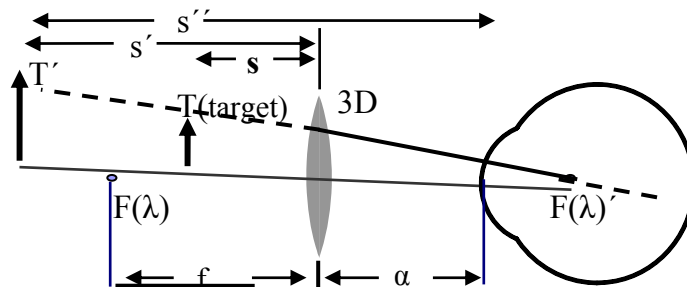
Οι μετρήσεις ήταν μονόφθαλμες και έπειτα από καθοδήγηση του εξεταστή, ο ασθενής κλήθηκε να παρατηρήσει τον στόχο διαμέσω του φακού Badal και του παρεμβαλλόμενου χρωματικού φίλτρου. Στη συνέχεια, του ζητήθηκε να μετακινήσει τον στόχο από μία θέση στην οποία εμφανιζόταν αρχικά θολωμένος, μέχρι ένα σημείο στο οποίο ο ασθενής μπορούσε να δει με ευκρίνεια τις λεπτές γραμμές του στόχου, δηλαδή τις λεπτομέρειες. Στο σημείο αυτό λήφθηκε η πρώτη μέτρηση.

Η ίδια διαδικασία επαναλήφθηκε δέκα φορές για κάθε χρωματικό φίλτρο, ενώ καθ' όλη τη διάρκεια της μέτρησης, ο άλλος οφθαλμός παρέμεινε καλυμμένος με αδιαφανή



καλύπτρα.

Στο σημείο όπου ο ασθενής βλέπει για πρώτη φορά το ερέθισμα με ευκρίνεια, έχουμε μία καταγραφή. Με τον τρόπο αυτό υπολογίζεται η οριζόντια μετατόπιση του στόχου ως προς το φακό της πειραματικής διάταξης, όπως φαίνεται και στο σχήμα (4.5.5.b). Η απόσταση του στόχου T ως προς τον φακό, εκφράζεται με τον αγγλικό χαρακτήρα s.



**Σχήμα 4.5.5.b:** Σχηματική απεικόνιση λειτουργίας οπτόμετρου (στην προκειμένη περίπτωση για μυωπικό οφθαλμό).

Η απόσταση s' στην οποία θα απεικονιστεί το είδωλο (T') του στόχου, υπολογίζεται μέσω της σχέσης του Gauss :

$$\frac{1}{-s} + \frac{1}{s'} = \frac{1}{f} \quad (4.5.5.a)$$

Προκειμένου όμως να καταλήξουμε στη μέτρηση της χρωματικής εκτροπής LCA, απαιτείται ο υπολογισμός του "vergence", το οποίο αντιπροσωπεύει το διαθλαστικό σφάλμα του οφθαλμού εκφρασμένο σε διοπτρίες. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της σχέσης που ορίζει το vergence:

$$\text{Vergence ή } \frac{1}{s''} = \frac{1}{\text{Απόσταση ειδώλου από οφθαλμό}} \quad (4.5.5.b)$$

Η επεξεργασία και η ανάλυση των δεδομένων καθώς και η διαγραμματική απεικόνιση, έγινε με τη χρήση του υπολογιστικού προγράμματος **Microsoft Excel** και **Origin**.

Οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν κατά την πειραματική διαδικασία, συγκεντρώθηκαν σε ένα αρχείο Excel. Έτσι προέκυψαν πίνακες που περιείχαν καταγραφές της μετατόπισης  $s$  για τα διάφορα μήκη κύματος (διαφορετικά χρωματικά φίλτρα). Με την εφαρμογή των ανωτέρω τύπων (4.5.5.a και 4.5.5.2.b) στο υπολογιστικό πρόγραμμα Excel, υπολογίστηκε το  $vergence$  για κάθε ένα από τα επτά φίλτρα που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα. Επιπλέον υπολογίστηκε η διαφορά του  $vergence$  για ένα μήκος κύματος  $\lambda$  ως προς ένα μήκος κύματος αναφοράς  $\lambda'$ . Στη συγκεκριμένη περίπτωση ορίστηκαν σαν μήκος κύματος αναφοράς τα 560nm. Με τον τρόπο αυτό, καταλήξαμε στη μέτρηση της μεταβολής της διαθλαστικής ισχύος ως προς ένα μήκος κύματος αναφοράς, συναρτήσει του μήκους κύματος, ή διαφορετικά της χρωματικής εκτροπής για τον εκάστοτε οφθαλμό.

Στη συνέχεια, έγινε προσαρμογή των τιμών της DLCA, όπως προέκυψαν από το Excel, στην παρακάτω σχέση:

$$n(\lambda) = A - B / (\lambda - \lambda_0)$$

(4.5.5.c)

Η εύρεση των τιμών των παραμέτρων **A** και **B** έγινε με βάση το υπολογιστικό πρόγραμμα Origin.

Η σχέση (4.5.5.c) αποτελεί μια παραλλαγή του τύπου (4.5.5.d) για την χρωματική διασπορά όπως υπολογίστηκε από τον Hartmann, προκειμένου να εκφράσει τη μεταβολή του δείκτη διάθλασης ενός οπτικού μέσου  $n(\lambda)$  με το μήκος κύματος  $\lambda$ .

$$n(\lambda) = n_o + A/(\lambda - \lambda_o)^{1.2}.$$

(4.5.5.d)

Η αξιολόγηση της μεταβολής της χρωματικής εκτροπής στις διάφορες συνθήκες του πειράματος, έγινε με διαγραμματική απεικόνιση στο Excel της διαφοράς χρωματικής εκτροπής (DLCA) συναρτήσεως του μήκους κύματος  $\lambda$ . Σε ορισμένες περιπτώσεις, από τη σύγκριση της εκάστοτε γραφικής παράστασης με αντίστοιχα βιβλιογραφικά στοιχεία από προηγούμενες μελέτες, προέκυψαν διάφορα συγκριτικά αποτελέσματα τα οποία θα αναλυθούν σε επόμενη παράγραφο.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης παρατίθενται στις ακόλουθες παραγράφους. Αρχικά, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μέτρησης της χρωματικής εκτροπής σε ζώντες οφθαλμούς και ακολουθεί η αξιολόγηση της επίδρασης των ενδοφακών στην συνολική χρωματική εκτροπή του οφθαλμού. Στη συνέχεια πραγματοποιείται σύγκριση των ενδοφακών που περιέχουν φίλτρο UV καθώς και των κίτρινων, με τους απλούς ενδοφακούς. Τέλος, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της συσχέτισης των διοπτριών των φακών που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα, με την χρωματική εκτροπή του εκάστοτε οφθαλμού.

### **5.1 ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΕΚΤΡΟΠΗ ΚΡΥΣΤΑΛΛΟΕΙΔΟΥΣ ΦΑΚΟΥ**

Όπως αναφέρθηκε και στην παράγραφο (1.3.2.1.3), η συνολική χρωματική εκτροπή του οφθαλμού στο φάσμα του ορατού από 400 έως 700nm, εμφανίζει μία διακύμανση περίπου δύο διοπτριών. Παρά το μεγάλο αριθμό υποκειμενικών και αντικειμενικών τεχνικών που έχουν χρησιμοποιηθεί στα πλαίσια προηγούμενων ερευνών σχετικά με την μέτρηση της χρωματικής εκτροπής του οφθαλμού, παρατηρείται μικρή ποικιλομορφία μεταξύ των αποτελεσμάτων των μετρήσεων. Στο διάγραμμα (σχήμα 5.1.α), αποτυπώνονται τα πειραματικά αποτελέσματα διαφόρων ερευνητών και για διάφορα οπτικά μοντέλα οφθαλμού. Τα δεδομένα αυτά έχουν συλλεχθεί για κοινό μήκος κύματος αναφοράς τα 589nm.

Η πρωτοτυπία όμως της παρούσας έρευνας έγκειται στο γεγονός ότι, σε αντίθεση με τις προηγούμενες μελέτες οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ζώντες οφθαλμούς. Κατά συνέπεια, πρώτη επιδίωξη ήταν να πιστοποιηθεί η ορθή λειτουργία του συστήματος μέτρησης, δηλαδή του οπτομέτρου Badal.

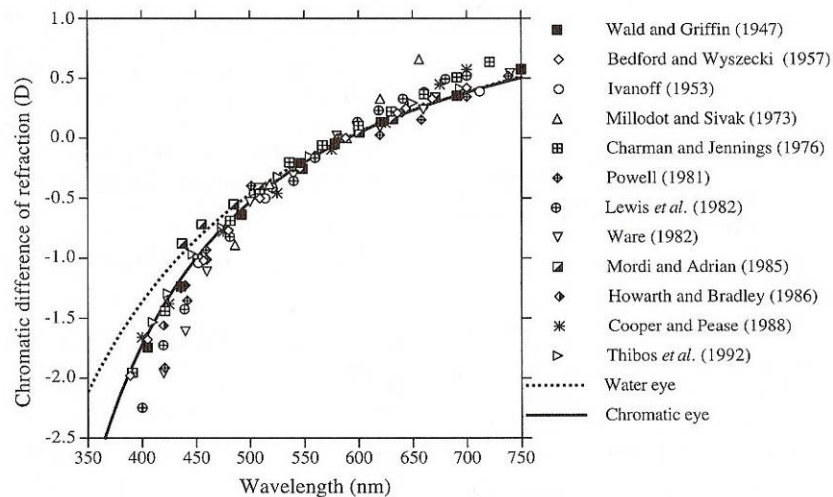


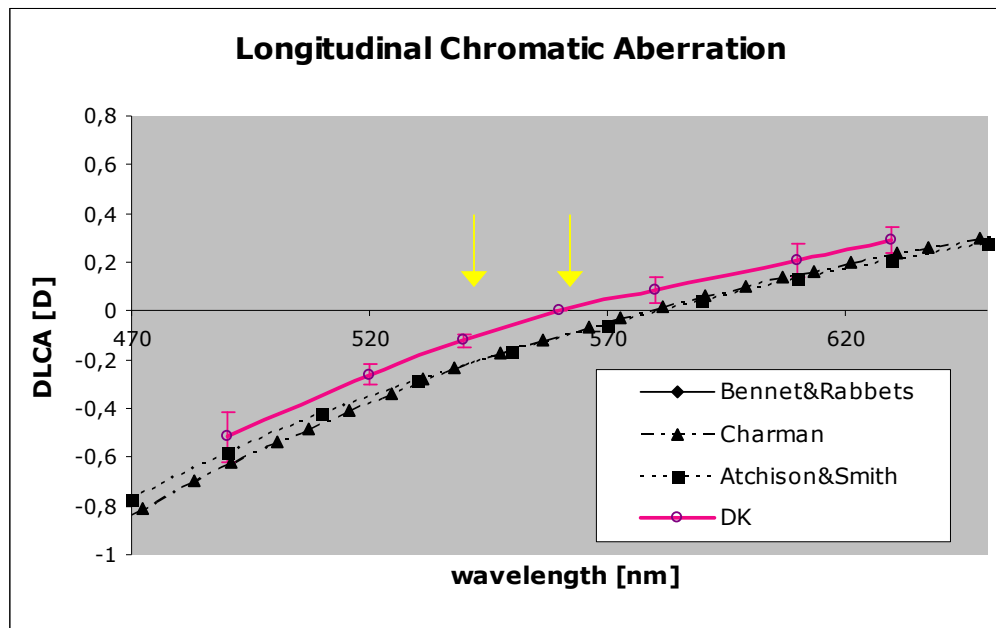
Figure 17.5. Results of experimental studies of chromatic difference of refraction as a function of wavelength. Also shown are the results for an Emsley reduced eye filled with water (Water eye) and the Chromatic eye. Data for Figure 6 of Thibos *et al.* (1992) kindly provided by Larry Thibos, and with permission from The Optical Society of America.

**Σχήμα 5.1α: <sup>41</sup> Βιβλιογραφικά αποτελέσματα σχετικά με τη χρωματική εκτροπή του οφθαλμού.**

Για το σκοπό αυτό, σε ένα διάγραμμα (σχήμα 5.1.b) που αναπαριστά τη διαφορά της χρωματικής εκτροπής ως προς ένα μήκος κύματος αναφοράς, συναρτήσε του μήκους κύματος( $\lambda$ ), συγκεντρώθηκαν όλες οι μετρήσεις οι οποίες αναφέρονται στην ομάδα ελέγχου, δηλαδή συνολικά σε δεκατρία άτομα.

Στη γραφική παράσταση που ακολουθεί, μπορούμε να παρατηρήσουμε το μέσο όρο των κανονικοποιημένων τιμών της ομάδας ελέγχου που αναπαριστάται με την κόκκινη γραμμή και με τις μαύρες γραμμές, τα αντίστοιχα αποτελέσματα για τη χρωματική εκτροπή όπως προκύπτουν από τη βιβλιογραφία (Atchinson, Charman και Bennet-Rabbets). Η κανονικοποίηση των τύπων έγινε προκειμένου να είναι πιο εμφανής η σύγκριση των δύο δεδομένων. Η καμπύλη του μέσου όρου των τιμών όπως μετρήθηκε για τον κρυσταλλοειδή φακό σε ζώντες οφθαλμούς (**in vivo**), εμφανίζεται μετατοπισμένη, λόγω του ότι στην παρούσα έρευνα επιλέχθηκε ως μήκος κύματος αναφοράς τα 560nm, ενώ στις προηγούμενες μελέτες τα 580nm.

Όπως είναι εμφανές (σχήμα 5.1.b), οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν με το οπτόμετρο badal συμπίπτουν με τις προηγούμενες μετρήσεις και από το διάγραμμα πιστοποιείται η σωστή λειτουργία του συστήματος.

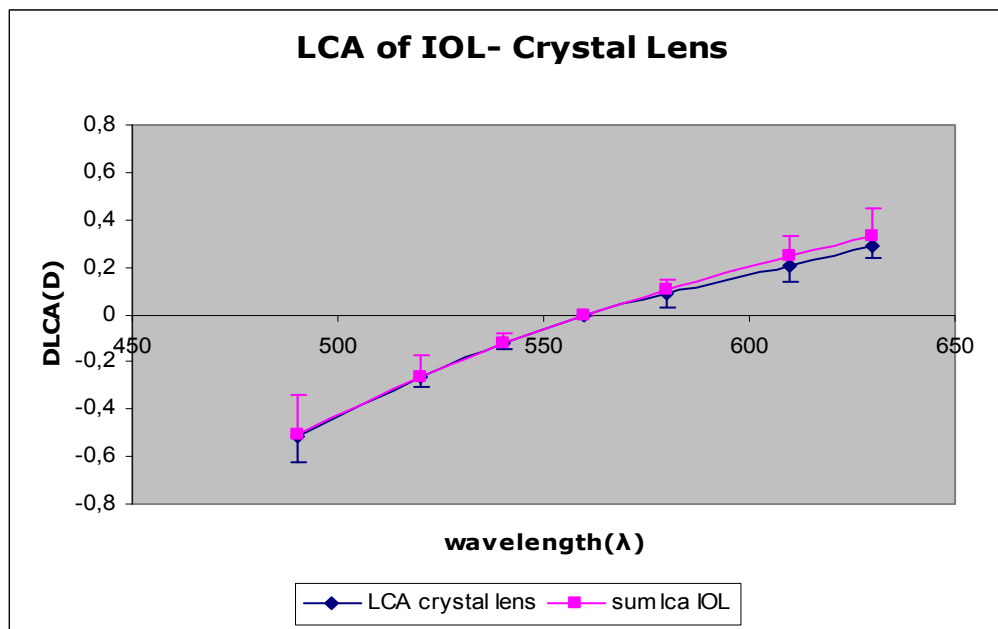


Σχήμα 5.1.b: Καμπύλη μεταβολής χρωματικής εκτροπής του κρυσταλλοειδούς in vivo ως προς  $\lambda$  αναφοράς τα 560nm και αντίστοιχες καμπύλες για κρυσταλλοειδή φακό μετρημένο in vitro ως προς  $\lambda$  αναφοράς τα 580nm. Τα σημεία αποτελούν τις μέσες τιμές μεταξύ των συμμετεχόντων, ενώ στην κόκκινη καμπύλη της in vivo μέτρησης έχει παρασταθεί και το εύρος της τυπικής απόκλισης.

## 5.2 ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΕΚΤΡΟΠΗ ΤΩΝ ΕΝΔΟΦΑΚΩΝ

Προκειμένου να αξιολογηθεί η επίδραση της ένθεσης ψευδοφακών στη συνολική χρωματική εκτροπή του οφθαλμού μετρημένη in vivo, έπειτα από χειρουργείο καταρράκτη, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις της χρωματικής σε είκοσι επτά ψευδοφακικούς οφθαλμούς και σύγκρισή τους με τις αντίστοιχες μετρήσεις στους δεκατρείς οφθαλμούς που αποτέλεσαν την ομάδα ελέγχου.

Στη γραφική παράσταση (σχήμα 5.2.a), μπορούμε να παρατηρήσουμε με την μπλε γραμμή τη μεταβολή της χρωματικής εκτροπής του κρυσταλλοειδούς φακού, όπως προκύπτει από την ομάδα ελέγχου και με την κόκκινη γραμμή τις αντίστοιχες μετρήσεις σε ψευδοφακικούς οφθαλμούς.



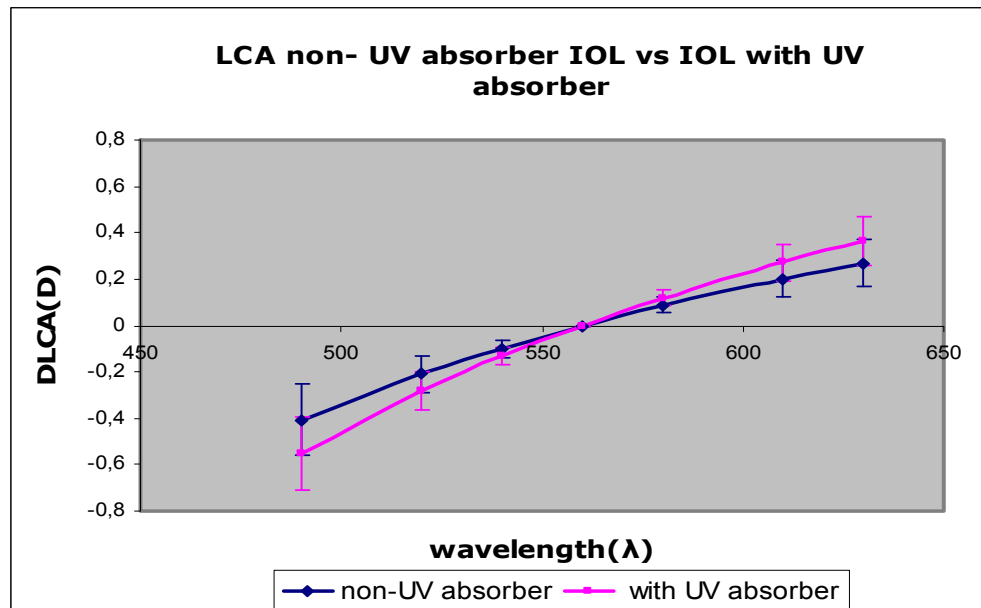
Σχήμα 5.2.α: Καμπύλη μεταβολής χρωματικής εκτροπής του κρυσταλλοειδούς in vivo ως προς  $\lambda$  αναφοράς τα 560nm και αντίστοιχη καμπύλη για τους ψευδοφακικούς οφθαλμούς. Τα σημεία αποτελούν τις μέσες τιμές μεταξύ των συμμετεχόντων, ενώ έχει παρασταθεί και το εύρος της τυπικής απόκλισης.

Οι δύο καμπύλες του διαγράμματος εμφανίζουν μικρή απόκλιση μεταξύ τους σε σχέση με την αναμενόμενη. Το γεγονός αυτό, είναι αποτέλεσμα της ύπαρξης στο δείγμα, μεγάλου ποσοστού ενδοφακών με πολύ μικρή διοπτρική ισχύ ως συνέπεια της ύπαρξης πολύ μυωπικών οφθαλμών. Στους μυωπικούς οφθαλμούς, κατά την επέμβαση αποκατάστασης του καταρράκτη, αφαιρείται ο φυσιολογικός οφθαλμός (+20D) και τοποθετείται θετικός φακός με μικρότερη διοπτρική ισχύ προκειμένου να αντισταθμιστεί η διοπτρική δύναμη του οφθαλμού.

### 5.3 ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΕΚΤΡΟΠΗ ΕΝΔΟΦΑΚΩΝ ΜΕ ΦΙΛΤΡΟ UV

Για να εκτιμηθεί η πιθανή επίδραση του φίλτρου UV που περιέχεται σε κάποιους τύπους ενδοφακών (SA60AT, SN60AT, ZA9003) πραγματοποιήθηκε σύγκρισή τους με ενδοφακούς οι οποίοι δεν περιείχαν κάποιο είδος φίλτρου (MA60BM, SOFTEC III).

Από τη σύγκριση των μέσων τιμών των μετρήσεων της χρωματικής εκτροπής όλων των οφθαλμών των δύο κατηγοριών που προαναφέρθηκαν, προέκυψε το ακόλουθο διάγραμμα (σχήμα 5.3.α).



Σχήμα 5.3.α: Καμπύλες μεταβολής χρωματικής εκτροπής συναρτήσει του  $\lambda$  για μέσες τιμές ενδοφακών με UV φίλτρο(φούξια καμπύλη) και χωρίς UV φίλτρο(μπλε καμπύλη).

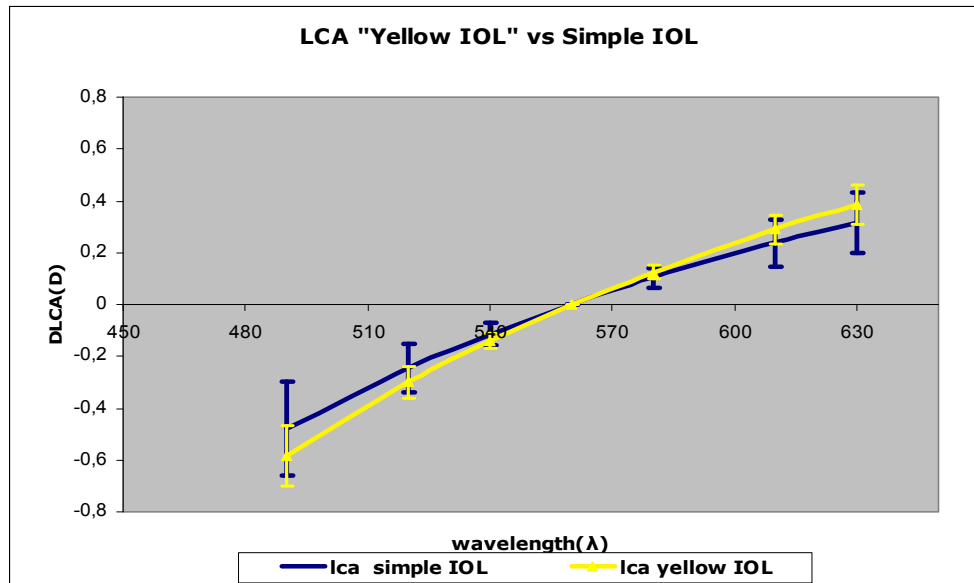
Όπως είναι εμφανές, οι οφθαλμοί με ενδοφακούς που ενσωματώνουν φίλτρο UV, παρουσιάζουν μεγαλύτερη μεταβολή της χρωματικής εκτροπής σε σχέση με τους οφθαλμούς στους οποίους έχει εμφυτευθεί απλός ενδοφακός.

Μπορεί οι πρώτοι ενδοφακοί να εμφανίζουν μεγαλύτερη χρωματική εκτροπή από τους απλούς, αλλά η επίδρασή της κατάστασης αυτής στην ποιότητα της όρασης μένει να διερευνηθεί, καθώς η μείωση της ποιότητας της όρασης εξαιτίας της χρωματικής εκτροπής μπορεί να συγκαλύπτεται από την παρουσία άλλων εκτροπών όπως για παράδειγμα της σφαιρικής εκτροπής.

**5.4 ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΕΚΤΡΟΠΗ ΕΝΔΟΦΑΚΩΝ ΜΕ BLUE-LIGHT ΦΙΛΤΡΟ** Θέλοντας να διερευνηθεί η επίδραση της ένθεσης ενδοφακών με μπλε χρωμοφόρο ουσία (SN60AT) στη χρωματική εκτροπή, παραστάθηκε γραφικά (σχήμα 5.4.α) η μεταβολή της



χρωματικής εκτροπής συναρτήσει του μήκους κύματος για τους ενδοφακούς που προαναφέρθηκαν, καθώς και για τους κοινούς ενδοφακούς(SA60AT, MA60BM, SOFTEC III, ZA9003).



**Σχήμα 5.4.α:** Καμπύλες μέσων τιμών μεταβολής της χρωματικής εκτροπής ως προς λ αναφοράς, για ενδοφακούς με blue-light φίλτρο (κίτρινη καμπύλη) και για απλούς ενδοφακούς (μπλε καμπύλη).

Είναι προφανές σύμφωνα με το διάγραμμα, ότι η χρωματική εκτροπή των «κίτρινων» ενδοφακών είναι μεγαλύτερη σε σχέση με των απλών ενδοφακών. Πιο συγκεκριμένα η χρωματική εκτροπή των κίτρινων ενδοφακών υπολογίστηκε κατά μέσο όρο περίπου ίση με  $0,97 \pm 0,05$  και των απλών ενδοφακών αντίστοιχα ίση με  $0,77 \pm 0,08$ .

Η αυξημένη αξονική χρωματική εκτροπή, συνεπάγεται επιπρόσθετη διάθλαση και κατά συνέπεια μεγαλύτερη απόκλιση των μπλε ακτίνων ως προς τον οπτικό άξονα.

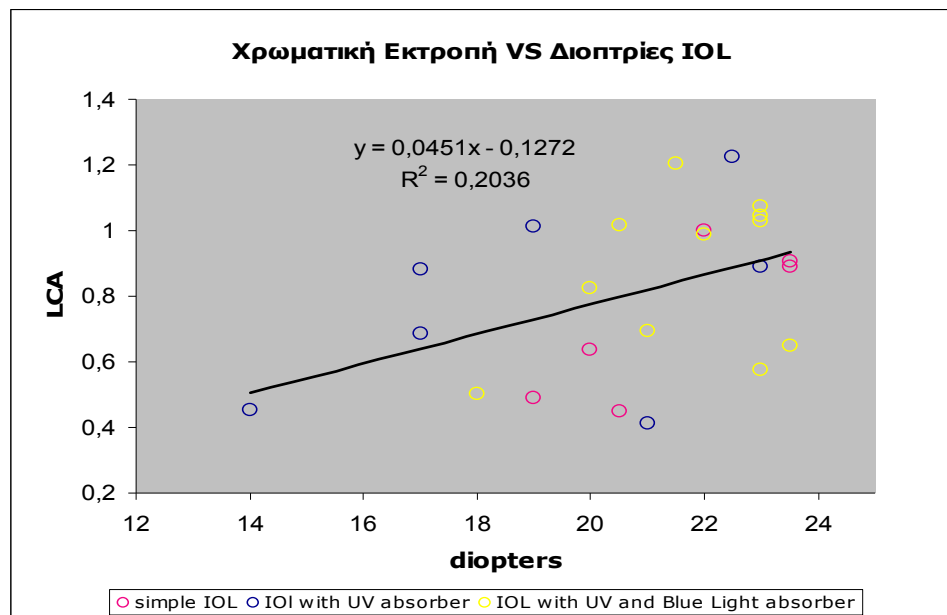
Όμως, οι κίτρινοι ενδοφακοί οι οποίοι χαρακτηρίζονται από απώλεια του μπλε χρώματος στη σύστασή τους, παρουσιάζουν απορρόφηση των μπλε ακτίνων του ορατού φάσματος. Η ιδιότητα αυτή των συγκεκριμένων ενδοφακών, έχει σαν αποτέλεσμα την εξασθένιση του μπλε, δηλαδή το μπλε παρόλο που είναι περισσότερο θολωμένο, να εμφανίζεται λιγότερο έντονο.

Έτσι, παρότι οι κίτρινοι ενδοφακοί εμφανίζουν αυξημένη χρωματική εκτροπή,

ωστόσο μπορεί να μην είναι λιγότερο ανεκτοί από τους ασθενείς σε σχέση με τους κοινούς ενδοφακούς, εξαιτίας της ανωτέρω δράσης τους.

### 5.5 ΔΙΟΠΤΡΙΕΣ ΚΑΙ ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΕΚΤΡΟΠΗ ΕΝΔΟΦΑΚΩΝ

Προκειμένου να ελεγχθεί η επίδραση των διοπτριών των ενδοφακών που εξετάστηκαν κατά την πειραματική διαδικασία, στη **χρωματική εκτροπή** όπως υπολογίσθηκε για πέντε διαφορετικούς τύπους ενδοφακών, παραστήθηκε γραφικά η χρωματική εκτροπή των ενδοφακών συναρτήσει των διοπτριών.



Σχήμα 5.5.α: Σχηματική απεικόνιση της συσχέτισης μεταξύ διοπτριών διαφόρων τύπων ενδοφακών και της χρωματικής εκτροπής

Από την ανάλυση των δεδομένων όπως φαίνεται στην παραπάνω γραφική παράσταση, είναι προφανές ότι υπάρχει μία τάση συσχέτισης μεταξύ διοπτριών και χρωματικής εκτροπής, η οποία όμως είναι πολύ μικρή ( $R^2= 0.2036$ ).

Η τάση συσχέτισης η οποία εμφανίζεται, ήταν αναμενόμενη εξαιτίας του γεγονότος ότι, σε φακούς μεγάλης διοπτρικής ισχύος οι οποίοι παρουσιάζουν μικρή ακτίνα καμπυλότητας (όπως προκύπτει από την σχέση 5.5.α), η χρωματική εκτροπή κατά μήκος

του ορατού φάσματος από 490 έως 630nm, είναι μεγαλύτερη σε σχέση με φακούς μικρής διοπτρικής ισχύος.

$$F = \frac{1}{f} = \frac{n_2 - n_1}{R}$$

(5.5.a)

Το γεγονός ότι δεν εμφανίζεται ισχυρή συσχέτιση όπως αναμενόταν, πιθανών να οφείλεται σε σφάλματα μέτρησης που υπεισέρχονται στις μετρήσεις μας από ποικίλους παράγοντες και πρωτίστως από την υποκειμενικότητα που χαρακτηρίζει την συλλογή των δεδομένων την παρούσας μελέτης.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6<sup>ο</sup> ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ- ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ**

### **6.1 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ**

Η παρούσα εργασία είχε ως στόχο να μελετήσει την επίδραση διαφόρων τύπων ενδοφακών στη συνολική χρωματική εκτροπή του οφθαλμού, μέσω μιας υποκειμενικής μεθόδου, η οποία στηρίχτηκε σε μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν σε ζώντες οφθαλμούς (in vivo).

Από τα αποτελέσματα και την ανάλυση που πραγματοποιήθηκε, καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι οι δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές αποκλίσεις στις μετρήσεις σχετικά με την χρωματική εκτροπή του κρυσταλλοειδούς φακού, όπως υπολογίσθηκε μέσω της μεθόδου που χρησιμοποιήθηκε στο συγκεκριμένο πείραμα. Όπως ήταν αναμενόμενο παρατηρήθηκε σχεδόν μία διοπτρία defocus σε ένα εύρος του οπτικού φάσματος από τα 490nm έως τα 630nm, συμπέρασμα το οποίο έρχεται σε απόλυτη συμφωνία με παλαιότερες σχετικές έρευνες.

Επιπλέον, τα αποτελέσματα των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν σε είκοσι επτά ασθενείς οι οποίοι είχαν υποβληθεί σε χειρουργική αποκατάσταση καταρράκτη με ταυτόχρονη ένθεση ψευδοφακού, κατέδειξαν ότι το είδος και το υλικό του ενδοφακού επιφέρουν σημαντικές αλλαγές στις ιδιότητες διασποράς του υλικού και κατά συνέπεια στη συνολική χρωματική εκτροπή του οφθαλμού, η οποία εμφανίζει και συσχέτιση με την διοπτρική ισχύ του εκάστοτε ενδοφακού.

Όπως διαπιστώθηκε μέσω της ανάλυσης των αποτελεσμάτων, η παρουσία φίλτρου για τις υπεριώδεις ακτίνες (UV filter) καθώς και φίλτρου για τις μπλε ακτίνες του ορατού φάσματος (blue-light filter), τα οποία περιέχονται στα υλικά κατασκευής των σύγχρονων ενδοφακών, επιφέρουν σημαντικές μεταβολές στη χρωματική τους εκτροπή.

Πιο συγκεκριμένα, συγκρίνοντας τους ενδοφακούς που περιείχαν UV φίλτρο με τους απλούς ενδοφακούς, καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι οι πρώτοι παρουσίαζαν μεγαλύτερη χρωματική εκτροπή. Στο ίδιο αποτέλεσμα κατέληξε και η σύγκριση μεταξύ των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν σε ενδοφακούς με blue-light φίλτρο, με τους υπόλοιπους ενδοφακούς, όπου διαπιστώθηκε μεγαλύτερη χρωματική εκτροπή στους πρώτους ενδοφακούς.

Ωστόσο πραγματοποιήθηκε και μία άλλη σύγκριση, μεταξύ των ψευδοφακών και του κρυσταλλοειδούς φακού από την οποία προέκυψε το συμπέρασμα ότι, η συνολική χρωματική εκτροπή ενός οφθαλμού στο οποίο εμφυτεύεται κάποιος ενδοφακός, αναμένεται να παρουσιαστεί εμφανώς αυξημένη σε σχέση με ένα "άθικτο" οφθαλμό. Οι επιπτώσεις όμως που μπορεί να έχει αυτή η αυξημένη χρωματική εκτροπή στην ποιότητα της όρασης, μένει να διερευνηθεί σε μελλοντικές έρευνες.

Τέλος μία γενική διαπίστωση από των έλεγχο των γραφικών, είναι ότι τα αποτελέσματα των συγκριτικών μελετών, δεν οδήγησαν σε ιδιαίτερα σημαντικές αποκλίσεις της χρωματικής εκτροπής.

## **6.2 ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΠΑΡΟΥΣΑΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Ένας παράγοντας ο οποίος επηρεάζει σχεδόν πάντα όλες τις υποκειμενικές μετρήσεις, είναι η εκμάθηση. Έπειτα από μετρήσεις οι οποίες πραγματοποιήθηκαν στην ομάδα ελέγχου η οποία υποβλήθηκε σε εξέταση και των δύο οφθαλμών, διαπιστώθηκε σημαντική βελτίωση στα αποτελέσματα των μετρήσεων στον δεύτερο οφθαλμό. Αυτό που μπορούμε να συμπεράνουμε λοιπόν είναι ότι οι μετρήσεις μας θα είχαν μεγαλύτερη αξιοπιστία εάν οι ασθενείς είχαν πρότερη εμπειρία σε τέτοιου είδους μετρήσεις.

Η υποκειμενικότητα της μέτρησης αποτελεί ωστόσο από μόνη της έναν περιοριστικό παράγοντα για την μελέτη, εφόσον ο εξεταζόμενος δεν είναι πάντα αξιόπιστος. Είναι σύνηθες έπειτα από μία χρονοβόρα διαδικασία όπως χαρακτηρίζεται και η παρούσα, όπου επέρχεται η κόπωση του ασθενούς, να διαπιστώνονται μεγάλες αποκλίσεις μεταξύ των μετρήσεων, γεγονός το οποίο επηρεάζει στη συγκεκριμένη περίπτωση τη μορφή της καμπύλης της μεταβολής της χρωματικής εκτροπής συναρτήσει του μήκους κύματος. Έτσι ο συνδυασμός της υποκειμενικότητας της μεθόδου και του μεγάλο χρόνο της καταγραφής, με το μεγάλο μέσο όρο ηλικίας που χαρακτηρίζει το δείγμα της μελέτης αυτής, αποτέλεσαν από τους πιο σημαντικούς παράγοντες εισαγωγής σφάλματος στις μετρήσεις μας.

Τέλος, ένας παράγοντας ο οποίος έπρεπε να συνυπολογιστεί προκειμένου τα αποτελέσματά μας να ήταν πιο αξιόπιστα, ήταν κατά πρώτον η συλλογή μεγαλύτερου αριθμού ατόμων που αποτέλεσαν το δείγμα της μέτρησής μας και επιπλέον οι διάφορες

ομάδες οι οποίες υποβλήθηκαν σε συγκριτικό έλεγχο θα έπρεπε προκειμένου να ήταν απόλυτα συγκρίσιμες μεταξύ τους, να είχαν το ίδιο μέγεθος δείγματος, τον ίδιο μέσο όρο ηλικίας, το ίδιο μέγεθος διαθλαστικού σφάλματος και τον ίδιο μέσο όρο διοπτρικής δύναμης ενδοφακού.

### **6.3 ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΡΓΑΣΙΕΣ**

Τα συμπεράσματα που προέκυψαν από τη συγκεκριμένη μελέτη αφορούν μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν σε πέντε διαφορετικούς τύπους ενδοφακός, οι οποίοι κατηγοριοποιήθηκαν σε τρεις κατηγορίες με βάση το είδος του φίλτρου. Η συνέχιση των ίδιων μετρήσεων σε αριθμητικά μεγαλύτερο δείγμα και σε μεγαλύτερη ποικιλία ενδοφακών αποτελεί μια πρόκληση για μελλοντικές έρευνες.

Επίσης ιδιαίτερο ενδιαφέρον φαίνεται να έχει η αξιολόγηση της χρωματικής εκτροπής είτε του κρυσταλλοειδούς φακού, είτε ψευδοφακικών οφθαλμών με τη χρήση αντικειμενικών μεθόδων μέτρησης, με τις οποίες δεν έχουν μέχρι την παρούσα χρονική περίοδο πραγματοποιηθεί *in vivo* μετρήσεις της χρωματικής εκτροπής. Τέτοιες μέθοδοι για παράδειγμα είναι η *retinoscopy* και η *double-pass method* που αναφέρθηκαν σε προηγούμενη παράγραφο. Κατά συνέπεια θα μπορούσε να γίνει και μια συγκριτική μελέτη μεταξύ των αντικειμενικών και των υποκειμενικών μεθόδων υπολογισμού της χρωματικής εκτροπής σε ζώντες οφθαλμούς (*in vivo*).

## **ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ**

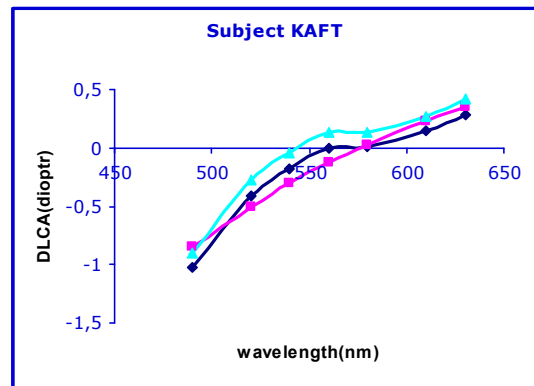
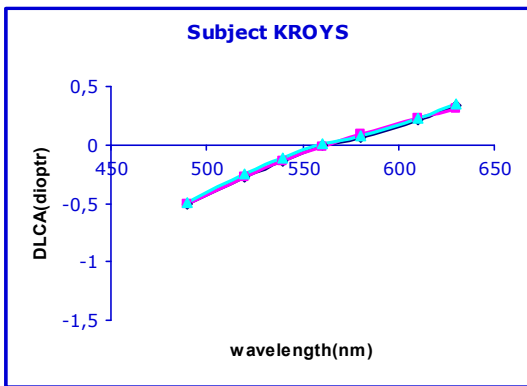
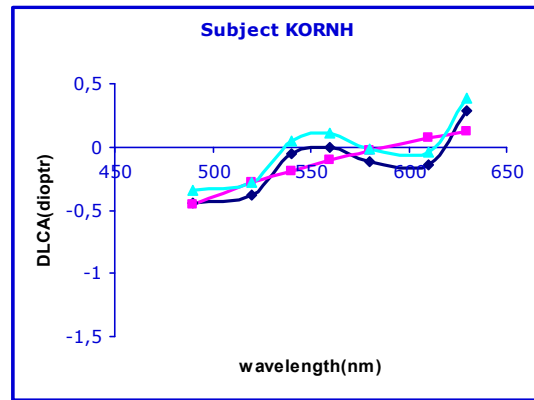
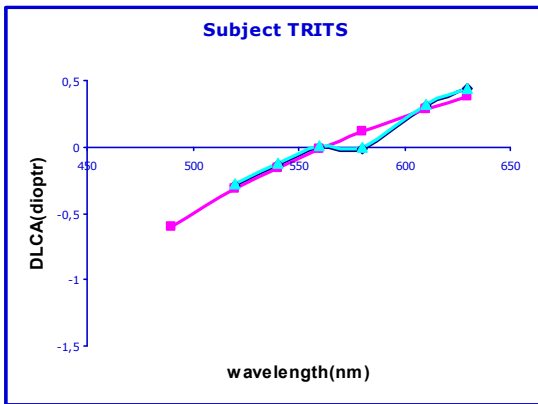
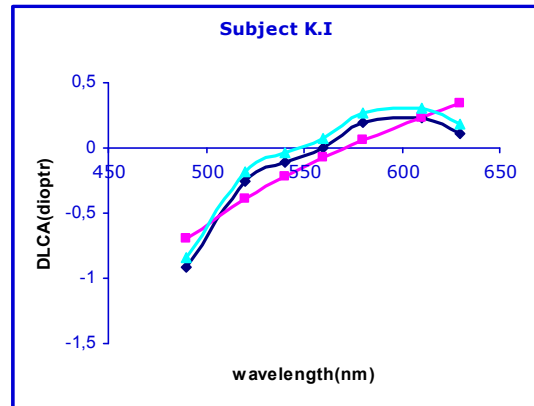
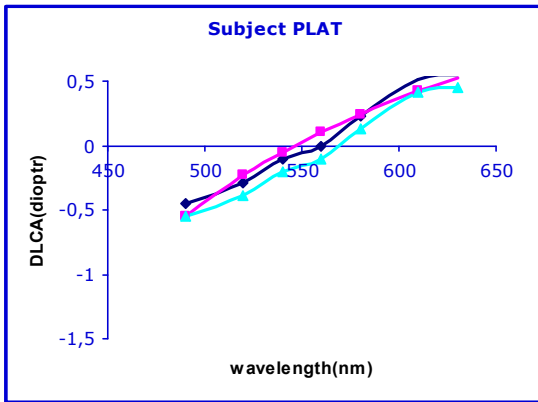
---

Παρατίθενται τα αναλυτικά αποτελέσματα από την μέτρηση της χρωματικής εκτροπής με το οπτόμετρο Badal για κάθε ασθενή που αποτέλεσε το δείγμα, αλλά και για την ομάδα ελέγχου.

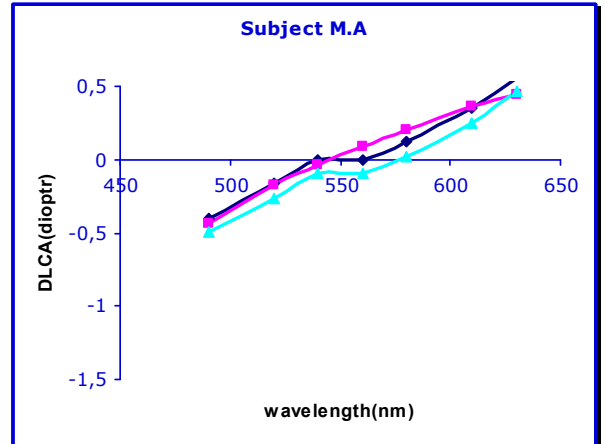
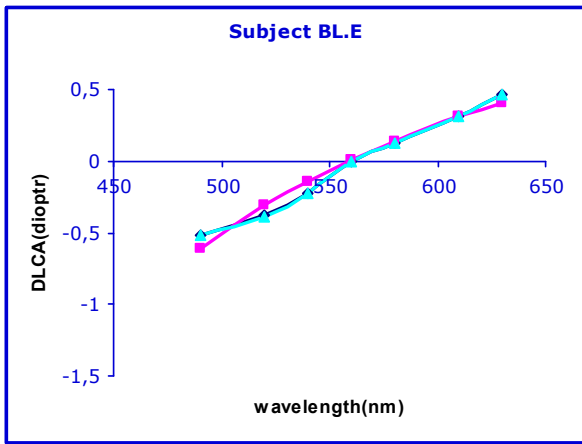
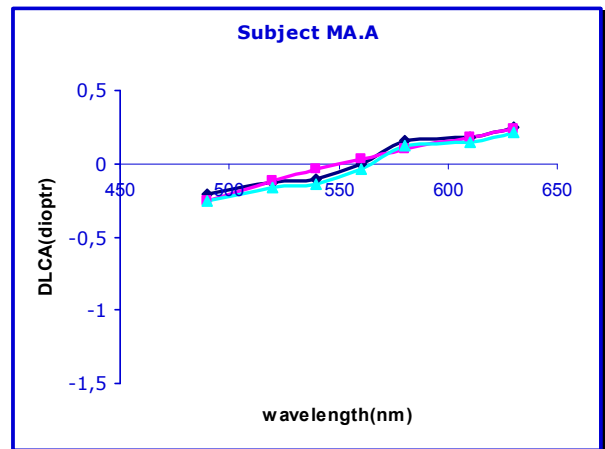
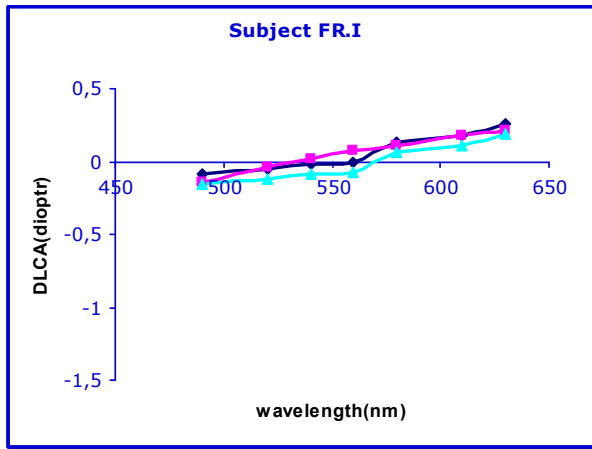
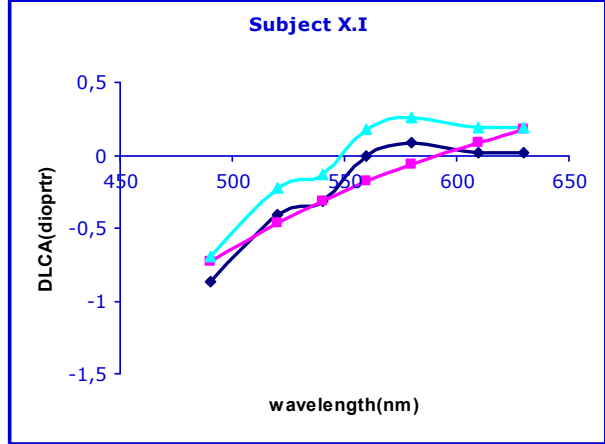
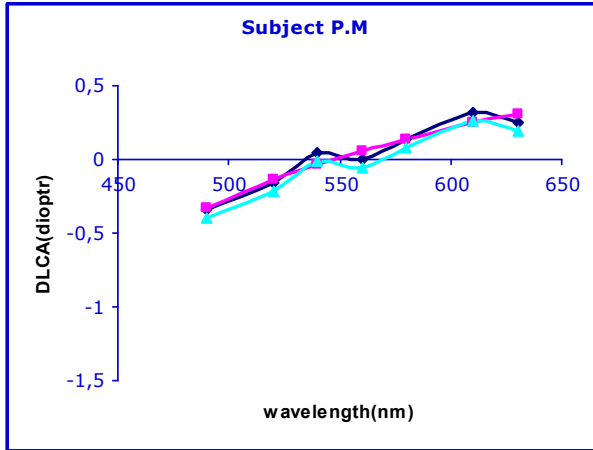
Η σκούρα μπλε καμπύλη αναπαριστά τη μεταβολή της χρωματικής εκτροπής συναρτήσει του μήκους κύματος, ως προς μήκος κύματος αναφοράς τα 560nm. Η ανοιχτή μπλε καμπύλη αναπαριστά τιμές έπειτα από προσαρμογή ως προς τα 560nm και τέλος η κόκκινη καμπύλη εκφράζει τις κανονικοποιημένες τιμές των μετρήσεων με βάση τη σχέση  $n(\lambda)=A-B/(\lambda-\lambda_0)$ , όπου  $\lambda_0$  τα 560nm. Η κανονικοποίηση των τιμών μας διευκολύνει στην ευκολότερη σύγκριση μεταξύ των στοιχείων του δείγματος.

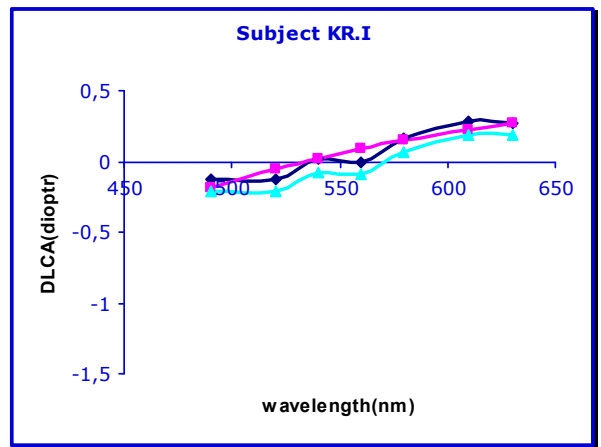
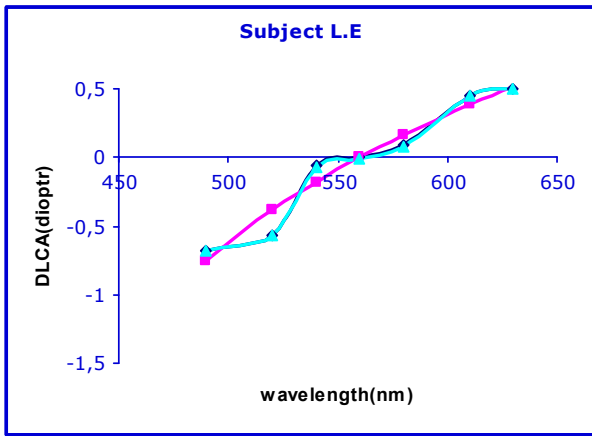
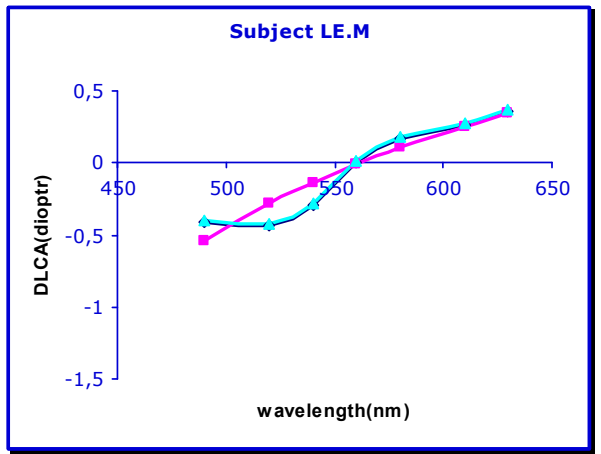
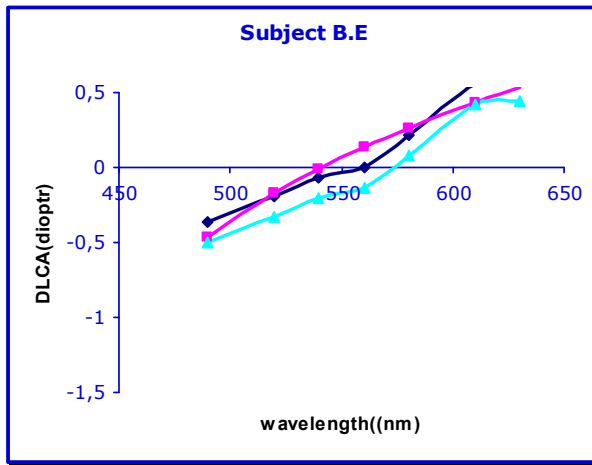
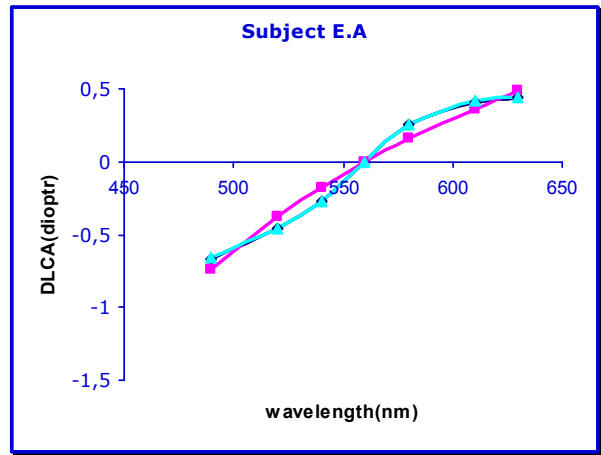
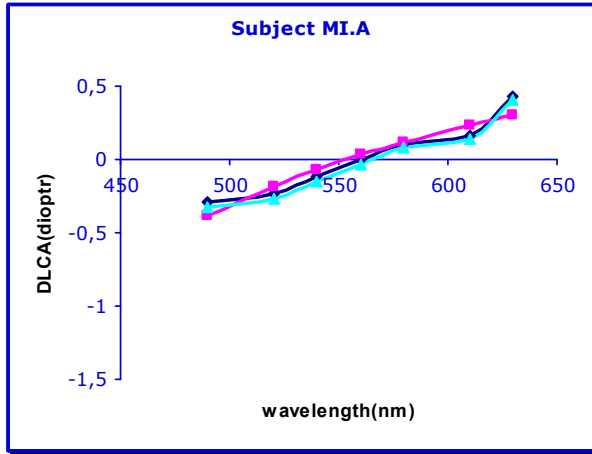
Ο οριζόντιος άξονας X στα διαγράμματα αντιπροσωπεύει το μήκος κύματος εκφρασμένο σε nm, ενώ ο κατακόρυφος άξονας Y αντιπροσωπεύει τη διαφορά της χρωματικής εκτροπής από την αντίστοιχη τιμή για ένα μήκος κύματος αναφοράς, συναρτήσει του μήκους κύματος (μονάδα μέτρησης οι διοπτρίες).

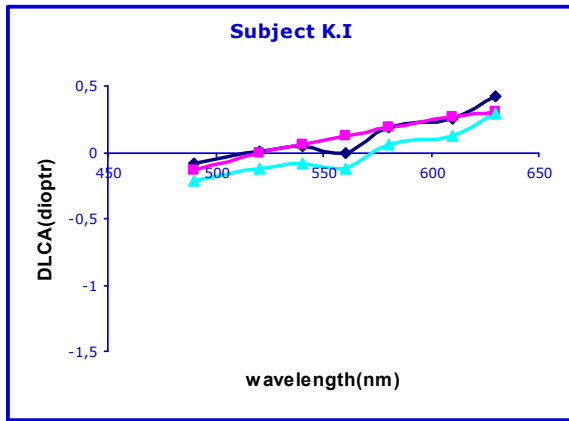
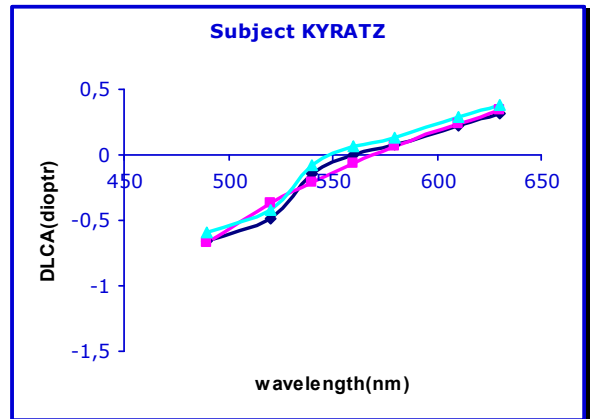
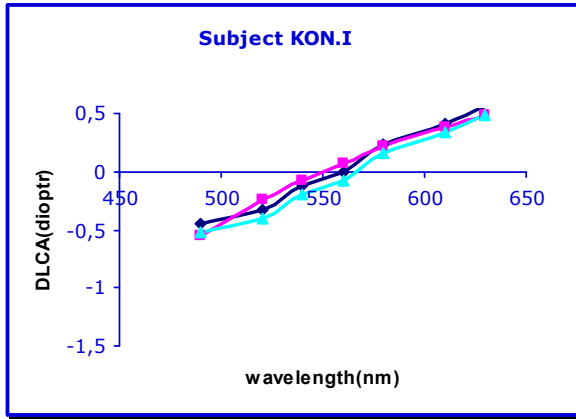
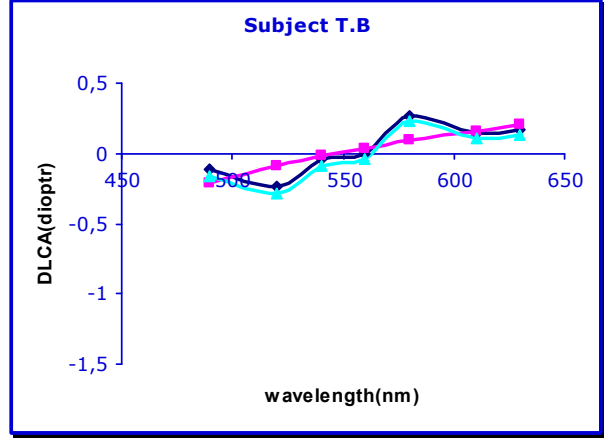
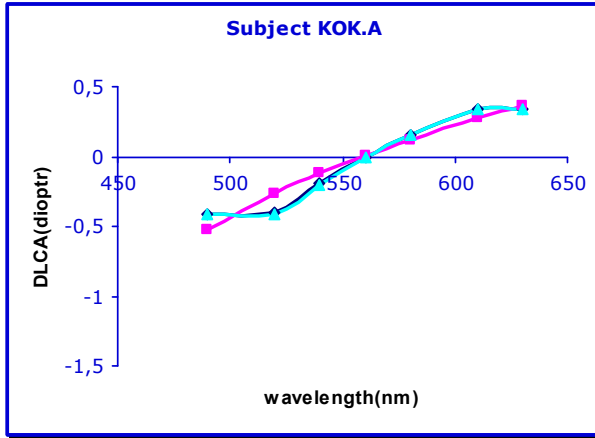
ΔΕΙΓΜΑ



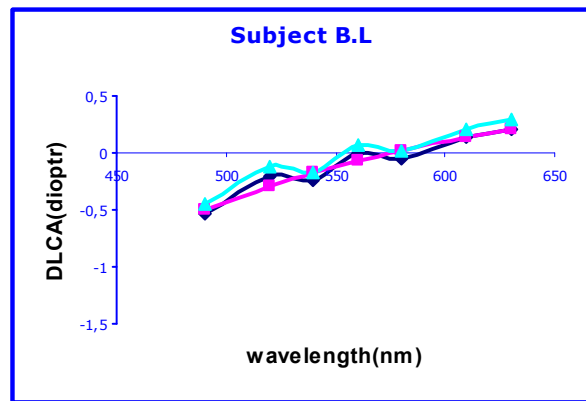
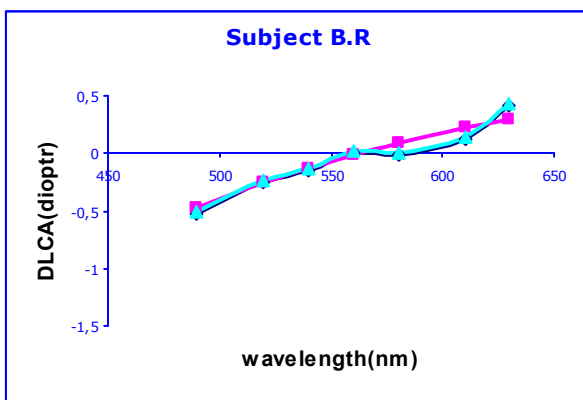
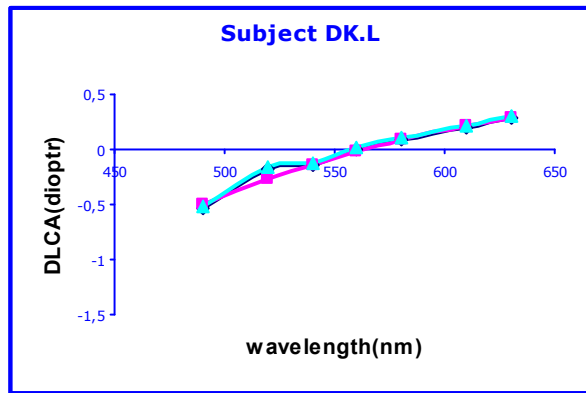
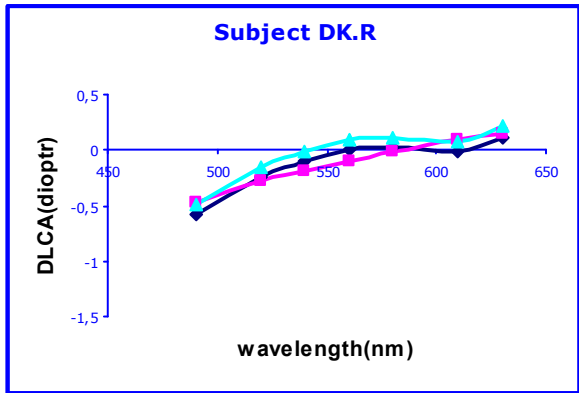
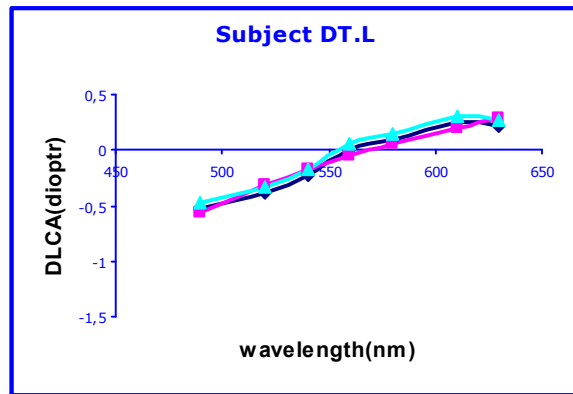
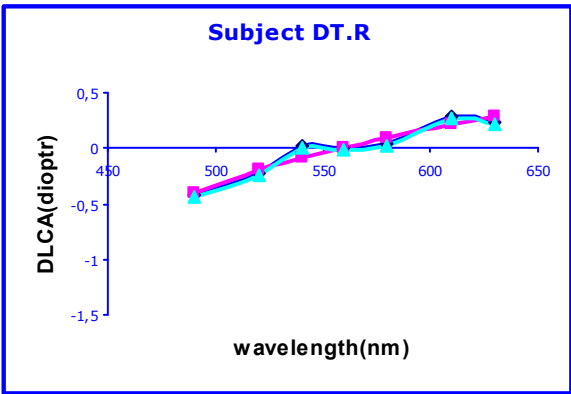


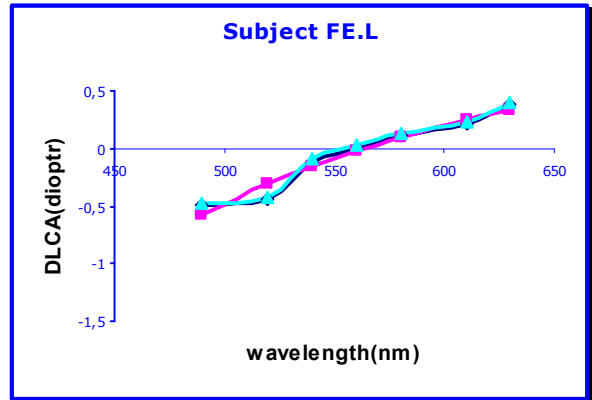
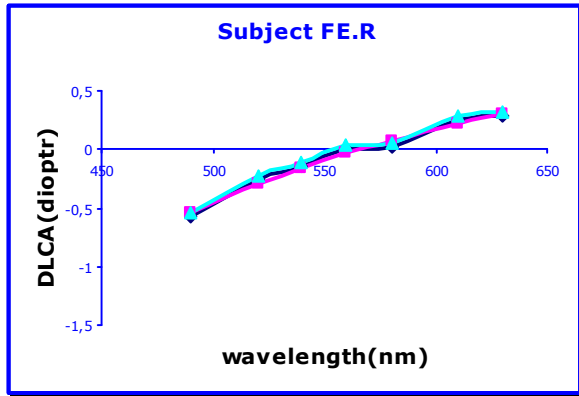






## CONTROL GROUP





## **ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

---

### **Άρθρα:**

1. David A.Atchinson. '**Chromatic dispersions of the ocular media of human eyes**'. Optical Society of America 2005.
2. D.Siedleski, H.Ginis, '**On the longitudinal Chromatic Aberration of the Intraocular Lenses**', Optometry and vision science 2007.
3. Robert Montes, Enrique Espana, Inmaculada Bueno, Neil Charman and Jose L.Menezo '**Visual performance with multifocal intraocular lenses**' Science Direct -Ophthalmology
4. Lilina Werer MD,PHD '**Causes of Intraocular Lens opacification or discoloration**' 2007
5. James A.Davison MD and Michael J.Simpson Phd '**History and development of the apodized diffractive intraocular lens**' ,2006.
6. W.N Charman '**Hybrid diffractive-refractive achromatic spectacle lenses**',Ophthal. Physiol.Opt 1994.
7. A.Morrell,H.D Whitefoot and W.N Charman '**Ocular chromatic aberration and age**', Ophthal. Physiol.Opt 1991.
8. W.N Charman and A.M.Jennings '**Objective measurements of longitudinal chromatic aberration of the human eye**' Vision.Res, 1976.
9. Susana Marcos, Stephen A.Burns, Esther Moreno, Rafael Navarro '**A new approach to the study of ocular chromatic aberrations**' Visio Research ,1999.
10. Ming Liu, Zhao-Qi Wang,Yan Wang, Tong Zuo and Wang,'**The study of wavelength-dependent wavefront aberrations based on individual eye model**'2007.
11. George Beico,MD '**Innovations in Intraocular Lenses**' ,Clinical &Refractive Optometry
12. Irmgard M. Neuhann, Guy Kleinmann, David J.Apple '**Special Intraocular Lens Designs: Why Do They Sometimes Fail ?**', Comprehensive Ophthalmology update.2006.
13. Mark Packer,M.D. '**Focused on New Goals** ',Ophtalmology Management, August 2002.
14. E.R.Villegas,L.Garretero and A,Fimia '**Le Grand eye for the study of ocular chromatic aberration**', Ophthal.Physiol.Opt,1996.
15. Hwey-Lan Liou and Noel A.Brennan '**Anatomically accurate, finite model eye for optical**

- modeling'**, Department of Optometry and Vision Sciences,1997.
16. Isabel Escudero-Sanz, Rafael Navarro '**Off-axis aberrations of a wide- angle schematic eye model'**J.Opt.Soc.Am.A,1999
  17. R.Navarro, J.Santamaria and J.Bescos '**Accomodation- dependent model of the human eye with aspherics'** J.Opt.Soc.Am.A, 1985
  18. H.Kecova, A. Necas '**Phacoemulsification and Intraocular Lens Imlantation: Recent Trends in Cataract Surgery'** Acta Vet.Brno 2004.
  19. Roberto Belluci '**Multifocal Intraocular lenses'** Current Opinion of Ophthalmology 2005.
  20. Pablo Artal and Juan Tabernerero '**Do Aspheric IOLs Worsen Pseudoaccomodation ?'** Cataract and Refractive surgery 2006.
  21. Patricia A.Piers, Henk A.Weeber, Pablo Artal, Sverken Norrby '**Theoretical comparison of Aberration-orrecting customized an aspheric intraocular lenses'** Journal of Refractive Surgery.
  22. Jan van de Kraats and Dirk van Norren '**Sharp cutoff filters in intraocular lenses'** Department of ophthalmology 2007.
  23. Charman, W Neil '**Optics of the human eye: Progress and Problems'** Optometry and vision, 2006.
  24. W.N Charman '**Wavefront technology : Past, present and future'**Science Direct , 2005
  25. Larry N. Thibos and Raymond A. Applegate '**Assessment of Optical Quality'** .
  26. W.N Charman '**Aberrations and myopia'** Ophthal.Physiol.Opt 2005.
  27. David A. Atchinson '**Recent advances in measurement of mponchromatic aberrations of human eyes'**Clinical and Experimental Optometry,2005.
  28. Damian Siedleski, Jerzy Nowak, Marek Zajac '**Placement of a crystalline lens and intraocular lensQ retinal image quality'** Journal of Biomedical Optics 2006.
  29. James A Davison and Michael J. Simpson '**History and development of the apodized diffractive intraocular lens'**,2006.
  30. W.N Charman '**The Retinal Image of the Human Eye'**, 1983.
  31. F.W Campbell and R.W. Gubish '**Optical Quality of the Human Eye'**,1966
  32. Austin Roorda, PhD '**Optics and Optical Quality of the Human Eye'**,

**Βιβλία:**

33. Deborah Paran-Langston **‘Εγχειρίδιο Διάγνωσης και Θεραπείας Παθήσεων Οφθαλμού’**.
34. Χ.Γκίνης **‘Το οπτικό σύστημα του οφθαλμού’**, Σημειώσεις Α εξάμηνο Όραση και φυσιολογική οπτική
35. Δημ.Παπάζογλου **‘Οπτική Ι’** Σημειώσεις Α εξάμηνο.
36. Κυμιωνής **‘Κρυσταλλοειδής Φακός, Ανατομία, ιστολογία, οπτική, καταρράκτης’**, Σημειώσεις Α εξάμηνο Όραση και φυσιολογική οπτική.
37. Κωνσταντίνος Γ.Ψύλλας **‘Ο φακός του οφθαλμού’** Εισαγωγή στην οφθαλμολογία και Νευροφθαλμολογία.
38. Αλέξανδρος Γ.Δαμανάκης **‘Διάθλαση’**.
39. Daniel Vaughan, Taylor Asbury, Paul Riordan **‘General Ophthalmology’**.
40. Bennet and Rabbett's **‘Clinical Visual Optics’**.
41. David A.Atchison and George Smith **‘Optics of the Human eye’**.
42. Yanoff, Liliana Werner ,Andrea M.Izak, Robert T.Isaacs, Suresh K.Pandey,David J.Apple **‘Evolution of intraocular Lens Implantation’**.

**Πηγές internet:**

43. [www.cataract-article.com](http://www.cataract-article.com)
44. [www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com)
45. [www.amo-inc.com](http://www.amo-inc.com)
46. [www.alcon.com/alcon-products/surgical.asp](http://www.alcon.com/alcon-products/surgical.asp)
47. [www.ioltech.com](http://www.ioltech.com)
48. [www.eyeonics.com](http://www.eyeonics.com)
49. [www.opticsexpress.com](http://www.opticsexpress.com)